

**ORTOPEDİK İMPLANT VE PROTEZ TASARIMI İÇİN BİYOMALZEMELERİN
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Ebru IŞIK GÖKÇEK

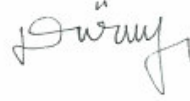
**Zonguldak Karaelmas Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tez Çalışması
Olarak Hazırlanmıştır**

**ZONGULDAK
Eylül 2006**

KABUL:

EBRU IŞIK GÖKÇEK tarafından hazırlanan “ORTOPEDİK İMPLANT VE PROTEZ TASARIMI İÇİN BİYOMALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından değerlendirilerek, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi (ZKÜ) Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Mühendislik Tezi olarak oybirliğiyle kabul edilmiştir. 28/9/2006

Başkan: Prof. Dr. Durmuş GÜNAY (ZKÜ)



Üye : Yrd. Doç. Dr. Halil ÖZER (ZKÜ)



Üye : Yrd. Doç. Dr. Fatih ALTAN (ZKÜ)



ONAY:

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım. .../.../2006



Prof. Dr. İhsan TOROĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ORTOPEDİK İMPLANT VE PROTEZ TASARIMI İÇİN BİYOMALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Ebru IŞIK GÖKÇEK

Zonguldak Karaelmas Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Durmuş GÜNAY

Eylül 2006, 151 sayfa

Bu çalışmada ortopedik implant ve protez tasarımında günümüzde kullanılan malzemeler değerlendirilerek bu malzemelerin avantaj ve dezavantajları ortaya konmuştur. Metal, seramik, polimer ve kompozit malzemeler genel olarak ele alınmış, bunların ortopedideki kullanım alanları gösterilmiştir. Bu çalışmada bahsedilen implantlar sert doku implantlarıdır. Bu alanda yaygın olarak kullanılan metaller ve diğer üç malzeme grubu olan seramikler, polimerler ve kompozitler, biyouyumluluk ve mekanik özellikler bakımından değerlendirilmiştir. 1950’lerde ortopedik implant üreticileri birkaç yıl gibi kısa sürede alaşım sistemleri içerisinde uygun olan biyomalzemeleri bulup değerlendirdiler. Sonraki 50 yılda daha iyi ya da yakın özelliklere sahip alaşımlar bulunamamıştır. Özellikle seramikler üzerinde umut vadeden çalışmalar yapılmaktadır. Metalik biyomalzemeler dahili kırık tespitinde ve spinal sistem tespitinde kullanılırken seramikler, kompozitler ve polimerler eklem protezlerinde kullanım alanı bulmuşlardır.

ÖZET (devam ediyor)

Eklem protezleri uzun dönem protezleri olarak adlandırılır. Kısa dönem implantasyonlarının kullanım süreleri birkaç ayı geçmez. Bu sebeple kendilerinden beklenen mekanik performans, biyouyumluluk ve korozyon dayanımı gibi özellikleri sağlamak konusunda başarı sağlanmışken, uzun dönem implantasyonlarında kullanım ömrünü artırmak için çalışmalar sürmektedir. Bu tezde amaç biyomalzemelerin mekanik özellikleri konusunda bir bilgi tabanı oluşturmak için referans kaynak sağlamaktır.

Anahtar Sözcükler : Ortopedik implant, Biyomalzeme, Mekanik özellikler

Bilim Kodu : 625.03.02

ABSTRACT

Master Thesis

THE INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF BIOMATERIALS FOR ORTOPEDICAL IMPLANT AND PROSTHESIS DESIGN

Ebru IŞIK GÖKÇEK

**Zonguldak Karaelmas University
Graduate School of Natural Science
Mechanical Engineering**

Advisor: Prof. Dr. Durmuş GÜNEY

September 2006, 151 pages

In this work, contemporary biomaterials, used in the ortopedical implants and prosthesis design were evaluated and advantages and disadvantages of them were presented. Metal, ceramic, polymer and composite materials were generally discussed, and their applications in orthopedy were shown. Implants that were mentioned in this work are hard tissue implants. Metals, used boardly in this area, and other three material groups; ceramics, polymers and composites were evaluated by their biocompatiblity and mechanical properties. In 1950's ortopedical implant producers found and used suitable biomaterials between alloy systems in very short time. The alloys with similiar or better properties could not be found in the next 50 years. Promise researches have been continued especially on ceramics.

ABSTRACT (continued)

While metallic biomaterials are used in internal broke determination and spinal system determination, ceramics, composites and polymers are found a place in the joint prosthesis. Joint prosthesis are named long term implants. There is no long usage in the short term implants. The success is provided in the mechanical performance, bio suitables and corrosion resistance. Because of this the studies are going on to increase usage life in the long term implants. The aim of this study is that providing a reference source about the mechanical properties of the bio materials.

Key Words : Orthepeical implant, Biomaterial, Mechanical properties.

Science code : 625.03.02

TEŞEKKÜR

Bu çalışmamda yardımlarını esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Durmuş GÜNAY'a ve tez süresince desteklerini esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Halil ÖZER'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TESEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
SEKİLLER DİZİNİ	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xviii
BÖLÜM 1 GİRİŞ	1
BÖLÜM 2 MALZEMELER VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ	5
2.1. ELASTİSİTE MODÜLÜ.....	10
2.2. AKMA MUKAVEMETİ.....	13
2.2.1. Çevresel Etkiler.	14
2.3. KIRILMA MUKAVEMETİ	16
2.3.1. Çevresel Etkiler.	19
2.4. YORULMA	20
2.5. TOKLUK.....	23
2.6. VİSKOELASTİSİTE	24
2.7. TERMAL ÖZELLİKLER	26
2.8. YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE ADEZYON.....	27
BÖLÜM 3 TIBBİ ARAÇLARDA KULLANILAN MALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI.....	30
3.1. METAL VE METAL ALAŞIMLARI.....	30
3.2. SERAMİKLER VE CAMLAR.....	35
3.3. POLİMERLER	38

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

Sayfa

3.4. KOMPOZİTLER	42
BÖLÜM 4 KEMİK VE KIRIKLARI	44
4.1. KEMİĞİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ	44
4.2. KIRIK NEDİR	49
4.3. KIRIK TİPLERİ	50
4.4. KIRIK MEKANİZMASI	52
4.4.1. Yorgunluk kırıkları	55
BÖLÜM 5 BİYOMALZEMELER	56
5.1. METALİK BİYOMALZEMELER	56
5.1.1. Demir İçeren Metaller	58
5.1.1.1. Dökme Demir	58
5.1.1.2 Karbon Çeliği	59
5.1.1.3. Çelik Alaşımları	59
5.1.1.4. Paslanmaz Çelik	60
5.1.1.5. Kobalt Tabanlı Alaşımlar	63
5.1.1.6. Titanyum İçeren Alaşımlar	66
5.1.1.7. Dental Amalgam	69
5.1.1.8. Altın	69
5.1.1.9. Tantal	70
5.1.1.10. Platin	70
5.1.2. Demir İçermeyen Metaller	70
5.1.2.1. Alüminyum	72
5.1.2.2. Bakır	72
5.2. BİYOSERAMİKLER	73
5.2.1. Oksit Seramikleri	73
5.2.2. Alümina	74
5.2.3. Zirkonya	74

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

Sayfa

5.2.4. Kalsiyum-Fosfat Seramikleri	74
5.2.5. Cam ve Cam-Seramikler	75
5.3. POLİMERİK BİYOMALZEMELER	76
5.3.1. Doğal Polimerler.....	77
5.3.1.1. Kollajen ve Jelatin.....	77
5.4. KOMPOZİTLER	80
BÖLÜM 6 SERT DOKU PROTEZLERİ	82
6.1. UZUN KEMİKLERİN TAMİRİ.....	82
6.1.1. Elektrik ve Elektromanyetik Uyarı İle Kırık İyileşmesi	83
6.1.2. Kırık Tespit Araçları	83
6.1.2.1. Tarihçe.....	83
6.1.2.2. Teller ve Çiviler	85
6.1.2.3. Vida ve Plaklar	86
6.1.2.4. İntramedüller Araçlar	98
6.1.2.5. Femur Boynu İçin Özel Vida ve Çiviler	99
6.1.2.6. Spinal Tespit Araçları	102
6.1.2.7. Eksternal Fiksator	103
6.2. DAHİLİ KIRIK TESPİT ARAÇLARINDA KULLANILAN MALZEMELER	105
6.3. EKLEMLER	108
6.3.1. Eklemlerin Yapıları ve Fonksiyonları.....	109
6.3.2. Çeşitli Eklem Protezleri	111
6.3.2.1. Kalça Eklem Protezi.....	111
6.3.2.2. Diğer Eklem Protezleri.....	116
6.4. EKLEM PROTEZLERİ İÇİN KULLANILAN MALZEMELER	119
BÖLÜM 7 İNDİRGENME	122
7.1. METALLERİN İNDİRGENMESİ: METALİK KOROZYON	122
7.2. POLİMERLERİN İNDİRGEMESİ.....	124
7.3. AŞINMA	124

İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

Sayfa

7.4. KOROZYON MİNİMİZASYONU İÇİN VAKA ÇALIŞMALARI.....	126
BÖLÜM 8 BİYOUYUMLULUK	130
8.1. VÜCUDUN BİYOMALZEMELERE TEPKİSİ	130
8.1.1. İnflamasyon	130
8.2. BİYOMALZEME KULLANILDIĞI DURUMLARDA İYİLEŞME.....	131
8.2.1. Enfeksiyon.....	132
8.3. SERAMİKLERİN BİYOUYUMLULUĞU	132
8.4. POLİMERLERİN BİYOUYUMLULUĞU.....	133
8.5. METALLERİN BİYOUYUMLULUĞU	133
8.6. KOBALT-KROM ALAŞIMLARININ BİYOUYUMLULUĞU	134
8.7. TİTANYUMUN BİYOUYUMLULUĞU	136
SONUÇLAR.....	138
KAYNAKLAR.....	143
EK AÇIKLAMALAR A. TIBBİ TERİMLER.....	147
ÖZGEÇMİŞ.....	151

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Tipik gerilme-zorlanma eğrisi	7
2.2 Gerilme-zorlanma eğrileri	8
2.3 Gevrek, sünek, tok malzemelerin tipik gerilme-zorlanma eğrileri	9
2.4 Çekme gerilmesi etkisi altındaki metal ve plastiklerin davranışı	13
2.5 Malzemelerin ideal gerilme - zorlanma davranışı	14
2.6 İdeal Griffith Çatlağı	17
2.7 Doğru gibi gözüken çatlak diskleri	19
2.8 Yorulma testinden elde edilen eğri	21
2.9 Cr – V alaşımı için S-N eğrileri	22
2.10 Polisülfon – karbon fiber arayüzü için S-N eğrileri	22
2.11 Değişik malzeme tiplerinin gerilme-zorlanma eğrileri.	23
2.12 İki elementli viskoelastik modeller	24
2.13 Bir katının yüzeyindeki ıslatan ve ıslatmayan sıvı.....	28
2.14 Bağlı kısımlar arasındaki çimentonun kalınlığı- bağlantı yerinin mukavemet grafiği.....	29
3.1 Kafes Sistemleri	30
3.2 Dislokasyona uğrayan atomların şematik gösterimi	31
3.3 Kristalleşmenin polietilenin mekanik özelliklerine etkisi	40
4.1 Kortikal ve trabeküler kemik için gerilme- zorlanma eğrisi	44
4.2 Çocuklarda görülen kırık tipleri.....	46
4.3 Kemiğin yüklenme durumları.....	46
4.4 Kemiğin eğilme yüklenmesi	47
4.5 Kemiğin kombine yüklenmesi	48
4.6 Tibia kırıklarında Chapman sınıflandırması.....	50
4.7 Yükleme durumlarına göre kırık tipleri	53
4.8 Kırık kemikte callus oluşumu	54

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

No	Sayfa
5.1 Femoral kemiğin ortasındaki inklüzyon.....	65
5.2 Saf titanyumda oksijenin mekanik yapıya etkisi	66
5.4 Saf titanyumda tane büyüklüğünün mekanik yapıya etkisi.....	67
5.3 Saf titanyumda soğuk işlemenin mekanik yapıya etkisi	67
6.1 Değişik implant uygulamaları.....	84
6.2 Kanselloz kemiğin basit kırık tespitinin bir örneği.....	86
6.3 Kanüle çivi.....	86
6.4 Vidanın yapısı	88
6.5 Kırık femurun plak ile tespitinden sonraki görünüşü.....	89
6.6 Değişik plakların eğilme momentleri.....	90
6.7 Yanlış plak-kemik bağlantısının şematik gösterimi.....	90
6.8 Gelen yükün vida, kemik ve plak-kemik arayüzüne aktarılışı.....	91
6.9 Plak tespit vidalarının üzerindeki gerilme miktarının şematik gösterimi	91
6.10 Konvansiyonel ve kilitli vida.....	92
6.11 Vidanın uygulanan yüke cevabı.....	92
6.12 Kilitli vidada plaktaki gerilme dağılımı	92
6.13 Çeşitli boyutlarda kırık plakları ve yerleştirme aletleri.....	93
6.14 DCP'nin çalışma prensibi.....	93
6.15 Plak çıkarıldıktan sonra elde edilen 3 mm genişlikteki kemik parçasının elde edildiği yerdeki anatomik bölgeleri gösteren şema	95
6.16 3 mm genişlikteki kemik parçasının 4 noktalı eğilme testinden elde edilen tipik yük deformasyon diyagramı.....	95
6.17 Plaklı köpek femurlarının ön ve arka kısımlarından elde edilen kemiğin toplam miktarı ve kortikal kalınlığının karşılaştırılması	96
6.18 Normal ve plaklı köpek femurlarından elde edilen kemik parçalarının yapısal mukavemet özelliklerinin karşılaştırılması.....	97
6.19 Femurun supracondilar kırığının kanselloz kemiğini tespit etmekte kullanılan araç	97
6.20 Plak- vida ve kilitli intramedular çivi bağlantısı.....	98
6.21 Değişik çaptaki çivilerin eğilme rijitlikleri.....	99
6.22 Çeşitli Çiviler.....	99
6.23 Kırık femoral başın kalça çivisiyle tespiti	100

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
6.24 Femoral baş tespit yöntemlerinin şematik diyagramları	101
6.25 Çeşitli kalça çivilerinin arakesitleri.....	101
6.26 Dolu ve boşluklu dairesel kesit.....	101
6.27 Omurga düzleştirici rod.....	103
6.28 Eksternal fiksatorün kemiğe tespiti.....	104
6.29 a) Eksternal fiksator takılmış bir hasta.....	104
6.29 b) Eksternal fiksator takılmış bir hasta.....	105
6.30 Nikel ve krom içeriği ile ilişkili olan paslanmaz çelik kısmi faz diyagramı	107
6.31 Diz ve Kalça Eklemleri	109
6.32 Yükleme elemanlarının sıralanışı.....	110
6.33 Yürüme halindeki kuvvet varyasyonlarının zamanla grafiği	111
6.34 Kalça protezlerinin çeşitli acetabular dizaynları ve femoral baş bileşenleri	113
6.35 Toplam kalça implantlarının değişik tipleri.....	114
6.36 Artroplasti araçlarının gelişimi	115
6.37 Çeşitli kalça protezleri için sürtünme torku, uygulanan yük grafiği.....	116
6.38 Diz eklem protezi	116
6.39 Çeşitli diz implant dizaynları	117
6.40 Çeşitli Eklem Protezleri.....	118
6.41 Parmak eklem protezi.....	119
6.42 Weber ve Harris dizaynı kalça protezleri	120
6.43 Seramikten üretilen kalça ve diz eklemleri.....	121
7.1 Ti-6Al-4V alaşımının aşınma testi değerleri	126
7.2 Röntgen filmi	127
7.3 Röntgen filmi.....	128
7.4 Röntgen filmi.....	128
7.5 Röntgen filmi	129

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 İmplant ve cihazlarda kullanılan doğal ve sentetik malzemeler	3
2.1 Mühendislik malzemelerinin sınıflandırılması	5
2.2 Çevresel etkilerin polimerlerin mekanik özelliklerine etkisi.....	11
2.3 Polimerlerin modüllerinin çevresel etkiyle değişimi	12
2.4 In vivo sütürlerin çekme mukavemetlerinin indirgenmesi.....	20
2.5 Malzemelerin termal özellikleri	27
2.6 Bazı sıvıların temas açıları	28
3.1 Bazı malzemelerin mekanik özellikleri.....	34
3.2 Hidroksiapatit ve değişik malzemelerin mekanik özellikleri	36
3.3 Tıbbi uygulamalardaki Al_2O_3 seramiklerinin özellikleri.....	38
3.4 Değişik yük durumlarında PEEK ve titanyumun, çekme gerilmesi ve emniyet faktörleri.....	40
3.5 Tıbbi uygulamalardaki polimerlerin bazı fiziksel özellikleri	41
3.6 Tabii insan dokusuna ait bazı fiziksel özellikler.....	41
3.7 Protez malzemesi olarak kullanılan polimerler	42
4.1 İnsan kemiğinin mekanik özellikleri	45
5.1 Bazı metallerin mekanik özellikleri	57
5.2 Metal implantlarda kullanılan elementler.....	58
5.3 %18 Cr-%8 Ni paslanmaz çelikte soğuk şekillendirme ile mekanik özelliklerin değişimi.....	61
5.4 Tıbbi uygulamalarda çeşitli çeliklerin kullanım örnekleri	63
5.5 Protez malzemesi olarak kullanılan kobalt-krom esaslı bazı özel alaşımların %'de ağırlık olarak kimyasal kompozisyonları.....	64
5.6 Kobalt-Krom esaslı bazı özel alaşımların mekanik özellikleri.....	65
5.7 Ticari saf titanyum kompozisyonları	68
5.8 Titanyum alaşımlarındaki elementlerin kompozisyonları	68
5.9 Ti-Zr, Ti-Zr-Pd ve Ti-Sn-Pd alaşım elementlerinin kullanıldığı durumlardaki mekanik değerler	69
5.10 Bazı metallerin özelliklerinin karşılaştırılması	71
5.11 Doğal polimerlerin kullanım alanları	78

ÇİZELGELER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
5.12 Tıpta kullanılan polimerlerin yaygın klinik uygulamaları ve tipleri.....	79
5.13 İndirgenebilir polimerik biyomalzemelerin bazı kısa dönem tıbbi uygulamaları....	79
6.1 Kemik vidalarının mukavemeti.....	87
6.2 Çeşitli kırık bölgelerinde kırığın her iki tarafı için önerilen vida sayısı	91
6.3 Femurun proksimal ucunda dayanılabilen en büyük eğilme momenti	94
6.4 Köpek femuru için normal ve plaklı kemiğin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması	96
6.5 İmplant cerrahisinde kullanılan 316 paslanmaz çeliğin kompozisyonu	107
6.6 Bazı paslanmaz çeliklerin mekanik özellikleri	107
6.7 Co-Cr alaşımlarının kompozisyonları	108
6.8 Co-Cr alaşımlarının mekanik özellikleri	108
6.9 Cerrahi titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri	108
6.10 Çeşitli aktiviteler süresince kalça ve diz eklemlerinde oluşan kuvvetlerin ortalama maksimum değerleri	110
7.1 Bazı metal çiftlerindeki sürtünme katsayıları.....	125
7.2 Farklı alaşım kombinasyonlarında aşınma korozyonu sonuçları.....	126
7.3 İki ayrı yük altındaki parlatılmış Co-Cr ve Ti-6Al-4V alaşımlarının kemik yüzeyle yaptığı 25 saatlik aşınma testlerinin sonuçları	126
8.1 İmplant çevresindeki fare omuz kasının analizi	134
8.2 Kobalt esaslı alaşımla temas eden dokunun analizi	136

SİMGELER VE KISALTMALAR

σ	: gerilme
F	: kuvvet
A	: alan
$\mathcal{E}$	: zorlanma
ℓ	: uzunluk
E	: elastisite modülü
V	: hacim
V _m	: matriks hacmi
N	: deneysel parametre
Q	: aktivasyon enerjisi
$\dot{\mathcal{E}}$	: metal deformasyon
c	: eliptik çatlak yarıçapı
r	: çatlak noktasındaki eğrinin yarıçapı
γ	: yüzey gerilimi
P	: plastik deformasyon işi
η	: zorlanma
α	: termal enerji tarafından sağlanan birim uzunluktaki uzunluk değişimi
d	: tane çapı
k	: sabit
t	: sürtünme gerilmesi
I	: atalet momenti

KISALTMALAR

PE	: poli etilen
PP	: poli propilen
PVC	: poli vinil klorit
PMMA	: poli metil met akrilat
PEEK	: poli eter eter keton
PTFE	: poli tetra flor etilen (teflon)
PAN	: poli akrilo nitril
PU	: poli uretan
HEMA	: hidroksi etil meta krilat
BP	: benzol peroksit
UHMWPE	: ultra yüksek moleküler ağırlıklı poli etilen
HA	: hidroksi apatit

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Biyomalzeme insan yapımı veya doğal olarak bulunan herhangi bir malzemedir. Bu biyomalzeme canlı bir yapının veya biyomedikal bir aracın herhangi bir parçasını oluşturur. Bu biyomedikal araç doğal bir fonksiyonu ya geliştirir ya da değiştirir. Bunun yanında biyomalzemeler biyolojik bir kaynaktan da gelmiş olabilir. Biyomalzemeler veya araçlar herhangi bir fonksiyonu yerine getirebilir, geliştirebilir veya değiştirebilir ki bu bahsi geçen fonksiyon herhangi bir hastalık veya sakatlıkla kaybedilmiş bir fonksiyondur. Tabii ki hiçbir zaman bu fonksiyon orijinal olarak yerine konamayacaktır [10].

Ortopedik implantlar geçici ve kalıcı olmak üzere iki kategoriye ayrılmıştır. Geçici implantlar genel olarak kırık tespitinde kullanılır. Fonksiyonları birleşme gerçekleşene kadar kırık kemikler arasında köprü görevi yapmaktır. Hizmet süresi birkaç ayı geçmez. Kalıcı implantlar ise zarar görmüş eklemlerin yerini almak için dizayn edilmiştir ve kullanım süresi hastanın geriye kalan ömrü kadardır. Protez ise çıkarılmış bir parça veya organın görevini görmek üzere onun yerine yerleştirilen suni araçtır.

Trafik kazaları, spor ve ateşli silah yaralanmaları, yaşlılık ve hastalık gibi değişik nedenlerle işlevini yerine getiremez hale gelen organlardan; omur, femur başı, diz eklemi gibi organlar ortopedistler tarafından tamamen veya kısmen değiştirilerek yerine insan vücudunda ömür boyu kalacak protezler takılmaktadır [7].

Biyomalzeme, mühendislik bilimi için yeni bir alandır. Bu konuda yapılan modern anlamdaki bilimsel çalışmalar geçen yüzyılda başlamıştır. Kısa dönem implantasyonlarında mekanik performans, biyouyumluluk ve korozyon dayanımı gibi koşullar sağlanabilmiş iken, uzun dönem implantasyonlarında daha yüksek aşınma ve yorulma direncine sahip yeni malzeme arayışı sürmektedir. Bu çalışmada amaç biyomalzemelerden beklenen mekanik özellikleri ortaya koymak ve günümüzde kullanılan biyomalzemelerin mekanik özellik ve biyouyumlulukları konusunda bir bilgi tabanı oluşturarak, referans kaynak sağlayabilmektir.

Yapay malzemelerin canlı dokularda kullanılması fikri antik çağlara dayanır. Eski Mısır medeniyetlerinden zamanımıza ulaşan duvar resimleri, kırılan kemiklerin tedavisi için çeşitli usullerin düşünüldüğünü göstermektedir. İlk implantlar saf metallerden ve basit alaşımlardan yapılmıştır. 1900’lü yılların başında metal esaslı ortopedik implantlar ve kemik vidaları üzerinde çalışmalar yoğunluk kazanmış ve ilk kobalt esaslı implantlar 1924 yılında hayvanlarda denenmiştir. Kobalt-krom implantlar da ilk kez 1938 yılında insanlarda kullanılmıştır. 1950 yılında bu implantların yerini hassas döküm tekniği ile imal edilen ve şekil olarak günümüzdekilere benzer implantlar almıştır.

Avrupa Topluluğu 1990 Biyomekanik Toplantısı’nda verilen rakamlara göre bir yılda İngiltere’de 45.000, Avrupa’da 250.000, dünyada 500.000 femur başı implantı kullanılmaktadır. Aynı implantın yapılan gayri resmi istatistiklere göre Türkiye’deki kullanım miktarı yılda 20000’i bulmaktadır [7].

Dünya nüfusunun yaklaşık olarak %10’u vücudunun çeşitli yerleri için tıbbi bir tedavi ile yüz yüze kalmaktadır. Özellikle son 40 yıl içerisinde ortopedist ve mühendislerin çalışmalarıyla geliştirilen biyomalzemeler özürlü insanların yaşamsal işlevlerini artırmaya yönelmiş, bu kişilerin yaşamlarını mümkün olduğu kadar normal insanların yaşamlarına yaklaştırmaya yönelik uygulamalar ortaya çıkmıştır [8].

1991 yılında ABD’nin ortopedik implant ve aletler için toplam pazarı 2.098 milyon \$ idi. 1998 verilerine göre 11 milyon Amerikalının (toplam nüfusun %4.6’sı) her birinde en az bir implant vardır. İmplant ve aletlerin kullanıldığı ortopedi dışında alanlar da vardır. Oral ve çene cerrahisi, kafatası plakları, vidalar ve kardiovasküler cerrahi gibi [9].

Biyomalzemeler insan vücudunun çok değişken koşullara sahip olan ortamında kullanılırlar. Örneğin vücut sıvılarının pH değeri farklı dokulara göre 1 ila 9 arasında değişir. Günlük aktivitelerimiz sırasında kemiklerimiz yaklaşık 4 MPa, tendonlar ise 40-80 MPa değerinde gerilmeye maruz kalır. Bir kalça eklemesindeki ortalama yük vücut ağırlığının üç katına kadar çıkabilir, sıçrama gibi faaliyetler sırasında ise bu değer vücut ağırlığının 10 katı olabilir. Vücudumuzdaki bu gerilmeler ayakta durma, oturma ve koşma gibi faaliyetler sırasında sürekli tekrarlanır. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekiyor. Geçmişte gerek tahta, kauçuk gibi doğal malzemelerin gerekse altın, cam gibi yapay malzemelerin biyomalzeme olarak kullanımı deneme yanılma

yoluyla yapılmaktaydı. Vücudun bu malzemelere verdiği cevaplar son derece farklıydı. Belirli koşullar altında bazı malzemeler vücut tarafından kabul görürken aynı malzemeler koşullar değiştiğinde vücut tarafından reddedilebilmekteydi. Son 30 yıl içinde biyomalzeme/doku etkileşimlerinin anlaşılması konusunda önemli bilgiler elde edilmiş bulunuyor [11].

Genel olarak biyomalzemelerin çoğu başka araçlar (Denizcilik ve havacılık araçları gibi) için geliştirilmiştir ve pek azı yalnızca tıbbi araçlar için işlenmiştir. Tıbbi araçlar için kullanılan malzemeler diğer uygulamalarda kullanılan malzemelere oranla çok azdır [10]. Çizelge 1.1 de bazı biyomalzemelerin uygulama alanları örnek olarak gösterilmiştir. Üç ana teknoloji “ileri teknolojik malzemeler, mikroelektronik ve biyoteknoloji” ailesindeki gelişme ve uygulamalar sayesinde 1990 yılının ortalarından itibaren dünya biyomalzeme piyasasında hızlı bir artış görülmüştür [7].

Çizelge 1.1 İmplant ve Cihazlarda Kullanılan Doğal ve Sentetik Malzemeler[11].

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi	
Eklemler	Titanyum Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları
Kırık kemik uçlarını tespitite kullanılan ince metal levhalar	Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları
Kemik dolgu maddesi	Poli (metil metakrilat) (PMMA)
Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde	Hidroksiapatit
Yapay tendon ve bağlar	Teflon, poli (etilen teraftalat)
Diş implantları	Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp Damar Sistemi	
Kan damarı protezleri	Poli (etilen teraftalat), teflon, poliüretan
Kalp kapakçıkları	Paslanmaz çelik, karbon
Kataterler	Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
Organlar	
Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları	
İç kulak kanalları	Platin elektrotlar
Göz içi lensler	PMMA, silikon kauçuk, hidrojel
Kontakt lensler	Silikon-akrilat, hidrojel
Kornea bandajı	Kollojen, hidrojel

Ortopedik uygulamalarda günümüze kadar çok çeşitli biyomalzemeler kullanılmıştır. Bu malzemelerin çoğunun biyolojik ve klinik davranışları hakkında bilgimiz var. En önemli husus istenen gereksinimleri karşılayacak en uygun biyomalzeme seçimidir. Burada implantasyon zamanını da göz önünde bulundurmak kritiktir. Çünkü kısa süreli implantlardaki koşullar uzun sürelilerdeki kadar kısıtlayıcı ve katı değildir [6].

Biyomalzemelerin geleceğinde stratejik olarak önemli kabul edilen elementlerin fiyat artışı ve hammadde sıkıntısı da göz önüne alınarak değerlendirilmelidir [8].

Bugün dünyada çoklukla ihtiyaç duyulan kırık plakları ve ortopedik nakiller için kalça protezleri ile diz protezleridir. Özellikle insan hareketlerinin ortopedik anlamda en fazla etkilendiği yerler ve en fazla gerilme konsantrasyonu ile karşılaşan vücut kısımları olduğu için tasarım kriterlerini yüksek hassasiyetle belirlemek, kişiye özel tasarım yapmak, mümkün olabildiğince uzun süreli kullanım sağlamak, tekrar üretilebilirlik ya da tamir koşullarını göz önüne almak, ortopedik malzeme üretim ve tasarımında gözetilmesi gereken kriterler olarak karşımıza çıkmaktadır [8].

1900'lerin başında ilk kırık plağının implante edilerek geniş ölçüde kullanılmaya başlamasıyla ortopedi klinik bir disiplin olarak görülmeye başlandı. 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 mafsallarda transplantasyonlarına doğru genişlemesi ve diğer endüstrilerdeki gelişmeler aynı zamana tekabül etti ve sonunda 1950'lerde ortopedik implant üreticileri 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 ya da yakın özelliklere sahip alaşımlar ortaya çıkmamıştır. Sadece bileşimle, ısı işlemleri ve imalat teknolojisiyle ilgili iyileşmelerle yetinilmiştir [12].

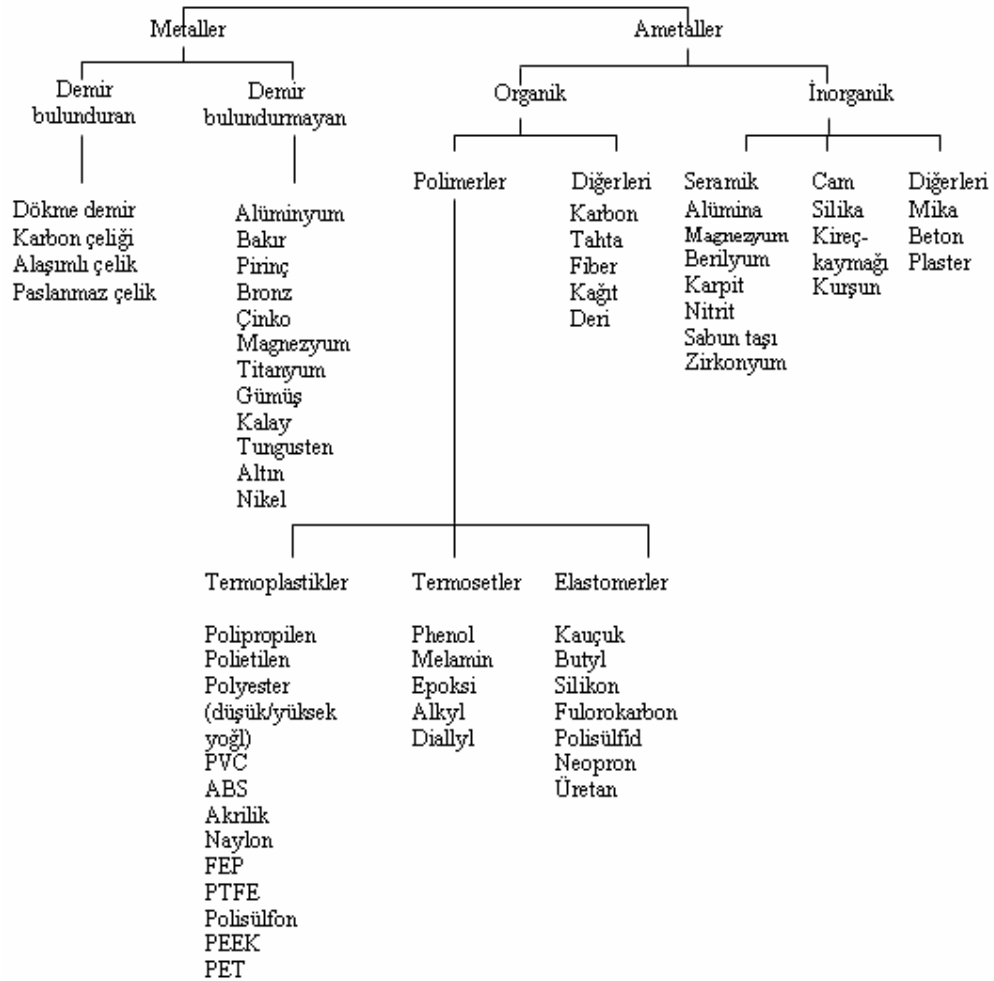
BÖLÜM 2

MALZEMELER VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Uygun malzeme seçiminin yapılabilmesi için her malzemenin iyice tanınması, mekanik özelliklerinin kavranması gerekmektedir. Çizelge 2.1 de mühendislik malzemelerinin şeması verilmiştir. Bu malzeme seçiminin ilk aşamasıdır.

Çizelge 2.1 Mühendislik malzemelerinin sınıflandırılması [15].

Mühendislik Malzemeleri



Mekanik özellikleri belirleyebilmenin en yaygın yolu, numuneyi çekme deneyine tabi tutmaktır. Bu malzemeleri ayrıca eğerek veya basmaya tabi tutarak da test edebiliriz. Belirli standart test protokolleri geliştirilmiştir. Bunların amacı değişik laboratuarlardan gelen datayı belli standartlara göre karşılaştırabilmektir. Biyomalzeme alanındaki bu dataların çoğu ASTM'den geliyor. Mesela metallerin gerilmeyle ilgili testleri ASTM E8'e göre yapılır. Plastik malzemeler için de ASTM D.412 kullanılır. Katı plastiklerin gerilmeyle ilgili testlerinde ASTM D.638 kullanılır.

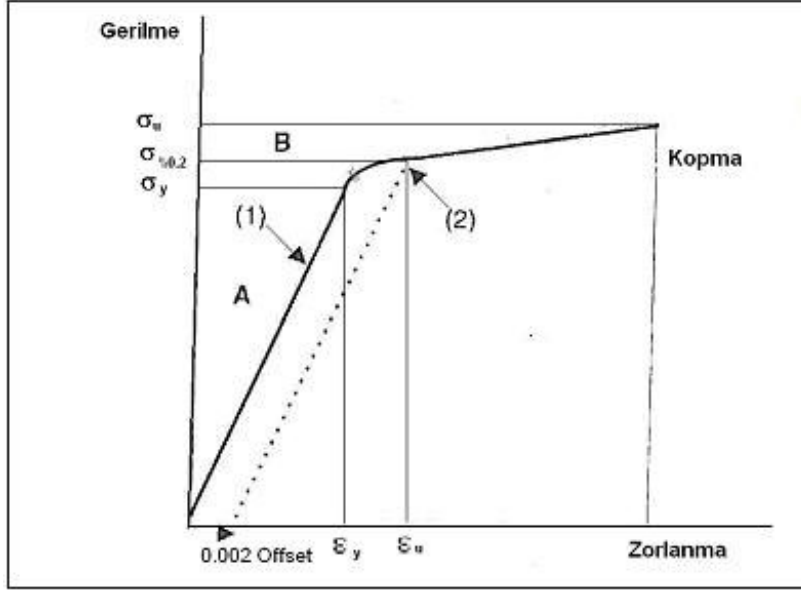
ASTM E8'e göre yapılan gerilme testinde kullanılan kemik numunesi iki ucu toparlak şekillidir. Kemiğin iki ucundaki kalın toparlak yerler tutmak için kullanılır, ortası test edilir. Kemiğin ortasındaki bölgede deformasyon ölçülür. Numuneyi germek için dönen vidalar veya hidrolik kullanan bir test makinası vardır. Kuvvet Newton ve numunenin deformasyonu mm cinsinden ölçülür. Değişik boyutlardaki numuneler test edilebileceğinden dolayı ölçümler boyuttan bağımsız olarak normal hale getirilmelidir. Bu gerilme kuvvetin, orijinal kesit alanına bölünmesiyle hesaplanır.

$$\sigma = F / A \text{ N/m}^2 \text{ (Pa)} \quad (2.1)$$

Zorlanma da uzunluktaki değişim bölü uzunluk: ϵ

$$\epsilon = \frac{\Delta \ell_o}{\ell_o} \quad (2.2)$$

Gerilme-zorlanma eğrisinden birkaç malzeme özelliği hesaplanabilir.



Şekil 2.1 Tipik gerilme-zorlanma eğrisi.

Kırılmadan önce gerilen ve deforme olan metalin tipik gerilme zorlanma eğrisi yukarıda verilmiştir. Gerilme [N/m^2] olarak, zorlanma ise orijinal uzunluğun bir %'si olarak ölçülüyor. Malzemede kalıcı deformasyona yol açan minimum gerilme akma mukavemeti olarak adlandırılır (σ_y). σ_u malzemenin kırılmadan önceki dayanabileceği en yüksek gerilmedir. Kırılmanın olduğu gerilme kopma mukavemeti olarak adlandırılır. Zorlanma uygulanan gerilmeyle doğru orantılı olduğundan A bölgesi elastik bölgeyi temsil eder. B bölgesi ise zorlanmadaki değişikliklerin, gerilmedeki değişikliklere doğru orantılı olmadığı plastik bölgeyi temsil eder. Bu bölgedeki gerilmeler malzemede kalıcı deformasyona yol açar. Eğer 2. noktada zorlanmaya yol açan bir gerilme uygulanırsa gerilme kalktığında malzeme noktalı çizgiyi izleyerek taban çizgisine geri döner ve dolayısıyla iki eğri arasındaki fark kadar kalıcı deformasyona uğrar.

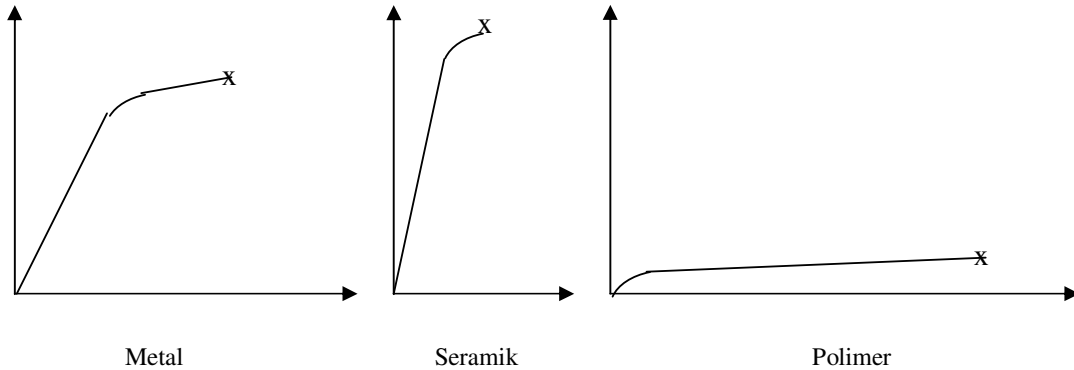
Uygulanan gerilme artırıldıkça akma noktası (σ_y) denilen bir noktaya ulaşıyoruz. Eğer Şekil 2.1'in 2. noktasındaki gerilme kaldırılırsa gerilme-zorlanma eğrisi elastik bölgeye paralel olan noktalı çizgiyle gösterilen yere gelecektir. Deformasyonun kalıcı miktarı ofset akma olarak gösterilir. Bir malzemenin akma noktasını belirlemek zor olacağından orijinal akma noktası yerine ofset akma noktası kullanılır. Metaller için akma %0,2 olarak belirlenmiştir. Bunun yanında plastiklerde %2'lik ofset kullanılıyor. Eğer metal yeniden yüklenirse eğri, noktalı çizginin başladığı yerden başlayacaktır ve düzenli olarak artarak

üstteki B bölgesine ulaşacaktır. Bu bölge eğrinin plastik bölgesidir. Maksimum gerilme mukavemeti σ_u ile sembolize edilir. En sonunda metal kopacaktır. Kopmanın gerçekleştiği gerilme değeri kopma mukavemetini verir. Bu sayede en fazla uygulanabilecek uzama veya basınç yüzdesi hesaplanabilir.

Elastisite modülü, akma gerilmesi ve maksimum gerilme malzemenin mekanik dizaynında belirleyici üç parametredir.

Elastisite modülü malzemenin kendine has yay sabitidir. Bu sebeple geri dönebilir deformasyonların limitindeki gerilmelerin sonucu olarak oransal deformasyonu gösterir. Akma gerilmesi plastik olarak deforme olabilir bir malzemeden üretilmiş parçanın dizaynı için en üst gerilme limitini belirler. Maksimum gerilme ise kırılmaya yol açan gerilmeyi tanımlar ve dolayısıyla malzemenin maksimum mukavemetini belirler.

Bu üç parametre rijitliğin, deforme olabilirliğin ve mukavemetin ölçülmesinde kullanılır. Değişik malzemelerin değişik sınıfları farklı biçimdeki gerilme-zorlanma eğrilerine sahiptir. Farklı malzeme tipleri için gerilme zorlanma eğrileri şekil 2.2 de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 Gerilme-zorlanma eğrileri.

Gerilme-zorlanma eğrisinden alınan parametreler şöyle tanımlanabilir:

σ_y : Akma Gerilmesi [MPa]: Kalıcı deformasyonu başlatan gerilme

ϵ_y : Akma Zorlanması [MPa]: Akma anındaki zorlanma

$\sigma_{0,2\%}$: %2'lik Ofset Gerilme [MPa]: 0,002 zorlanma üretebilmek için uygulanan gerilme

σ_u : Maksimum gerilme [MPa]: Kopma oluşması için uygulanan gerilme

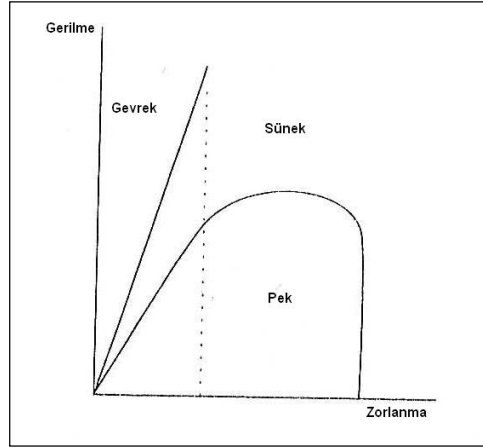
ϵ_u : Maksimum zorlanma: Kopma oluşturan toplam zorlanma

M: Modül [GPa]: Elastik bölgedeki eğrinin eğimi. Gerilme/Zorlanma

E: Elastisite Modülü: Çekme anında oluşan gerilme ile belirlenir.

Kopma İşİ [J/m³]: Gerilme-zorlanma eğrisinin altındaki alan

Elastik bölgenin eğimi yani elastisite modülü genellikle rijitlik olarak adlandırılır. Eğer metal kopmadan önce büyük ölçüde deformasyon yapılırsa sünek olarak adlandırılır (Şekil 2.3). Eğer malzeme kopmadan önce akamaz veya deforme olmazsa gevrek olarak adlandırılır. Eğrinin altındaki bölge enerji ünitelerine sahiptir ve kolay kırılmayan, yüksek kopma mukavemetine sahip veya pek olarak adlandırılır. Malzemenin gerilme-zorlanma eğrisinden direk olarak çıkarılamasa da mukavemeti sertliğine bağlanabilir. Genelde mukavemeti yüksek olan malzemeler sert olurlar. Sertlik, bilinen bir kuvvetle, yüzeyin üzerine düşürülen keskin bir nesnenin yol açtığı çentik sertlik testiyle test edilir. Bir malzemenin aşınma direnci düşünüldüğünde belki de sertlik en önemli özelliktir. Şekil 3'te gösterilmeyen fazladan bir özellik ise malzemenin yorulma mukavemeti veya dayanıklılık aralığıdır. Yani metalin sıfır ortalama gerilmesi civarında sonsuza kadar dayanabileceği en büyük gerilme sınırıdır.



Şekil 2.3 Gevrek, sünek, tok malzemelerin tipik gerilme-zorlanma eğrileri.

Şekil 2.1'deki gibi test edilen bir malzeme 2. noktaya kadar yüklenip, yükleme kaldırılırsa malzeme kalıcı deformasyona uğrar. Eğer bu işlem pek çok kere tekrar edilirse, ince bir teli ileri geri büktüğümüzde telin kırıldığı gibi malzeme de kırılır. Ama bunun aksine eğer metal 1. noktaya kadar yüklenirse, yük kaldırıldığında kırılmaz ve deforme olmaz. Bu işlem tekrarlınsa da sonuç değişmez. Bazı metaller için gerilme sınırı vardır. Bu gerilme

düzeyinin altında sonsuz kere yükleme ve geri yükleme yapılabilir. Gerçekte yorulma sınırı 10^6 veya 10^7 kez gibi döngülerle tanımlanır. Yorulma mukavemeti total kalça protezi ve kalp valfi gibi yük altındaki araçların dizaynında kritiktir. Bir senede yaklaşık olarak total kalça protezleri 1 milyon, kalp valfleri ise 40 milyon kez yüklenir. Genel olarak metaller dayanıklı ve pektirler. Seramikten daha rijit ve gevrekler. Polimerler daha düşük modüllere sahip olduklarından metaller ve seramiklerden daha yumuşak ve dayanıksızdırlar. Ama bunun yanında hataya dayanımları fazladır. Polimerler o kadar dayanıklı olmadıklarından pek değildir. Kemik kollojenden daha sağlam ve rijittir. Metaller kemikten 10 kat daha rijittir ve polimerler kemikten daha az rijittir [10, 13, 39].

2.1 ELASTİSİTE MODÜLÜ

Malzemenin elastik davranışının kökeni atomik seviyedeki temel bağlıdır. Yani akma noktasının altındaki deformasyonlar için en büyük etki atomlar arası bağların elastik deformasyonudur. Dört büyük malzeme sınıfının her biri metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler kendilerine has bağ yapılarına sahiptirler. Metaller değerlik elektronlarının bağlama serbestliğiyle karakterize edilirler. Dolayısıyla biz katı metalleri pozitif yüklü iyonların, negatif elektron bulutlarının toplamı olarak görüyoruz. Ortaya çıkan kohezyon yüksektir ama bağlar tek başına mukavemete sahip değildir. Gerçek metallerde safsızlık ve bağların diğer hallerine sahip tanecik sınırları ile ayrılmış metalik bağa sahip bölgeler vardır. Öte yandan seramik malzemeler iyonik olarak bağlıdır. Seramikler anyonların ve katyonların oluşturduğu geometrik bir yapıya sahiptirler. Gerçek seramikler metaller gibi sıralı tanecikler ve sırasız tanecik sınırlarına sahiptirler. Seramiklerde iyonik bağlanma tanecik sınır bölgelerinde mümkündür ama tanecik içinden daha zayıf olurlar. Polimerler kovalent bağa sahiptirler. Bu bağ atomlar arasındaki elektronların orbital paylaşımıyla oluşmuştur. Buna rağmen yüksek mukavemetli değildir. Mühendislik polimerleri kovalent bağlanmış omurgaya sahip uzun zincir moleküllerinden oluşur. Bu zincirler düzenli olarak sıralanabilir, kristaller oluşturabilir veya uniform bir şekilde amorf olabilir. Bütün yapı yüklü kenar grupları arasındaki iyonik bağlar veya zincirler arası kovalent bağlar ile ya da hidrojen, oksijen ve nitrojen atomlarının alt gruplarına difüzyon isteğiyle (van der waals bağları ile) stabilize edilir. Mukavemet sırasına göre bu bağlar: İyonik > metalik > kovalent > van der waals'dir. Elastisite modülleri ise bu bağlara göre. Seramik > metalik > polimerik'tir.

Kompozitler bu sıralamada yoktur. Çünkü partikül veya fiberle güçlendirilmiş seramik, metal ya da polimer olabilirler ve bu sebeple çok çeşitli modül gösterebilirler. Başka bir sebep de matris ve kuvvetlendirici metal arasındaki bağın doğasıyla ilgilidir. Bu bağ ara yüzün kimyasına ve mikro yapısına bağlıdır ve akma ile kırılmayı etkiler ama elastik davranışa çok az etkisi vardır. Kompozitlerin en büyük özelliklerinden bir tanesi belirli bir uygulamanın ihtiyaçlarını karşılamak için modülün ve diğer özelliklerinin isteğe göre değiştirilebilmesidir.

Metallerin ve seramiklerin elastisite modülleri biyolojik ortamlara maruz bırakıldığında etkilenmezler. Bu malzemenin içindeki bağların yüksek mukavemetine, polimerler ve kompozitlerle karşılaştırıldığında basit olan yapılarına ve in vivo ortamda karşılaştıkları tipik sıcaklıklara bağlıdır. Polimerlerin iç ortama verdikleri tepkiler içerisinde elastisite modüllerinde değişikliğe uğraması da mümkündür.

Pek çok polimer gerilme-zorlanma eğrisinin elastik bölgesinde tam olarak belirlenmiş yalnızca bir elastisite modülüne sahip değildir. Kuru oda ortamıyla karşılaştırıldığında PMMA çeşitlerinin yüksek tuzlu veya tuzlu çözeltilere maruz bırakılması $E_{\%1}$ 'de yaklaşık %30'luk bir azalmaya sebep oldu.

Öte yandan UHMWPE daha kristalin bir yapıya ve oldukça yüksek ortalama molekül ağırlığına ($2,2 \cdot 10^6$) sahip olduğundan bu deneyde kullanılan ortamlardan hiçbir şekilde etkilenmez. (Çizelge 2.2 ve 2.3)

Çizelge 2.2 Çevresel etkilerin polimerlerin mekanik özelliklerine etkisi.

Olay	Modül (E)	Akma Gerilmesi (σ_y)
Emilme	Azalma (Plastikleşme)	Artış
Süzülme	Artış (Antiplastikleşme)	Azalma
Zincir Kesilmesi	Azalma	Azalma
Çapraz Bağlama	Artış	Artış

Çizelge 2.3 Polimerlerin modüllerinin çevresel etkiyle değişimi.

TEST KOŞULLARI	PMMA (Hammaddeler) E _{%1} GPa	PMMA (ticari) E _{%1} GPa	UHMWPE (ticari) E _{%1} GPa
İşlendiği şekilde	2.07 ± 0,2	2.34 ± 0,2	-
laboratuar sonrası depolama (24°C / 120 gün)	2.69 ± 0,2	2.62 ± 0,5	0.57 ± 0,06
Nem sonrası depolama (%97 RH / 37°C / 120 gün)	1.86 ± 0,3	1.79 ± 0,2	0.56 ± 0,05
Tuzlu ortam sonrası depolama (9% NaCl / 37°C / 120 gün)	1.86 ± 0,4	1.93 ± 0,2	0.55 ± 0,06
İmplant sonrası (tavşan derisi altında / 120 gün)	2.20 ± 0,2	2.14 ± 0,4	0.55 ± 0,05

Kompozitlerin elastikliği üzerindeki çevresel etkileri genellemek daha zordur. İdeal bir modelde rastgele oryante edilmiş kompozitlerin elastisite modülleri şu formülle hesaplanabilir:

$$E_{c(\text{kompozit})} = E_{m(\text{matriks})} \cdot V_f + E_{f(\text{fiber})} \cdot V_m \quad (2.3)$$

Burada $V_{fi} = i$ fazındaki bir malzemenin modülü, hacim kesiri nispetinde kompozitin modülüne orantısal bir etkisi olarak görülür. Özel bir durum bir malzemenin içinde boşlukların oluşması olabilirdi. Boşluğun modülü sıfır olduğundan küçük hacimli porlara sahip poroz malzemenin modülü

$$E = E_0(1 - V_m) \quad (2.4)$$

yazılabilirdi.

E_0 : Boşluk olmayan malzemenin elastisite modülü

Bu sebeple lineer olarak artan porların hacmiyle birlikte modülün azalması beklenir. Geçek malzemelerde bu etki küçük boşluk hacimlerinde daha büyüktür.

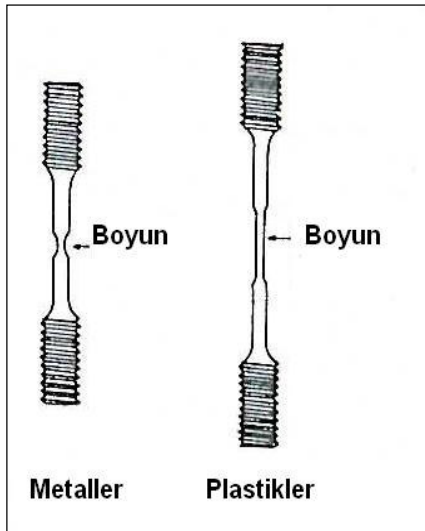
$$E = E_0(1 - 1,9V_m + 0,9V_p^2) \quad (2.5)$$

Bu denklem rijit seramiklerden oluşturulmuştur. (Mac Kenzie, 1950) ve poisson oranının 0,3'e yakın olduğu malzemelerdeki etkileri tanımlamak için kullanılmıştır. Kompozitlerin elastisite modüllerindeki çevresel etkilerini tanımlamanın başka bir güçlüğü daha vardır. İlk denklem fazların arasında mükemmel bir bağ olduğu varsayımına dayanmaktadır ve bu

yüzden kompozit malzemenin herhangi bir makro zorlanmasına eşdeğer bir iç zorlanma olduğunu farz etmektedir. Ama gerçek kompozitler nadiren böylesi mükemmeliyetteki bağlar gösterirler ve aslında bağın kendisi zaten çevresel saldırı için zayıf noktadır. Bu durumun sonuçları öngörülemez ama genel etkisi modüldeki azalmadır [13].

2.2 AKMA MUKAVEMETİ

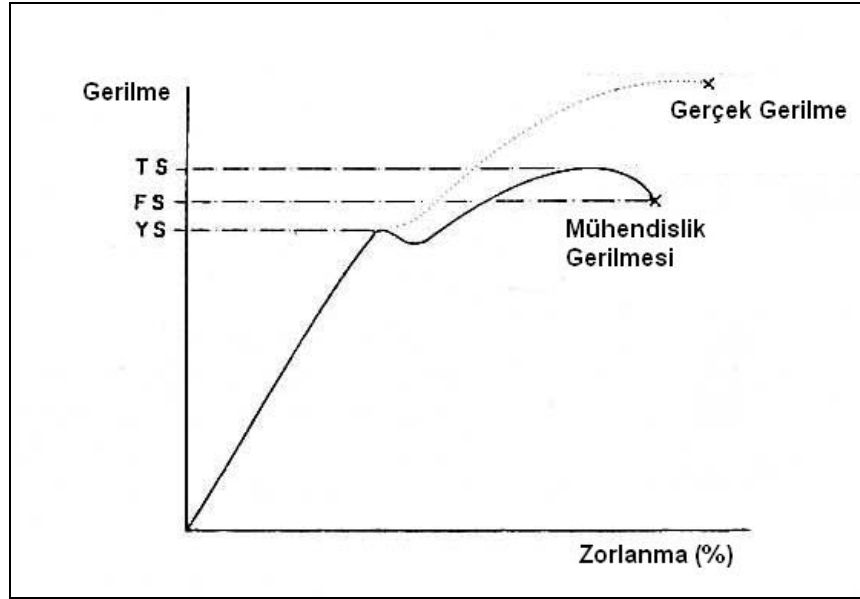
Akma mukavemeti şöyle tanımlanır: Malzemede geri dönülemeyen deformasyon için gerekli olan gerilme. Düşük gerilmelerdeki deformasyon lineer olabilir (Mesela basit katılarda veya birçok polimerde). Zorlanma, gerilme oranı ile de tanımlanabilir. Yani uzama farkı / orijinal uzunluk. Değişik tipteki gerilmelerle ilgili deformasyon, çekme, basma ve kesme zorlanması olarak adlandırılabilir. Düşük zorlanmalarda geri dönme hızlı olabilir. Ama maksimum zorlanma arttıkça geri dönme yavaşlar. Son olarak akma gerilmesinde deformasyon koşulları öyledir ki, geri dönüşüm imkansız olur. Hatta uzun süreli sıfır gerilme uygulasak dahi geri dönülemez.



Şekil 2.4 Çekme gerilmesi etkisi altındaki metal ve plastiklerin davranışı.

Kristaller için geri dönülemez zorlanma (deformasyon) göçlerle ve çeşitli etkilerin toplamıyla oluşur. Buna rağmen kompleks malzemelerde ve kompozitlerde geri dönülemez deformasyona yol açan kayma, genelde tanecik ve faz sınırlarında oluşur. Malzeme ne kadar rijitse elastisite modülü E o kadar yüksektir ve malzemenin deforme olması o kadar zordur. Gerilme altındaki metal ve plastiklerin deformasyon karakteristikleri farklıdır.

Metaller boyun oluştuktan sonra daha fazla uzamadan kırılırlar. Ama plastiklerde oluşan boyun bölgesi çekme gerilmesi olarak adlandırılan gerilmeden daha öte bir deformasyona uğrar. Maksimum gerilme genelde maksimum çekme mukavemeti olarak adlandırılır.



Şekil 2.5 Malzemelerin ideal gerilme - zorlanma davranışı.

Paslanmaz çelik gibi pek çok malzemede kesin akma noktaları oluşur. Aksi durumlarda orijinal akma noktası yerine genellikle %0,2'lik ofset akma noktası kullanılır. Mühendislik bilimi gerilme-zorlanma eğrilerinin pek çok örneğini incelemiştir. Bunlar gerçek gerilme zorlanma eğrilerinden bazı yönleriyle farklıdır. Örneğin yükün etkidiği kesit alanı ilk yüklemekten son ana kadar sabitmiş gibi farz edilir. Bu varsayım maksimum çekme noktasındaki en yüksek değeri açıklamakta yetersiz kalır. Bazen bir numune gerilme ile yüklendiğinde boyun oluşur ve yükün etkidiği alanın boyutunu değiştirir. (Şekil 2.4) Eğer kesit alanındaki değişiklikler de hesaba katılırsa yukarıdaki gibi bir eğri elde edilir. (Şekil 2.5)

2.2.1 Çevresel Etkiler: Oda ve vücut sıcaklığında hem metallerde hem de seramiklerde ya kristalin deformasyonuna ya da tanecik sınır kaymasına yol açan işlemler nispeten yüksek bağ enerjilerinden dolayı çevresel etkilerden az etkilenir. Buna rağmen bu durum polimerler ve polimer tabanlı kompozitler için farklıdır. Emilme ve süzme akma mukavemetinde beklenen duruma ters düşen etkiler yaratır. Bu şu demektir: Bir

plastikleştiricinin emilmesinden düşük akma mukavemetini tanımlayacak düşük bir modül bekleriz.

Genelde akma mukavemeti artar. Belirli bir tanecik sınırında hareketlilik kolaylaşırken komşu malzeme ile paylaşılan yükün artışına sebep olur. Buna benzer fakat ters bir etki plastikleştiriciler malzemedan süzül­düğünde gözlenir. Çapraz bağlama uzun moleküllerin birbirine bağlanma etkisini artırır. Daha zayıf bağların güçlü kovalent bağlarla yer değiştirmesini sağlar ve dolayısıyla akma gerilmesi artar. Kompozitlerde ise durum daha karışıktır ve hiçbir genelleme yapılamaz, çünkü ortam hem matriksi hem de matriksi dolduran bağları etkileyebilir. Sonuçlar kompozit malzemenin ve ortamın detaylarına bağlıdır. Malzemelerin geri dönülemez deformasyona uğraması akma gerilmesinden düşük gerilmelerde sabit olarak yüklenmesiyle oluşabilir. Bu benzer metal deformasyonu işlemidir. Metal deformasyon oranları malzemenin erime sıcaklığının yarısının altındaki sıcaklıklarda çok yavaştır. Buna rağmen erime sıcaklığını yarısının üzerindeki sıcaklıklarda ve plastikleştiricilerin varlığında metal deformasyonu belirgin olabilir. Metal deformasyonu pek çok biyomedikal polimerde olasıdır. Metal deformasyonu, deformasyon oranının hızlı bir şekilde düşmesini içeren bir başlangıç fazıyla karakterize edilir. Bu ilk faz logaritmik zamanda sabit olan zorlanma oranına sahip uzun ikinci deformasyon fazıyla devam eder. Bu ikinci fazda metal deformasyon oranını belirleyebilmek için Dorn-Weertman denklemi kullanılır.

$$\dot{\epsilon}_{\text{Metal Deformasyon Oranı}} = A \cdot \sigma_{\text{Gerilme}}^n e^{-Q/RT} \quad (2.6)$$

Q : aktivasyon enerjisi

n: Deneysel olarak kullanılan parametre (Yaklaşık 5).

Q aktivasyon enerjisi genellikle kendi kendine difüzyon olmanın aktivasyon enerjisi için kullanılır. Bunun ötesinde metal deformasyon oranına etkiyen çevresel (ortamsal) etkiler metal deformasyon işleminin aktivasyon gereksinimindeki değişiklikler olarak yorumlanabilir. Bir de metal deformasyonunun son işlemi vardır. Bu işlem kırılmaya yol açan zorlanma oranında hızlı bir artışla tanımlanır. Bu son işlemin mekanizmasıyla ilgili veya çevresel etkiler hakkında çok az şey bilinmektedir. Ayrıca bu tartışmada şu da açıktır ki biyomedikal uygulamalarda metal deformasyonu genel anlamda polimerlerde ve

polimer tabanlı kompozitlerde gözlenir. Genelde ikinci metal deformasyon oranı belirli bir sıcaklıktaki akma gerilmesinin artışıyla azalır. Ama bu ilişki zayıftır. Ama buna rağmen bunlar artan sıcaklıkla ve plastikleştiricilerin varlığıyla artar. Bu son etki polimer matriksli kompozitlere hakimdir ve metal deformasyon oranında belirgin artışa sebep olur [14, 40].

2.3 KIRILMA MUKAVEMETİ

Kırılma bir malzemenin kohesif mukavemeti aşıldığında olur. Maksimum mukavemetler, mesela maksimum çekme gerilmesi gibi, beklenenlerden düşük olduğu gözlenmiştir ve bu kohesif enerji hesaplamalarıyla desteklenmiştir. Kohesif enerjinin tipik hesaplamaları veya teorik maksimum mukavemet $\sigma_u = E / 10$ gibi değerler açığa çıkardı. Bu Ti_6Al_4V için 12,7 GPa'lık bir çekme mukavemeti anlamına gelir. σ_u 'nun gerçek değeri tipik olarak 0,9 GPa'dır. Yani $\sim E / 140$. Bu nispeten güçlü bir malzemedir. Paslanmaz çelik gibi zayıf malzemelerin σ_u değeri $E / 250$ ila $E / 350$ arasında değişir. Bu ilk Griffith tarafından gevrek malzemeler için bulunmuştu. Griffith hataların malzemenin yapısında veya yüzeyinde oluşacağını öne sürmüştür. Şekil 2.6'de bu görülüyor. Griffith gevrek malzemede eliptik bir çatlak bulunmasının çatlak noktasında gerilme konsantrasyonu oluşturacağını hesapladı. Ve bu denklem (2.7)'de gösterilmiştir.

$$\sigma_m \cong 2\sigma \left(\frac{c}{r} \right)^{1/2} \quad (2.7)$$

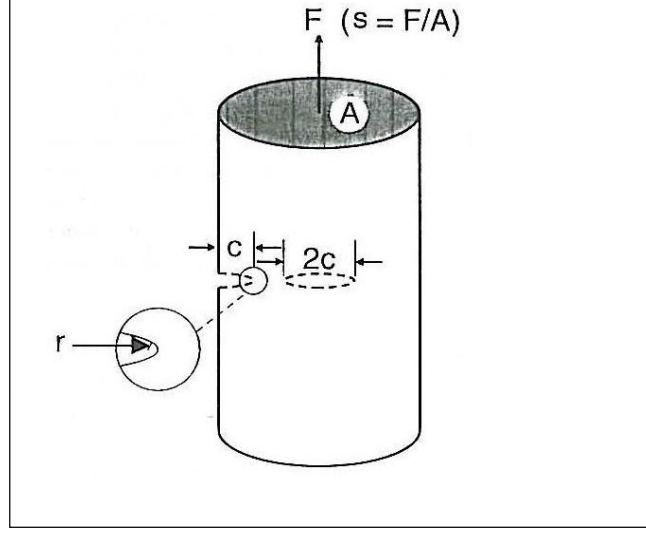
σ : Belirgin veya makro gerilme

σ_m : Çatlak noktasındaki artan gerilme

c: Dahili eliptik çatlak büyük çapının 1/2'si

r: Çatlak noktasında eğrinin yarıçapı

Bunun yanında Griffith makro gerilmelerin, gerçek maksimum gerilmelerin altında olduğunda, bir kusurun yanındaki σ_m maksimum mukavemeti aşabileceğini ve bir çatlakla yol açabileceğini öne sürdü.



Şekil 2.6 İdeal Griffith Çatlağı.

Çatlak oluşturabilmek için gereken enerjiyi düşünerek Griffith çatlağı oluşturacak yeterli minimum gerilmeyi de hesaplamıştır.

$$\sigma = \left(\frac{2\gamma E}{\pi c} \right)^{1/2} \quad (2.8)$$

γ : Yüzey gerilmesi E : Elastisite modülü

Neyse ki pek çok malzeme kırılmadan önce plastik deformasyona uğrar ve bir kusurun yanındaki gerilme arttıkça makro gerilme akma gerilmesinin altında olsa bile kırılmadan evvel plastik deformasyona uğrar. Orowan (Guy, 1971) bu problemi 2.8. denklemindeki γ 'nın yerine $\gamma + P$ koyarak aştı.

P : Kırılmanın olduğu noktadaki plastik deformasyon işi

P tipik olarak γ 'nın 1000 katı büyüklüğe sahip olduğundan denklem (2.8) yaklaşık olarak şu hale gelir.

$$\sigma \cong \left(\frac{EP}{c} \right)^{1/2} \quad (2.9)$$

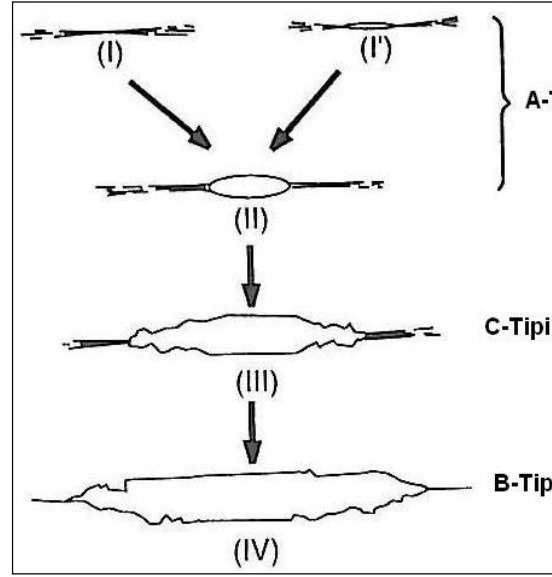
Ve bu tip malzemeler nispeten daha yüksek mukavemetli olacaklardır. Çünkü kırılma yüzeylerini içinde bulunan kusurları tetiklemek için daha fazla gerilmeye ihtiyaç duyacağız. Denklem (2.7)'nin özel bir durumu küresel porlarda gerçekleşir. Ryskewitsch (Kingery, 1976) tarafından oluşturulan denklem bu durumu açıklamakta kullanılır

$$\sigma'_u = \sigma_u \cdot e^{(-nV_{fp})} \quad (2.10)$$

σ'_u = Por hacminin V_{fp} olduğu bir malzeme için gerçek kırılma mukavemeti $n = 4$ ile 7 arasında değişen sabit.

Denklem (2.8) ve (2.9)'un belirlediği gerilmelerin arasındaki fark malzemelerin gevrek bir halde kırılanlar ve sünek bir halde kırılanlar olarak sınıflandırılmasını sağlar. Seramiklerin ve polimerlerin düşük sıcaklıktaki karakteristikleri olan gevrek kırılması belirgin bir deformasyon olmaksızın oluşur ve denklem (2.8) ile alakalıdır. Maksimum gerilmenin altında olan ve akma gerilmesine sahip malzemeler sünek olmaya eğilimlidirler ve denklem (2.9)'da gösterilen şekilde kırılırlar. Kırılma esnasında akma olduğundan aynı zamanda belirgin bir geri dönülmez deformasyon da gösterirler. Griffith kusurlarının varlığı tekrar tekrar gösterilmiştir. Bunlara en güzel örneklerden bir tanesi Takahashi (1973)'nin PMMA ile yaptığı çalışma gösterilebilir (Şekil 2.7). A tipindeki çatlaklar aşırı olmayan gerilmelerde gözlenirken B ve C tipleri yüksek gerilmelerden sonra gözlenir. Griffith kusurlarının olduğunu varsayarsak bu analizden 2 tane sonuç çıkarılabilir.

- 1-) Denklem (2.7) bir kusurun yakınındaki gerilme konsantrasyonunun büyüklüğünün kusurun r 'si ile ters orantılı olarak değişeceğini öngörür. Bu sebeple keskin bir çatlak yarım dairesel çentikten daha etkili bir gerilme artırıcıdır.
- 2-) Kusurun büyük çapı (2c) arttıkça gerilme konsantrasyonu artar. (Denklem (2.7)) ve gevrek kırılmayı başlatacak yeterli gerilme (Denklem (2.8)) veya sünek kırılmayı başlatacak yeterli gerilmeyi (Denklem (2.9)) azaltır. Bu sebeple r sabit kaldıkça Griffith kusurunun kritik bir minimum boyutu kırılmaya katkı sağlayacaktır. Pratikte ise büyük kusurlar mukavemeti, r 'nin artmasından dolayı işlemin tersine döndüğü bir sınırın altına düşürür.



Şekil 2.7 Doğru gibi gözükten çatlak diskleri.

Kompozitlerdeki minimum çatlak uzunluklarının hesaplanması daha karışıktır. Marom (1975) polimer tabanlı kompozitlerde minimum veya kritik kusur boyutunun doldurulmamış reçinedekinden daha büyük olduğuna ve gerilmelerin oryantasyonuna bağlı olduğunu göstermiştir. Çeşitli işlemlerde polimerlerin mekanik özelliklerini artırma girişimleri gevrek ve sünek kırılma mukavemetlerinin arasındaki farklılıktan dolayı paradoksik sonuçlara yol açabilir. Yorulma işlemleri son tekli döngü hatasına yol açan alanda azalma üretmesi için mikro kırıkların toplam etkisine ihtiyaç duyar. Bunun yanında bir polimeri, mesela ultra yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen (UHMWPE), çapraz bağlama onun maksimum mukavemetlerini ve akma mukavemetlerini artırır ama sünekliği azalttığından dolayı yüksek döngülerde ($N > 10^6$) yorulma mukavemetinde aşırı bir düşüşe sebep olur.

2.3.1 Çevresel Etkiler: Biyolojik ortam çatlak başlamasının detayları ve malzemelerin mukavemeti üzerinde belirgin etkilere sahip olabilir. Korozyon, çözünme ve süzme gibi kimyasal saldırıların herhangi bir çeşidi önceden bulunan kusurların boyutunu artırabilir veya yeni kusurlar ortaya çıkarabilir. Böylesi saldırılar gerilmeye sahip malzemelerin kusurlarının yakınında oluşabilir ve gerilme artırıcı saldırı olarak adlandırılabilir. Metallerde ise bu gerilme korozyonu olarak adlandırılabilir. Böylesi etkiler metallerde çok iyi anlaşılabilmiştir. Sünek malzemelerde hidrofobik (sudan korkan) olmayan bütün malzemedeki $\gamma_{SL} < \gamma_{SA}$ olmasından dolayı bu malzemeler denklem (2.8)'de öngörülen

gerekli başlangıç gerilmesini azaltır. Dolayısıyla indirgeme durumlarının biyomalzemelerin maksimum mukavemetini azaltabileceği beklenir ve bu bütün malzeme sınıfları için geçerlidir (Çizelge 2.4). Birkaç tipik implant malzemesi için tavşanlardaki 24 aylık deneydeki davranışları gösterir. Çizelge 2.4 de verilen veriler implantasyondan 1 hafta sonra çıkarılan malzemelerin mukavemeti ile bölünerek normal hale getirilen maksimum çekme yüklerini gösterir.

Max. çekme yükü / İmplantasyondan 1 hafta sonra çıkarılan malzemenin mukavemeti

Emilebilen malzemeler, mesela doğal barsak (gut) veya poligalaktik asit sütürleri daha büyük mukavemet kaybı gösterebilir. Buna rağmen bireysel bir malzeme için bu oranı belirlemek zordur. Mukavemet kaybı malzeme kompozisyonundan, üretimden, üretim sonrası kullanımdan ve hidrolizden etkilenir.

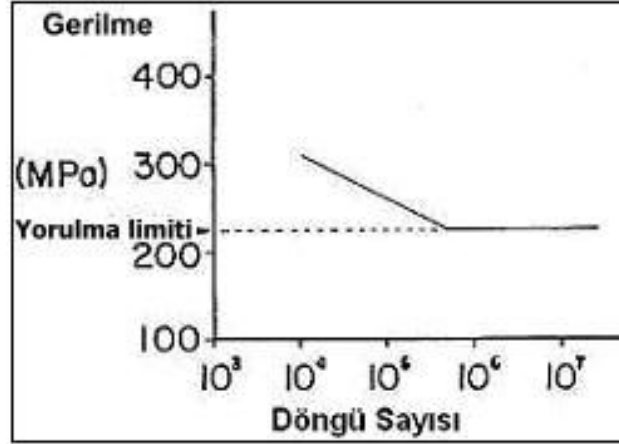
Çizelge 2.4 In vivo sütürlerin çekme mukavemetlerinin indirgenmesi.

İmplantasyon Zamanı	Sütür Tipi				
	Multifilament		Polyamide (Naylon™)	Monofilament	
	İpek	Pamuk		Polypropylene	Polyester (Dacron™)
2 hafta	0.87	0.98	0.98	1.05	0.92
4 hafta	0.58	1.07	0.97	1.14	1.03
3 ay	0.20	0.67	0.88	1.03	0.91
6 ay	0.36	0.52	0.79	0.93	0.70
12 ay	0.58	0.50	0.89	0.97	0.96
24 ay	dis.	0.58	0.72	0.99	0.96
Yorum	Yavaş erime	Ayrılma	Şişme	Değişiklik görülmedi	Değişiklik görülmedi

Buradaki veriler 1 haftalık maksimum çekme gerilmesi değerleriyle normal hale getirilmiştir [13].

2.4 YORULMA

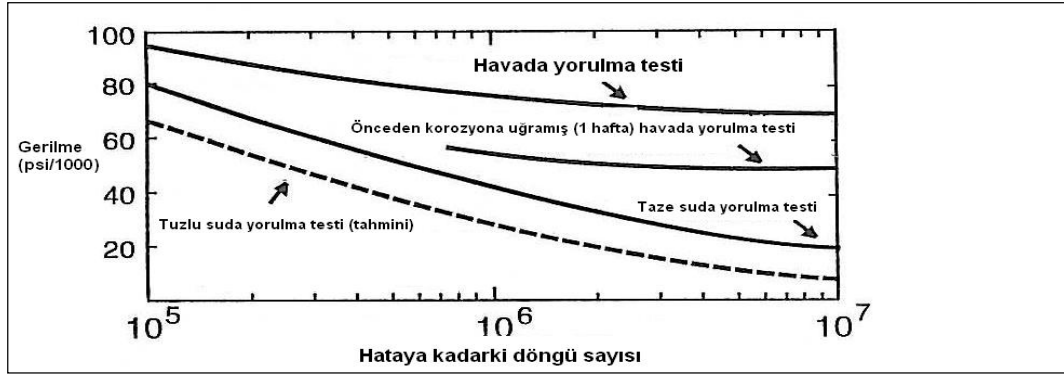
Bir malzeme sabit veya tekrar eden ve kopma gerilmesinin altında olan yüklere maruz bırakıldığında bir süre sonra hata verebilir. Bu statik veya dinamik (döngüsel) yorulmadır.



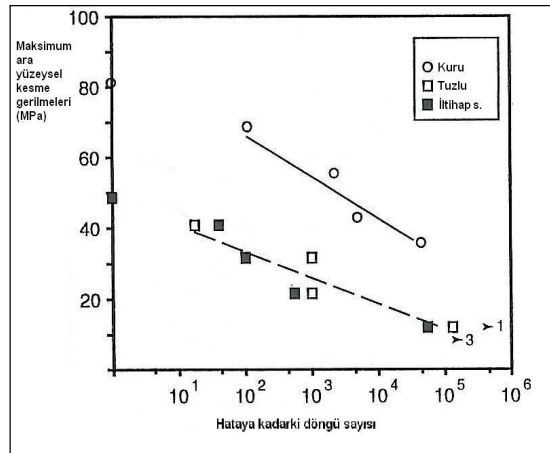
Şekil 2.8 Yorulma testinden elde edilen eğri.

Maksimum mukavemeti geçen gerilmelerle oluşan kırılma hatalarına ek olarak malzemeler yorulma ile de hata verebilir. Yorulma kırılmaları implantların mekanik hatalarının en büyük kaynaklarından birisi olarak gösterilir. Yorulma hataları gerilme-zaman yada (Şekil 2.8)'de gösterilen S-N (Gerilme-döngü sayısı) eğrisinin çizilmesiyle karakterize edilir. Döngüsel yorulma sünek ve plastik malzemelerin karakteristikleri olmasına rağmen nihai kopma daha belirgindir. Döngüsel yorulmanın sebebi malzemelerin anizotropisi ve homojen olmamasıdır. Maksimum kopma gerilmesi havada belli bir sınıra kadar döngüsel yüklemeye azalır. Bu limit dayanabilme limiti olarak adlandırılabilir. Bu örnekte dayanabilme limiti $10^6 \sim 10^7$ döngü arasındadır. Buna rağmen her döngünün yüksek gerilme kısımları süresince gerilme korozyonunun olası olduğu sulu veya korozif ortamlarda bu limit belirgin olarak yok edilir ve döngüsel yüklemeye birlikte kırılma mukavemeti azalmaya devam eder. Yüzey çizikleri gibi kusurların varlığı gerilme konsantrasyonlarına ve yorulma mukavemetlerinde belirgin azalmaya yol açar. Çatlaklar oluşabilir ve çatlakların büyümesi de döngüsel yüklemelerde hataya yol açar. Polimerlerde ve polimer tabanlı kompozitlerde de benzer etkiler görülür. Muhtemelen plastikleşmeden sonra görülür ve bu durum fiberle güçlendirilmiş fazın uzun numunelerinin üzerinde oluşan polimer matriksinin damlaları kullanılarak araştırılabilir. (Şekil 2.10) polisülfon reçineden ve karbon fiberden üretilmiş bu tip numuneler için S-N eğrilerini gösterir. Kullanılan 2 çözelti fizyolojik tuz ve iltihap sıvısı idi. Bu iki çözelti tavşanların yumuşak dokularına termoplastik matriks reçinelerinin poroz kapsülleri implant edilerek elde edilmiştir. $2,5 \cdot 10^5$ döngü kuru veya nemli koşullar altında herhangi bir dayanım limiti gözlenmemiştir. Her iki çözeltinin de kesme mukavemeti üzerindeki etkileri aynıdır.

Polimer tabanlı kompozitlerde modüldeki azalma, yük döngülerinin artan sayısı ile birlikte artan dahili hasar oluştuğunda gözlenir. Seramikler ekstra bir yorulma problemi olan statik yorulma gösterir. Statik yorulma kararlı ve döngüsel olmayan yüklere maruz bırakıldığında seramiğin maksimum gerilmenin çok altında gevrek kırılmayla hataya uğramasıdır. Al_2O_3 'de ve camlarda bu etkinin, kuvvetli iyonik bağlarla yer değiştiren zayıf bağların oluşumuna bağlı olduğu düşünülmektedir. Bunların yanında implantların karşılaştığı biyolojik ortamların malzemelerin mekanik özelliklerinde belirgin ve çeşitli değişikliklere yol açacağı iyice anlaşılmalıdır. Yorulma testleri simülasyon bir vücut ortamında malzemenin daha iyi değerlendirilmesi sağlar. Çünkü malzemeler vücutta yükleme ve geri yükleme döngülerine uğrar. Buna rağmen in vivo ortamdaki implantın maruz kaldığı koşulları tam olarak simüle etmek imkansızdır. Ama bazı test koşullarında çeşitli implantların performanslarının karşılaştırılması için yorulma testi kullanışlıdır. (Şekil 2.9 – 2.10)



Şekil 2.9 $C_r - V$ alışımı için S-N eğrileri.



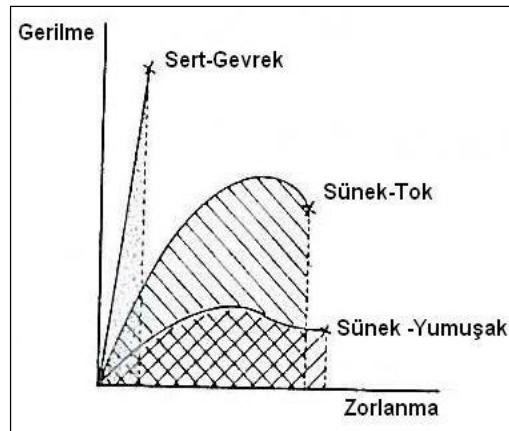
Şekil 2.10 Polisülfon – karbon fiber arayüzü için S-N eğrileri [13].

2.5 TOKLUK

Mekanik zayıflık genellikle kemiğin kırılması şeklinde ortaya çıkar. Bir malzeme kırığını oluşturmaya yetecek enerji miktarıyla karakterize edilir. Bu büyüklük tokluk olarak adlandırılır ve gerilme-zorlanma kullanılarak açıklanabilir.

$$\text{Tokluk (enerji)} = \int_{\epsilon_0}^{\epsilon} \sigma \cdot d\epsilon = \int_{\ell_0}^{\ell} \sigma \cdot d\ell / \ell \quad (2.11)$$

Gerilme-zorlanma eğrisinin altındaki alan tokluğun hesaplanmasındaki basit yöntemlerden biridir. (Şekil 2.11)Yüksek gerilmelere dayanabilen ve belirgin bir plastik deformasyona uğrayacak olan malzeme, yüksek gerilmelere dayanabilen fakat deformasyon kapasitesi olmayan (gevrek) veya yüksek kapasitede deformasyona sahip fakat nispeten düşük gerilmelere dayanabilen (sünek) malzemelerden daha toktur. Gevrek kırılmanın iki önemli karakteristiği şunlardır: Kırılma gerilmesi teorik mukavemetin çok altındadır ve öngörülmesi zordur. Bu sebeple seramik ve cam malzemeler doku ile mükemmel uyum göstermelerine rağmen implantlarda sıklıkla kullanılamazlar. Tokluğa benzer olarak etki mukavemeti malzemenin emebileceği enerji miktarıdır ama kuvvet etki ile uygulanır. Bu bilinen boyutlardaki numuneyi sallanan sarkaçta kullanarak hesaplanır. Burada sarkacın salınımındaki genlik numunenin soğurduğu enerjinin ölçümüdür.



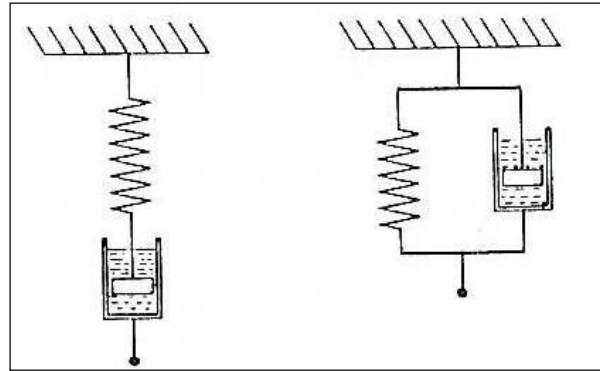
Şekil 2.11 Değişik malzeme tiplerinin gerilme-zorlanma eğrileri. Eğrinin altında kalan alan tokluk miktarıdır.

2.6 VİSKOELASTİSİTE

$\sigma = E.\epsilon$ (Hooke kanunu) düşük zorlanmalardaki pek çok malzemenin elastik davranışını tanımlayabilmesine rağmen polimerleri ve dokuları karakterize edemez. Su ve yağ gibi malzemelerin sıvı benzeri davranışları elastik katılardaki gerilme ve zorlanma şeklinde açıklanabilse de viskozite şu denklemden çıkarılır.

$$\sigma = \eta . d\epsilon / dt \quad (\text{Gerilme} = \text{Viskozite} \times \text{Zorlanma oranı}) \quad (2.12)$$

Bu denklem gerilmenin zamana bağlı olduğunu gösterir. Yani eğer deformasyon çok kısa bir sürede olursa ($dt \rightarrow 0$) gerilme sonsuz olur. Öte yandan eğer deformasyon çok yavaş olursa ($dt \rightarrow \infty$) viskozite değeri ne olursa olsun gerilme sıfır olur. Hooke kanunu ve bu denklem gibi basit denklemler bir malzemenin sanki yaylardan ve amortisörlerden yapılmış gibi bağlandığında viskoelastik davranışını tanımlar. Yay ve amortisörün gerilme zorlanma davranışı şekil 2.12 de görüldüğü gibi temsil edilebilir.



Maxwell Modeli (Seri) Kelvin Modeli (Paralel)

Şekil 2.12 İki elementli viskoelastik modeller.

Hooke kanunu zamandan bağımsızdır. Eğer Maxwell modeli aniden gerilmeye maruz bırakılırsa yay birden hareket ederken amortisör hareket edemez. Çünkü çevreleyen akışkanın ihtiyaç duyduğu sonsuz gerilme pistonun hareket etmesini engeller. Buna rağmen eğer ani deformasyondan sonra Maxwell modelini ele alırsak amortisör yayın orijinal uzunluğundaki boya kadar hareket edecektir ve bu sonlu zaman alacaktır. Bu tanım basit bir matematik formülüyle açıklanabilir. Genelde Maxwell modelinin gerilmeye

tepkişi zorlanma üzerinde toplam bir etkiyle sonuçlanacaktır. Yani toplam zorlanma yayın ve amortisörün zorlanmalarının toplamıdır.

$$\epsilon_{\text{toplam}} = \epsilon_{\text{yay}} + \epsilon_{\text{amortisör}} \quad (2.13)$$

Her iki tarafı diferansiyel edersek

$$\frac{d\epsilon_{\text{top}}}{dt} = \frac{d\epsilon_{\text{yay}}}{dt} + \frac{d\epsilon_{\text{amortisör}}}{dt} \quad (2.14)$$

Hooke Kanunu'nu yeniden yazarsak

$$\frac{d\sigma_{\text{yay}}}{dt} = E \frac{d\epsilon_{\text{yay}}}{dt} \quad (2.15)$$

Denklem 2.8 ve 2.5'i 2.7'nin içine yerleştirirsek

$$\frac{d\epsilon_{\text{top}}}{dt} = \frac{1}{E} \frac{d\sigma_{\text{yay}}}{dt} + \frac{\sigma_{\text{amortisör}}}{\eta} \quad \text{elde edilir.} \quad (2.16)$$

Bunun yanında yay ve amortisör için toplam gerilmenin eşit olduğunu görebiliriz. Çünkü her eleman uygulanan aynı dahili yükü karşılamak zorundadır. Karşılamazsa kırılır. Dolayısıyla Denklem 2.16 şu hale gelir.

$$\frac{d\epsilon}{dt} = \frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta} \quad (2.17)$$

Denklem (2.17) yükleme boşalma testi gibi basit mekanik testler için kolaylıkla uygulanabilir. Yükleme boşalma testinde numune ani olarak zorlanır ve numune sabit bir uzunlukta tutulurken yükün boşalması gözlemlenir. Bütün bunlardan sonra zorlanma oranı sıfıra dönüşür ($d\epsilon / dt = 0$) ve denklem (2.17) şu hale gelir.

$$\frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta} = 0 \quad (2.18)$$

Dolayısıyla

$$d\sigma / dt = -E \sigma / \eta \quad (2.19)$$

$$d\sigma/\sigma = -(E/\eta)dt \quad (2.20)$$

ve

$$\ln \sigma = -(E/\eta)t + \text{sabit} \quad (2.21)$$

$t = 0$ olduğundan ve $\sigma = \sigma_0$ olduğundan $\ln \sigma_0 = \text{sbt}$ olur.

$$\frac{\sigma}{\sigma_0} = \exp[-(E/\eta)t] \quad (2.22)$$

(η/E) sabiti τ olarak adlandırılan başka bir sabitle yer değiştirebilir. τ boşalma süresi olarak adlandırılır ve denklem 2.22 şu hale gelir.

$$\sigma = \sigma_0 \cdot \exp(-t/\tau) = \sigma_0 / \exp(t/\tau) \quad (2.23)$$

Boşalma süresinin az olduğu durumlarda belirli bir zamanda gerilme σ orijinal gerilmeyle (σ_0) aynıdır [13].

2.7 TERMAL ÖZELLİKLER

En çok bilinen termal özellikler erime ve donma sıcaklıklarıdır. Yani faz değişiklikleri çeşitli sıcaklıklarda oluşur. Bu sıcaklıklar bağ enerjilerine bağlı olarak değişir. Mesela bağlanma mukavemeti yükseldikçe erime sıcaklığı da yükselir. Eğer malzeme pek çok element ya da değişik moleküllerden oluşmuşsa çeşitli erime ve katılaşma sıcaklıklarına sahip olacaktır. Bir malzemenin bir gramını katıdan sıvıya çevirmek için gerekli olan termal enerji füzyon ısısı olarak adlandırılır. Birimi [$^{\circ}\text{C} / \text{gr}$] dır. Füzyon ısısı erime sıcaklığı ile yakından alakalıdır. Bir başka deyişle erime sıcaklığı T_m arttıkça pek çok istisnalar olmasına rağmen füzyon ısısı da artar. Termal enerji tarafından sağlanan birim uzunluktaki uzunluk değişimi açılımın (α) lineer katsayısı olarak adlandırılır ve şöyle gösterilir:

$$\alpha = \frac{\Delta \ell}{\ell_0 \Delta T} \left[\frac{\text{m}}{\text{mK}} \right] \quad (2.23)$$

Bu değer malzemenin kristal yönüyle ve ölçüldüğü sıcaklık aralığıyla değişkenliğe uğrayabilir. Eğer malzeme homojense o zaman hacimsel termal açılım katsayısı (ν) şöyle gösterilebilir.

$$\nu \approx 3\alpha \quad (2.24)$$

Diğer önemli bir termal özellik ise termal iletkenliktir. Termal iletkenlik belirli bir sürede ve kalınlıkta malzemenin alanından geçen ısı miktarı olarak tanımlanır. Birimi watt/mK dır. Genelde metallerin termal iletkenliği seramik ve polimerlerden daha yüksektir. Çünkü metallerdeki serbest elektronlar enerji iletkenleri olarak görev yaparlar. Aşağıdaki Çizelgede bazı malzemelerin termal özellikleri verilmiştir.[13]

Çizelge 2.5 Malzemelerin Termal Özellikleri.

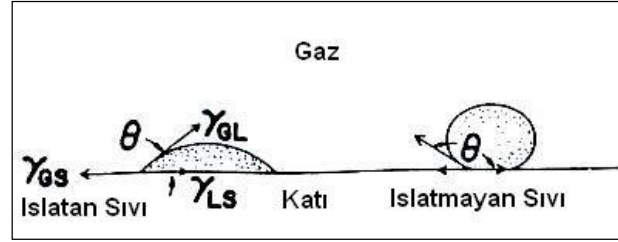
Maddeler	Erime Sıcaklığı	Özgöl Isısı	Füzyon Isısı	İletkenlik	Açılımın Lineer Katsayısı
Cıva	-38.87	0.138	12.7	68	60.6
Altın	1063	1.13	67	297	14.4
Gümüş	960.5	0.2345	108.9	421	19.2
Bakır	1083	0.385	205.2	384	16.8
Platin	1773	0.134	113	70	-
Emaye	-	0.75	-	0.82	11.4
Dentine	-	1.17	-	0.59	8.3
Reçine	70 ^a	1.465	-	0.2	81.0
Su	0	4.187	334.9 (buz)	-	-
Parafin	52	2.889	146.5	-	-
Balmumu	62	-	175.8	0.4	350
Alkol	-117	2.29	104.7	-	-
Gliserin	18	2.428	75.4	-	-
Amalgam	480	-	-	23	22.1-28
Porselen	-	1.09	-	1	4.1

2.8 YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE ADEZYON

Malzeme ile alakalı herhangi bir problemde yüzey özellikleri önemlidir. Yüzey özellikleri malzemenin bütün özellikleri ile yakından alakalıdır. Çünkü yüzey değişik fazlar arasındaki devamsız sınırdır. Eğer buz eritilirse üç fazın arasında; ki bunlar su, hava ve buzdur; iki yüzey oluşur. Yüzey gerilmesi faz sınırlarının yakınlarında oluşur. Çünkü eşit bağ dizilimleri bozulmuştur ve bu da yüzey alanını minimize edecek aşırı bir enerjiye yol açar. Yüzey enerjisini minimize edecek diğer faktörler yabancı malzemelerin yüzey

enerjisi tarafından yüzeye çekilmesi veya kimyasal tutulmadır. Yüzeyi tanımlamak için kullanılan birimler dyn/cm veya yüzey enerjisi için erg/cm² dir. Bu birimler aslında aynıdır. Çünkü 1 erg = 1 dyn/cm dir.

Eğer katı yüzeye bir sıvı damlatılırsa bu sıvı yayılacaktır veya küresel bir baloncuk oluşturacaktır. (Şekil 2.13)



Şekil 2.13 Bir katının yüzeyindeki ıslatan ve ıslatmayan sıvı.

Denge durumunda katı plakğın üç fazı arasındaki yüzey gerilmesi sıfır olacaktır. Çünkü kuvvet dengesi sağlanana kadar sıvı serbest hareket edecektir.

$$\gamma_{GS} = \gamma_{LS} - \gamma_{GL} \cdot \cos\theta = 0 \quad (2.25)$$

$$\gamma_{GS} = \gamma_{LS} + \gamma_{GL} \cdot \cos\theta$$

Burada θ temas açısıdır ve nemlendirme karakteristikleri şöyle genellenebilir.

$$\theta = 0 \quad \text{komple ıslak} \quad (2.26)$$

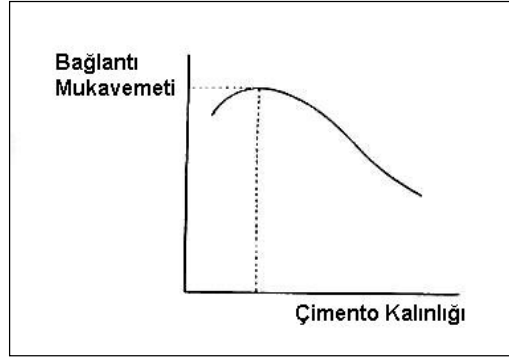
$$0 < \theta < 90^\circ \quad \text{kısmen ıslak}$$

$$\theta > 90^\circ \quad \text{ıslak değil}$$

Çizelge 2.6 Bazı sıvıların temas açıları.

Sıvı	Alt Tabaka	Birleşme Açısı
Metil iyot	Soda-Kalsiyum oksit	29°
CH ₂ I ₂	Quartz	33°
Su	Parafin	107°
Cıva	Soda-Kalsiyum oksit	140°

Denklem (2.25) yüzey gerilmesinin kesin değerlerinden ziyade yalnızca oranlar vermektedir. Çizelge 2.6’de bazı temas açısı değerleri verilmiştir. İki yüzeyi birleştirmek eğer yüzeyler değişikse adezyon olarak adlandırılır. Eğer yüzeyler aynı ise buna kohezyon denir. Bu sebeple çimento maddeleriyle çimentolanmış tüm yüzeyler adezyon gösterir ve çimento maddesi de adeziftir (birleştiricidir). Maksimum birleşme mukavemeti için adezif tabakanın kalınlığı aşağıdaki şekilde gösterildiği gibi optimal olmalıdır.



Şekil 2.14 Bağlı kısımlar arasındaki çimentonun kalınlığı, bağlantı yerinin mukavemet grafiği.

Dental ve medikal uygulamalarda birleştiriciler geçici bir tedavi olarak ele alınmalıdır. Çünkü dokular canlıdır ve eski hücrelerin yerine yenileri gelerek önceki birleşimi bozarlar. Bu problem dokuların porların içine doğru gelişmesine izin veren poroz implantların gelişmesini sağlamıştır.

Bütün konuştuklarımız göz önünde bulundurulduğunda iki nokta vurgulanmalıdır:

- 1) Gerçek malzemeler daha karmaşık yapılarak sahiptirler. Dolayısıyla belirgin paradoksik özelliklerin biyolojik ortamlara maruz kalma sonucu karşılaşılmaması sürpriz olmamalıdır.
- 2) Niceliksel mekanik özellik değişikliklerini tahmin etmek çok zor olduğundan malzemeleri çevresel etkiye maruz bırakmadan önce gerekli tedbirler alınmalıdır. Bu gerçek numunelerde gerçekleştirilmelidir ve malzemeler gerçeğe uygun bir şekilde uzun periyotlarda test edilmelidir [13, 39, 40].

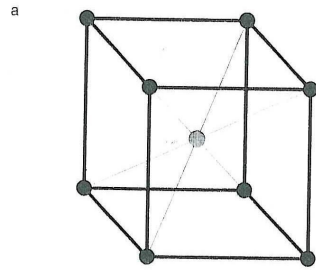
BÖLÜM 3

TIBBİ ARAÇLARDA KULLANILAN MALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

Bazılarının biyouyumluluğunun tartışılmasına rağmen günümüzde kullanımı devam eden protez malzemeleri; metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler olmak üzere dört ana grupta toplanabilir.

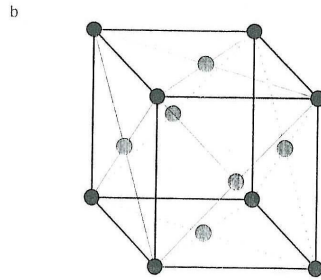
3.1 METAL VE METAL ALAŞIMLARI

Metaller birbirine metalik bağlarla bağlanan pek çok atomdan oluşur. Her atomu çevreleyen yüksek hareketliliğe sahip bir değerlik elektron bulutu vardır. Bu hareketlilik metallere elektriği ve ısıyı iyi iletme özelliği kazandırır. Alaşımları anlamak için faz konseptini iyi anlamak gerekiyor. Atomlar arasındaki ilginin doğası primitif hücre veya Bravais kafesi ile tanımlanır. BCC: Kübik hacim merkezli ve FCC: Kübik yüzey merkezli kafes sistemleri Şekil 3.1.a ve Şekil 3.1.b’de gösterilmiştir.



BCC: Kübik Hacim Merkezli

a)Kübik hacim merkezli kafes sistemi

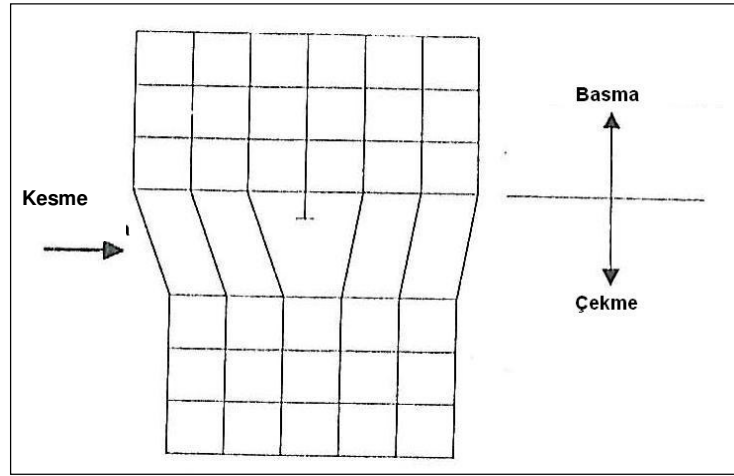


FCC: Kübik Yüzey Merkezli

b)Kübik yüzey merkezli kafes sistemi

Şekil 3.1 Kafes Sistemleri.

Bazı metaller demir, kobalt ve titanyum gibi allotropik değişimlere uğrar. Bu şü demektir: Bu metaller sıcaklıktaki değişimlerle birlikte kristal yapılarını değiştiriyorlar. Mesela demir sıvıdan katı BCC haline geçerken bu faz değişimi sırasında ekstra faz değişimlerine uğrayacaktır. Örneğin, FCC'ye geçip, soğutma sırasında tekrar BCC'ye geçer. Erimiş metal bir kabın içinde katılaşırsa, katılaşmanın başladığı belli noktalar vardır. Bu katılaşma noktalarına büyüme noktası da denir. Her büyüme noktası kristal olarak adlandırılır ve oluşan her sınıra da kristal sınırı denir. Metalik alaşımlar katı çözeltilerdeki pek çok elementin karışımıdır. Benzer atomik yüklere, çapa ve kristal yapıya sahip elementler için, bir elementin başka bir element içinde çözünme limiti yoktur. Dolayısıyla tek faz halinde katılaşırlar. Atomlar farklı boyutlarda veya elektronegatiflikte oldukları zaman çözünürlükleri sınırlı olacaktır.



Şekil 3.2 Dislokasyona uğrayan atomların şematik gösterimi.

Tek fazlı alaşımlarda veya çift fazlı alaşımlardaki iki veya daha fazla elementin çevre ölçüsündeki ufak farklılıklar mukavemeti artırıcı ufak atomların oluşturduğu bir kafesin içinde bulunan büyük atomların varlığı kafeste lokal bir gerilmeye yol açar. Benzer olarak büyük atomların bulunduğu bir kafeste birkaç küçük atomun bulunması lokal gerilmeye yol açar. Bu lokal gerilmeler metalin mukavemetini, katı çözeltiler mukavemeti diye adlandırılan bir mekanizma ile artırır. Değişik kristal yapılar ve değişik özelliklere sahip elementler sınırlı çözünürlüğe sahiptir. Mesela karbon demirden çok daha küçüktür. Küçük büyüklüklerde karbon demirin içinde çözünebilir ama yüksek konsantrasyonlarda ikinci bir faza geçer. Mesela grafit veya karpit oluşturur. Birkaç alaşım sistemi 2. faza geçişi mukavemeti artırıcı bir mekanizma olarak kullanır. Bu 2. faza geçişin sebebi, tam çözünemediği için çökmesidir. Buradaki güçlendirici mekanizmanın adı; çökelme

sertleştirmesidir. Karbon demirin kristal yapısını da etkilemektedir. Oda sıcaklığında demirin kristal yapısı BCC şeklindedir ve bu α -ferrit olarak bilinir. Isınmayla birlikte BCC'den FCC'ye bir faz değişimine uğrar ve bu γ -östenit olarak bilinir. Daha da fazla ısıtmayla, erimeden önce BCC δ -ferrit haline geri döner. FCC'de atomların arasındaki boşluklar BCC'dekinden daha geniş olduğundan FCC'de küçük karbon atomları daha iyi oturur ve bu nedenle daha yüksek bir çözünürlüğe sahip olurlar. Düşük konsantrasyonlarda karbon FCC'nin stabilitesini artırır. Yani başka bir deyişle BCC α -ferritin, FCC γ östenite dönüştüğü sıcaklığı karbonun varlığı azaltacaktır ve yine karbonun varlığı FCC'den BCC δ -ferrite dönüştüğü sıcaklığı artıracaktır. Karbon aynı zamanda demirin arayer katı çözelti mukavemetini sağlar. Kafes yapılarda noktasal veya çizgisel hataları oluşturabilir. Şekil 3.2'ye bakıldığında, şekil iki boyutlu olarak ele alınırsa, dislokasyonu bitiren bir çizgi olduğu görülür. Dislokasyonun üstünde atomlar baskı altındadır, fakat dislokasyon altındakilerse gerilme etkisindedir. Dislokasyon çizgisinin kenarına bir kesme kuvveti uygulanınca her seferinde dislokasyonunun yeri bir çizgi veya plak kadar hareket edebilir. Dislokasyonların varlığı bir metali deforme etmek için gerekli kuvveti büyük ölçüde azaltır. Bir metal katılaştığında çok az dislokasyon olur. Eğer metal sonrasında mekanik olarak işlenirse (mesela çekiçe dövme veya eğme gibi) dislokasyonlar harekete geçer ve giderek artarlar. Bu metallerin plastik deformasyonunun mekanizmasıdır. Artan dislokasyonlar daha fazla plastik deformasyon yapılmasını zorlaştırır. Dislokasyonlar birbirlerinin yoluna girer ve soğuk işlem mekanizmasıyla metal daha sert ve daha sağlam hale gelir. Eğer deformasyon belli bir bölgede çok fazla dislokasyona yol açarsa metal kırılmaya başlayacaktır. Dolayısıyla bir metalin mukavemeti onun tanecik boyutunu kontrol ederek ayarlanabilir. Tanecik boyutunu küçük tutarak, bir taneciğin içerisinde çok az dislokasyon olmasını sağlarız ve bunun ötesinde metal kırılmaya başlamadan önce daha çok deforme edilebilir. Aşırı soğuk işlemden önce alaşımı tavlama sıcaklığına ısıtabiliriz. Bu az dislokasyona sahip yeni kristallerin oluşumunu sağlar. Sıcaklığı ve süreyi kontrol etmek soğuk işlenebilecek kıvamda yumuşak ve iyi taneciklenmiş bir metali oluşturur. Bu işlem büyük metal ingotlardan ufak metal parçacıklar üretmek için kullanılır. Metal aşırı soğuk çalışılmış fakat nispeten ince bir plaka oluşturmak için haddelenir. Kırılmadan önce gerilmenin azalması için metal tavllanır ve sonrasında tekrar haddelenerek yuvarlanır. Benzer olarak çubuklar ve teller tekrarlayan tavlama ve çekmeyle oluşturulurlar. Tavlama ve soğuk işlemden kaynaklanan farklılıklar Çizelge 3.1'deki F138 paslanmaz çelik datasında görülebilir. Yine benzer olarak döküm F75 genel olarak büyük taneciklidir.

Ufak kompozisyon farklılıkları ve dövme çok fazla soğuk çalışılmış ve çok daha dayanıklı, iyi tanecikli F799’la sonuçlanır.

Bütün bu anlattıklarımız tıbbi araçlar için kullanılan alaşım sistemlerinin dizaynında kullanılır. Mesela bir alaşımın nasıl dizayn edildiğini anlamak için paslanmaz çeliği ele alalım. Çelik demirden, karbondan ve diğer elementlerden oluşan bir alaşımdır. Paslanmaz çelikteki ana endişe korozyon direncidir. Paslanmaz çelik için karbon çökmesini önlemek önemlidir. Bunu engellemenin bir yolu karbon konsantrasyonunu düşük tutmaktır. Mesela %0,08-0,03 civarında. Ayrıca demiri FCC halinde almak da önemlidir. Çünkü karbonun çözünürlüğü FCC halinde, BCC halindekiinden daha fazladır. Çeliği paslanmaz yapmak için en azından %12 krom eklenir. Krom BCC yapıda olduğundan kromun eklenmesi demirin BCC halini stabilize eder. Karbonun kroma afinitesi yüksektir ve genel olarak $Cr_{23}C_6$ şeklinde kromkarbitler oluşturur. Bu oluşum karbonun çökme problemine ve iki faza yol açar. Karbiti çevreleyen bölgede krom konsantrasyonu azalacaktır. Çünkü hepsi karbitte gidecektir ve bunun ötesinde karbitin çevresindeki çeliğin korozyon dayanımı azalacaktır. Bu çelişkiyi çözmek için krom-demir-karbon çeliğine nikel eklenir. Nikel FCC yapıda olduğundan eklenmesi demirin FCC halini stabilize edip karbonu çözeltide tutacaktır. İşte bu paslanmaz çeliktir. Paslanmaz çelik, bıçaklar, çatallar ve kaşıklar “18-8”: %18 krom ve %8 nikelden yapılır. Cerrahi paslanmaz çelik üretiminde (ASTM F138’e göre) artırılmış korozyon dayanımı için %17-19 Cr, %13-15,5 Ni ve %2-3 Mo eklenir. İki derece vardır. Birisi yüksek < %0,08, diğer de düşük. < %0,03 karbon. Sonuçta homojen, tek fazlı, korozyon dayanımı olan paslanmaz çelik alaşım elde edilir. Paslanmaz çelik korozyon dayanımına sahip olmasına rağmen mukavemet mekanizmaları yalnızca soğuk işlemlle sınırlıdır. Çizelge 3.1’de gösterildiği üzere ASTM F138 cerrahi paslanmaz çelik için soğuk işlemlle en yüksek akma noktası ve mukavemet artışı sağlansa dahi tel çekme işleminde uzama azdır. Çünkü soğuk işlem paslanmaz çeliği güçlü yapar fakat kırılğan ve gevrek olmasına da yol açar [43,10].

Çizelge 3.1 Bazı malzemelerin mekanik özellikleri.

Malzeme	Akma Mukavemeti (MPa)	Maksimum Çekme Mukavemeti (MPa)	Zorlanma (%)	Elastisite Modülü (GPa)
Metal				206
Karbon çeliği, yüksek dayanımlı	1600	2000	7	200
F138, ısıtıp hızla soğutarak	170	480	40	200
F138, ısıt işlemleri	690	860	12	200
F138, tel	-	1035	15	200
F75, döküm	450	655	8	200
F799, dövülmüş	827	1172	12	200
F562, sıcak dövülmüş	1000	1200	10	200
F136, Ti64	795	860	10	105
Altın		2-300	30	97
Alüminyum, 2024-T4	303	414	35	73
Polimerler				
PEEK		93	50	3.6
PMMA döküm		45-75	1.3	2-3
Asetal (POM)		65	40	3.1
UHMWPE		30	200	0.5
Silikon lastik		7	800	0.03
Seramikler				
Alümina		400	0.1	380
Zirkonyum (Magnezyumla kısmen stabilize edilmiş)		634		200
Zirkonyum (İttriyum oksitle stabilize edilmiş)		900		200
Karbonlar ve Kompozitler				
LTI pyrolytic carbon + 5-12% Si		600	2.0	30
PAN AS4 fiber		3980	1.65	240
PEEK, 61% C fiber, uzun		2130	1.4	125
PEEK, 61% C fiber, ± 45		300	17.2	47
PEEK, 30% C fiber, kesilmiş		208	1.3	17
Biyolojik Doku				
Hidroksiapatit (HA) mineral		100	0.001	114-130
Kemik (kortikal)		80-150	1.5	18-20
Kıkırdak		50		1.2

Hem plak, hem vida için mukavemeti en yüksek malzeme tercih edilir ama bu araçların kullanımında bir istisna vardır. Bu istisna şudur, mesela bir cerrahın kemiğe bir plak takarken onu bükmesi ve eğmesi gerekebilir. Eğer bu plak çok soğuk bir işleme tabi tutulmuşsa plastik eğilme limitini geçebilir ve kırılabilir. Dolayısıyla plaklarda en uygun

soğuk işlem derecesini bulmak önemlidir. Vidalarda ise böyle bir şey yoktur. Yani vida mukavemetini artırmak için aşırı derecede soğuk işlem uygulanabilir. Diğer iki büyük tıbbi implant alaşım grubu kobalttan ya da titanyumdan yapılır ve her ikisi de allotropik değişimlere uğrar. Her ikisi de doğasında demirden daha fazla kalıtsal korozyon direnci bulundurdıklarından, tekli faz alaşımı olmalarının onlar açısından bir sakıncası yoktur. Kobalt alaşımları tipik olarak çökelme mukavemeti için krom ve kobalt karpitlerine sahiptir. Titanyum pek çok çeşitli yapısı ve morfolojisi sayesinde çift bazlı alaşım olarak kullanılır. Bunun özellikleri ve kimyasal bileşenleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

3.2 SERAMİKLER VE CAMLAR

Atomların birbirine sıkıca bağlı olmadığı ve hareket edebildiği metallerin aksine seramikler birbirine iyonakovalent bağlarla bağlı atomlardan oluşur. Bu atomik hareketsizlik seramiklerin ısıyı ve elektriği iletmesini engeller. Metallerin özelliklerinden çok farklı olan iki özelliği erime noktası ve gevrekliktir. Seramikler genelde 1000°C’nin üstünde erir, yani çok yüksek erime noktalarına sahiptir ve aynı zamanda gevreklerdir. Bu şu demektir; seramikleri eritmek çok pahalıdır ve soğuk işlemek imkansızdır. Bazı seramikler inorganik camlar oluşturabilirler. Camlar düzenli sıralanmış yapılara sahip olmadıklarından kristalin malzemelerinden farklıdır. Buz gibi kristaller kesin sıcaklıklarda eriyceklerdir. Fakat camlar pek çok sıcaklıkta yumuşayacaklardır. Yaygın olan seramiklerin çoğu, alümina, safir (Al_2O_3) ve silika (SiO_2) gibi metal oksitlerdir. Seramikler aynı zamanda karpitler, nitritler, sülfidler ve silisitler gibi oksit olmayan bileşenleri içerir. Bazıları karbon (grafit ve elmas) ve silikon gibi tek elementten oluşan malzemelerdir. Bu metaller entegre devreler için kullanılırlar. Bazı seramikler de değişik elementler $\text{Si}_3\text{Al}_3\text{O}_3\text{N}_5$ (Siyalon) kemiğin mineral hali olan $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (hidroksiapatit) veya süperiletken seramik $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_{7-8}$ ve $\text{Bi}_2\text{Sr}_2\text{CaCu}_2\text{O}_8$ gibi tekil bileşikler oluştururlar. Hidroksiapatitler kemiğin mineral fazındaki seramik halidir. Kalsiyumfosfat partiküllerinin reaksiyonu sonucu (CaHPO_4 veya $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$ vb.) elde edilen bir yapı türüdür. Çizelge 3.2 de hidroksiapatit ve değişik insan ve hayvan kemikleri ile bazı metallerin mekanik özellikleri bir arada görülmektedir.

Çizelge 3.2 Hidroksiapatit ve değişik malzemelerin mekanik özellikleri[54].

Malzeme	Elastisite Modülü (GPa)	En büyük basma gerilmesi (MPa)	En büyük çekme gerilmesi (MPa)	Yorulma dayanım sınırı (MPa)
Yaş insan femuru(boyuna) (düşük gerilme oranı)	15.2	150.2		
Yaş insan femuru(boyuna) (yüksek gerilme oranı)	40.6	268.7-399.6		
Kuru insan humerusu (boyuna)	15	183.3	117.8	
Kuru insan humerusu (enine)	5.7	118.5		
Kuru insan humerusu (açısal)	6.8	84.1		
Taze dana kemiği	6.7	133.7	91.6	
Hidroksiapatit	115.1			
316 Paslanmaz Çelik	192.9		585.7	344.5
316L Paslanmaz Çelik	192.9		537.4	
317 Paslanmaz Çelik	192.9		620.1	
Co-Cr Dövme	248		482.3	261.8
H-25, ~%30 gözenekli~	82.7		151.6	
Co-Cr dökme	213.6		447.9	310.1
Hs-21, ~%30 gözenekli			103.4	
Ti, ~%0 gözenekli	110.2		399.6	310.1
Ti, ~%40 gözenekli			75.8	
Ti-6Al-4V, ~%0 gözenekli	124		937	
Ti-6Al-4V, ~%40 gözenekli			144.7	

Seramik malzemelerdeki atomik düzlükler dislokasyon mekanizması ile kaymazlar. Bir metal için dislokasyonu çevreleyen atomlar ve bağlar benzerdir (Şekil 3.2). Bunun aksine seramikler yer değiştirmeyi engelleyen bağlara sahiptirler. Bu sebeple gevrektiler ve eğilemezler. Bunun yerine çatlarlar ve kırılırlar. Eğer bir metale vurulursa eğilerek veya deforme olarak enerjiyi soğuracaklardır. Eğer bir seramiğe vurulursa zorlanma enerjisini yüzeydeki serbest enerjiye çevirecektir ve bir çatlak oluşturacaktır. Seramikler genelde

güçlü ve sert olduklarından mükemmel aşınma direncine sahiptirler. Aşınma durumlarında tanecik sınırlarında saf olmayan şeyler genelde hataya ve tanecik eskavasyonuna yol açar. Seramikleri pekleştirmenin bir metodu da tanecikleri ve tanecik sınırlarını, çatlakların sınıra doğru gitmesini ve tanecik tarafından emilmesine yol açacak şekilde işlemektir. Başka bir yöntem ise yttria ve magnezyum, kısmen stabilize edilmiş zirkonya gibi bileşikleri geliştirmektir. Bu geliştirme şöyle olur: Gerilme faz transformasyonu ile indüklenirse çatlak engellenir. Bu bileşenlerin çeşitliliği pek çok değişik özellik doğurur. Seramikleri ayırt etmenin bir yolu da onları bağ tiplerine göre ayırmaktır. Mesela silikon karpit veya elmas gibi malzemeler direkt kovalent bağlara sahiptirler. Bu bağlar çok kuvvetlidir ve atomun yerleştiği yere bağımlıdır. İyonik malzemelerdeki bağlar daha güçsüz ve direk olmayan bağlara sahiptirler. Tungsten karpit ve titanyum nitrit gibi geçiş metal bileşikler metalik ve kovalent bağların bir kombinasyonunu içerir ve dolayısıyla metallerin ve seramiklerin özelliklerine sahiptirler. Dayanma yüzeyleri ve metal matkap parçası için aşınma direnci kaplayıcısı olarak görev yaparlar. Muhtemelen paslanmaz çelikten bir saat kayışı ise, titanyum nitritle kaplanarak sözde altın saat kayışı olarak adlandırılır. Seramikler ilk hallerinde pek çok biyomedikal uygulamalar için yüksek saflığa sahip olarak işlenen tozlar halinde bulunurlar. Hammadde tozların uygun miktarı bir kalıp içerisinde karıştırılır. Daha sonra bu toz işlenir ve son haline benzer bir şekle sokulur. Bu ısı işlem uygulanmamış seramik yeşil cisim olarak adlandırılır. Daha sonra bu yeşil cisim tozun tekil yapıya geçtiği sinterleme sıcaklığına kadar ısıtılır. Sinterlemeyle tozlar parçacıkların birleşerek tanecik oluşturduğu sert malzemeye dönüştürülür. Tanecikler kristalindirler ve amorf sınırlara sahiptirler. Daha sonra bu sinterlenmiş kısımlar son hallerine parlatma ve çekme metodlarıyla getirilirler. Camlar yumuşayana kadar ısıtılırlar ve halen sıcakken son hallerini almaları için dökülürler. Karbon malzemelerinin oluşumu ise biraz farklıdır. Pek çoğu organik malzemelerin yanmasıyla veya ısı etkisiyle erime ile oluşturulurlar. Grafit kömürün günlerce çok yüksek sıcaklıklarda yakılıp, karbon haricindeki elementlerin yok edilmesiyle oluşturulur. Grafitten çok iyi elektrik motor fırçaları veya kalem uçları yapılabilir. Fakat biyomedikal uygulamalar için çok yumuşak olduğundan kaplanır. Yöntemlerden bir tanesi düşük sıcaklıklı izotropik (LTİ) pirolitik karbon üretir. Mesela Şekil 3.3'deki yüzen diske benzer bir kalp valfi yapmak için önceden oluşturulan grafit diskler kullanılarak (CH_3SiCl_3) yapılabilir. Sütun gazı prolize etmek için 1500°C 'ye kadar ısıtılır. Sonuçta karbonun küçük kristalleri grafit disklerin üzerinde oluşur. Burada bahsedilen 1500°C düşük bir sıcaklık olarak değerlendirilir. Kristaller oryantasyonunda gelişirler ve kaplama izotropik özelliklere sahiptir. Bu Çizelge

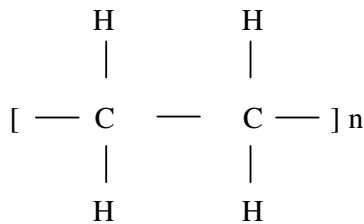
3.1’de gösterildiği gibi çok güçlü ve sert bir kaplama oluşturur. Karbon fiberler polyacrylonitrile (PAN) gibi polimerik fiberlerden yapılabilir. Fiberler karbon olmayan atomları yakmak için bir dizi işleme tabi tutulur. Son aşamalarındaki sıcaklıklar işleme göre 1500-2000 arasında değişir. Sonuç Çizelge 3.1’de gösterildiği gibi çok yüksek mukavemete sahip fiberlerdir. Seramiklerin korozyon uygulamaları gelişmeye devam etmektedir. Seramiklerin korozyon direnci, iyi aşınma özellikleri ve elektriksel yalıtkanlıkları büyük avantajlar sunar. Fakat seramiklerin dezavantajlarıdır [43]. Tıbbi uygulamalardaki Al_2O_3 seramiklerinin özellikleri aşağıdaki Çizelgede verilmiştir. Bu seramikler cerrahi uygulamalarda kullanılan ilk seramikler olup halen femur başı protezindeki sap başını oluşturmakta kullanılmaktadırlar.

Çizelge 3.3 Tıbbi uygulamalardaki Al_2O_3 seramiklerinin özellikleri[58].

Özellik	Birim	DIN58835 ISO 6474	FRIALIT Femur başı protezi
Al_2O_3	%	$\geq 99,5$	$\geq 99,9$
SiO ₂ ve Alkali metal oksitleri	%	$\leq 0,1$	$\leq 0,05$
Mikroyapı (ort. tane büyüklüğü)	μm	≤ 7	$\leq 2,5$
Yoğunluk	g/cm^3	$\geq 3,90$	$\geq 3,98$
Mikrosertlik	MPa	~ 23000	~ 23000
Basma gerilmesi	MPa	~ 4000	~ 4000
Eğilme gerilmesi	MPa	≥ 400	≥ 450
Darbe dayanımı	MPa	~ 380000	~ 380000
Elastisite Modülü	MPa	≥ 40	≥ 40
Aşınma Direnci	$mm^3/saat$	0,01	0,001
Korozyon Direnci	$Mg/m^2\text{-gün}$	$\leq 0,1$	$\leq 0,1$

3.3 POLİMERLER

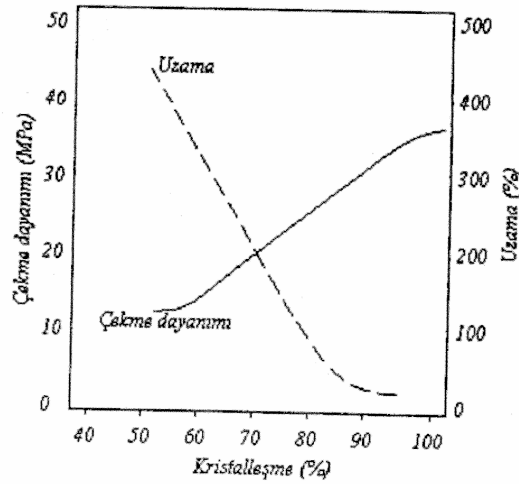
İsminden de anlaşılacağı gibi polimerler birçok “mer”den veya temel yapı bloklarından oluşmuşlardır. Kovalent bağlarla bir arada tutulan karbon veya silikon atomlarının omurgaları ile uzun zincirlerden oluşmuşlardır. Belki de en basit ve yaygın olanı polyethylene (PE)’dir. PE pek çok etilen molekülünden oluşmuştur.



“Mer”lerin sayısı (n) oluşan polimerin pek çok özelliğini belirler. PE’nin düşük molekül ağırlığına sahip olanları soda şişeleri için kullanılırken (UHMWPE) (ultrahigh-molecular-weight polyethylene) kar kaynağının altı için ve total kalça protezlerinin plastik yatağı için kullanılır. Polimerizasyonun doğası biyomedikal uygulamalar için çok önemlidir. PE polimerleri ekleme reaksiyonu ile oluşur. Diziye etilen “mer”leri eklemek için ısı ve katalizator kullanılır. Bunun aksine naylon yoğunlaşma reaksiyonu ile oluşur. İki molekülün birleşmesi bir yan ürünün açığa çıkmasına sebep olur. Buradaki durumda yan ürün sudur ki, su herhangi istenmeyen bir biyolojik etkiye sahip değildir. Diğer yoğunlaşma reaksiyonları biyolojik açıdan potansiyel bir tehlikeye sahip yan ürünler açığa çıkarırlar. Polimer lineer bir zincirle temsil edilir. Pek çok sistemde hidrojenlerin biri, bir veya daha çok bağlarla yer değiştirirler. Mesela bir hidrojenin klorin atomuyla yer değiştirmesi polivinilklorit (PVC) oluşturur. 4 hidrojenin hepsi florin atomlarıyla yer değiştirilmesi politetrafloretillen (PTFE) (teflon) ile sonuçlanır. Bazı hallerde polimer lineer olmayıp yan kollara sahiptir. Düşük yoğunluklu polietilen (PE)’den oluşan yan zincirler ile dallı bir yapıya sahip olabilir.

Zincirleri çapraz bağlama ile bağlamak mümkündür. Goodyear tarafından geliştirilen ebonitleştirme işlemi sülfürü kullanarak doğal kauçuk zincirlerinin arasına köprü kurdu ve üç boyuta sahip bir yapı oluşturdu. Polimerler termoplastik veya termoset olarak sınıflandırılabilirler. Termoplastik bir polimer lineer veya dallı bir yapıya sahiptir. Bir katı olarak bir kase spagettiye benzer çünkü zincirler birbiri üzerinde kayabilirler. Isıtma ile zincirler daha kolay kayabilirler ve polimer erir ya da akar. Böylece termoplastik polimerler ısıtılabilir, eritilebilir, kalıba dökülebilir veya geri dönüştürülebilirler. Özelliklerdeki değişiklikler değişik bağlar eklenerek sağlanabilir. PVC ve PE’den daha rijittir, çünkü klorin atomları genişler ve bir molekülün diğeri üzerinde kaymasını engellemeye yatkındırlar. Polymethylmethacrylate (PMMA) Çizelge 3.1’den de görüldüğü üzere UHMWPE’den çok daha rijit, gevrek ve güçlüdürler. Bu durumda 4 hidrojen atomundan biri değiştirilir, biri metil grubuyla (CH_3) diğeriye akrilik grubu (COOCH_3) ile değiştirilir. Bu geniş yan gruplar kaymayı daha da zorlaştırır. Dolayısıyla modül ve mukavemet artar. Bunlar aynı zamanda moleküllerin sıralı kristalin bir şekil almalarını da zorlaştırır. Şekil 3.3 de kristalleşmenin polietilenin mekanik özelliklerine etkisi verilmiştir. Bu amorf yapının sonucu olarak, PMMA optik olarak şeffaftır. Buna zıt olarak termoset polimerler birbirine çapraz bağlanmış zincirlerden oluşmuştur. Isıtma ile erimezler, fakat indirgenirler. Termoset sözü kimyasal bir reaksiyon olduğunu gösterir. Bu reaksiyon

genelde ısı içerir ve üç boyutlu çapraz bağlanmış bir yapı oluşumuyla sonuçlanır. Bunun yaygın bir örneği “5 dakika epoksi”dir. İki parça karıştırıldığında, katalizör epoksinin oluşumuna ve çapraz bağlanmasına yol açar. Bir kez oluştuğunda bir daha ısıtılamaz ve tekrar kullanılamaz. Çapraz bağlanmanın miktarı mekanik özellikleri etkiler. Lastik eldivenlerde az miktarda çapraz bağlamalar bulunur. Biraz daha sülfür ve çapraz bağlanma eklenmesi araba lastiğinin oluşumunu sağlar. Araba aküsünün sert kutusu için daha da fazla çapraz bağlanma eklenmesi gerekir. Dental akrilik ve kemik çimentosu, takma diş veya total eklem protezi yapmak için kullanılan sistemlerdir. Toz polimer (PMMA) haline gelmek için kimyasal bir başlatıcıyla öğütülür. Kimyasal başlatıcıya örnek benzyol peroxide (BP)’dir. Bu sıvı monomerdir ve aktivatör olarak görev yapan bir kimyasaldır. Bunları karıştırmak tozu yumuşatır ve BP’nin aktif hale geçmesine yol açar. Daha sonra bu BP monomerin polimerizasyonuna yol açar ve sonuçta toz-sıvı karışımı 5-10 dakika içinde katılaşır. Çapraz bağlanma olmadığından katılaşmadan sonra katı ısıtılabılır ve şekle sokulabilir.



Şekil 3.3 Kristalleşmenin polietilenin mekanik özelliklerine etkisi [55].

Çizelge 3.4 Değişik yük durumlarında PEEK ve titanyumun, çekme gerilmesi ve emniyet faktörleri [56].

Yük Durumu	Çekme Dayanımı (MPa)		Emniyet Katsayısı	
	PEEK	Titanyum	PEEK	Titanyum
1	40,1	93,0	3,9	6,0
2	78,1	131,8	2,0	4,2
3	99,6	237,2	1,6	2,3
4	64,9	26,9	2,4	2,4
5	82,3	100,1	1,9	5,5

Çizelge 3.5 Tıbbi uygulamalardaki polimerlerin bazı fiziksel özellikleri [57].

Polimer	Çekme Gerilmesi (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)	İzod darbe dayanımı(J/m)	Kopma uzaması (%)	Sertlik (Rockwell)	Yoğunluk (g/cc)	Su emme (%)
LDPE	4-6	0,1-0,26	Kırılmadı	90-800	D41-D46	0,91-0,925	0,01
MDPE	8-24	0,17-0,38	26,7-850	50-600	D50-D60	0,926-0,94	0,01
HDPE	21-38	0,4-1,24	26,7-1070	20-1000	D60-D70	0,941-0,97	0,01
UHMWPE	21	1,0	-	450	D65	0,94	0,01
PMMA	55-85	2,4-3,3	16-75	2-7	M60-M100	1,2	0,1-0,4
PU	169	0,007-6,9	1300	10-1000	A10-D90	1,05-1,5	-
PLASTİK	10-24	-	-	200-400	A50-A100	1,16-1,35	0,04-0,4
PVC							
SİLİKON	2,4-7	-	-	100-700	A15-A65	1-1,15	-
PTFE	14-34	0,4	160	200-400	D50-D65	2,2	-

Çizelge 3.6 Tabii insan dokusuna ait bazı fiziksel özellikler [57].

Doku tipi	Çekme Gerilmesi (MPa)	Kopma Uzaması (%)	Elastisite Modülü (MPa)
Arter	1-1,6	0,8-1,1	0,03-3,0
Kalp Kapağı	2-4,5	10-18	41-64
Elastik Kıkırdak	3	30	15
Deri	6,2-14	110-140	23-44
Kas zarı	12-14	14-17	300
Kas şeridi	59-69	8-9	966
Femur Kemigi	120	1,4	1725

Polimerlerin mekanik özelliklerini tanımlamak için kullanılan bir başka terim ise “elastomer”dir. Elastomer termoplastik ve termoset olabilirler. Elastomerler tıpkı bir plastik kayış gibi polimerin deformasyondan sonra eski şekline geri dönebileceğini vurgular. Zigzag omurga yapısına sahip moleküller gerilme ile değiştirilebilir ve sonrasında eski haline dönebilir. Çapraz bağlanmış termosetler bağları gerebilir, yapıyı düzleştirebilir ve sonrasında eski haline getirebilir. Silikon elastomerler yüksek uzama (% deformasyon) kabiliyetine sahiptir (Çizelge 3.1).

Polimer malzemeler ile metaller mukayese edildiğinde, çekme dayanımı ve elastisite modülünün düşük olmasına karşılık, kopma uzamasının çok büyük değerlere ulaştığı görülmektedir. Polimerlerin bazı türlerinin yorulma dayanımı yönünden de yeterli değerlere ulaştığı görülür. Titanyum ile PEEK (Polietereterketon) ‘u kıyaslayan çalışma sonuçları Çizelge 3.4 de verilmiştir. Çizelgeden de görüleceği üzere PEEK’e ait yorulma değerleri titanyumunkine göre düşük olmasına rağmen, en küçük emniyet faktörü değeri 1.6 dır ve bu da yeterince büyük bir değerdir.

Çizelge 3.7 Protez malzemesi olarak kullanılan polimerler [57].

Polimerler	Yenilenen Ünitenin Kompozisyonu	Polimer Tipi	Uygulamalar
Polietilen (PE)	HH (-C-C-) HH	Lineer değişken Kristal	Plastik Cerrahide Kateterde Femur Mafsalında
Polimetil-metakrilat (PMMA)	HCH ₃ (-C-C-) HCO ₂ CH ₃	Lineer Amorf	Ortopedide Göz Lenslerinde
Poliüretan (PU)	HO (-R ₁ -N-C-O-R ₂ O-)	Lineer veya X-bağlantılı mikroyapıda	Kalbe Yardımcı Cihazlarda
Polivinil-klorid	HH (-C-C-) HH	Lineer Plastik Amorf	Kateterde Damar Bağlantılarında
Silikon	R ₃ (-Si-O-)	Lineer veya X-bağlantılı amorf	Rekonst. ve Plastik Cer.

Çizelge 3.5 ve 3.6 da protez malzemesi olarak kullanılan polimerlere ve tabii insan dokusuna ait örneklerin bazı fiziksel özellikleri verilmiştir. Polimerler fiziksel yapısı bakımından vücuttaki yumuşak dokulara benzer özellik gösterdiğinden cilt, kas, kıkırdak, damar ve lens gibi özel dokuya sahip bölgelerde, protez malzemesi olarak kullanılabildiği gibi diş hekimliği ve ilaç endüstrisinde de yoğun olarak kullanılmaktadır.

Pek çok araç gereç plastikten yapılmıştır. Plastikler herhangi bir sayıda eklemelere (sonradan eklenen malzemeye) sahip bir polimerdir. Onları güzel gösterebilmek için renklendiriciler ve stabilizatorlarını artırmak için antioksidanlar eklenir. Yumuşaklığı artırmak için plastikleştiriciler eklenebilir.

3.4 KOMPOZİTLER

Kompozit malzemeler iki ya da daha fazla malzemenin birleşmesiyle veya karıştırılmasıyla oluşurlar. Genelde her bir malzemenin kendine has özellikleri değişmez ama kompozit genel özelliklerine toplam bir katkı yaparlar. Parçaların şekillerine göre kompozitler 3 kategoride toplanırlar: Particulate, fiber ve laminar.

Pek çok özellik karışımlar kuralıyla belirlenebilir:

Karışımın özelliği: Her bileşenin toplam hacim kesirleri $\times$ o bileşene ait özellik. Mesela polimer-fiber bir kompozitin yoğunluğu = Polimer matriks kesirlerinin toplamı $\times$ yoğunluğu + fiberin kesri $\times$ yoğunluğudur.

Mesela polyetheretherketone (PEEK) matris içindeki bir karbonfiberin kompozitlerini düşünün. PEEK için gerilme mukavemeti 93 MPa'dır. Modülü = 3,6 GPa'dır (Çizelge 3.1). PAN'dan yapılan karbonfiberler için değerler sırasıyla 3980 MPa ve 240 GPa'dır. %30 fiber eklenerek yapılan bir kompozit, mukavemeti 208MPa'a ve modülü 17 GPa'a artırır. Ama deformasyon %50'den sadece %1,3'e iner. Uzun fiber kompozitleri daha da yüksek mukavemet ve modül sağlar. %61'lik karbon fiberlerden yapılan ve fiberlere boylamasında bir yönde test edilen bir kompozit 2130 MPa'lık bir mukavemete ve 125 GPa'lık bir modüle sahiptir. 45/45 çapraz bağ kullanılarak bu özellikler 300 MPa ve 47GPa'a indirilebilir ama uzamada kayda değer bir artış olur. Bütün bunlar göz önüne alındığında fiberlerin miktarını ve yapısını ayarlamak mekanik açıdan büyük çeşitlilikte özellikler doğurur. Pek çok biyolojik malzeme de kompozittir. Mesela kemik mineral hidroksiapatite (HA) ile kollojen fiberlerden oluşan bir kompozittir. Çizelge 3.1'de görüldüğü üzere HA güçlü, rijit ve gevrek. Kollojen düşük modüle sahiptir. Kompozit kemik güçlü ve kollojenden daha esnek bir malzemedir.

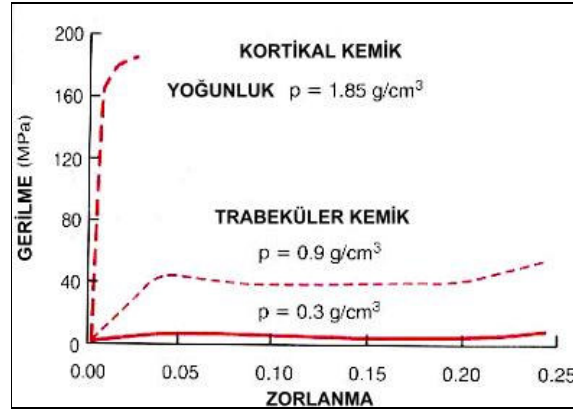
Kompozit teknolojisi kemiğe uyumlu hale gelsin diye malzemeleri uygun hale getirmekte kullanılır. %30 karbon PEEK, kemiğine yakın bir modüle sahiptir ve iyileşme süresince kırık parçaları bir arada tutmak için kullanılır. Uzun-fiber kompozitler kemikten daha rijittirler ama bu rijitlik paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarındakinden azdır. Bu sebeple uzun fiber kompozitler (yüksek mukavemete sahip olduklarından) kemik veya eklem protezlerinde kullanılırlar. İstenen özellikleri sağlayabilmek için kompozit bileşenlerinin miktarı ve yapısı ayarlanabilir [44, 10].

BÖLÜM 4

KEMİK VE KIRIKLARI

4.1 KEMİĞİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Kemik makro düzeyde kortikal (veya kompakt) ve kanselloz (veya trabeküler) olmak üzere iki bölüme ayrılır. Femur gibi bir uzun kemiğin ucunun kesiti, yoğun kortikal kabuk ve poroz kanselloz iç yapıya sahiptir. Bu iki yapı yoğunluk ve porozitelerinden ayrılabilir (Şekil 4.1). Yoğunluktaki küçük değişimler, mukavemet ve elastisite modülü değerlerinde büyük değişimlere neden olur. Yoğunluktaki değişimler ayrıca yaşlanmaya, hastalığa ve kemiği kullanma ya da kullanmamaya bağlıdır. Kortikal kemiğin mikroyapısı düzenli silindirik biçimli lamellalardan oluşur.



Şekil 4.1 Kortikal ve trabeküler kemik için gerilme- zorlanma eğrisi.

Kemiğin mekanik özellikleri incelenirken daha çok kortikal kemik referans olarak alınmaktadır ve kanselloz kemik daha az dikkate alınmaktadır. Kanselloz kemiğe ait değerler kortikal kemiğe ait olanlara göre oldukça düşüktür. Örneğin kortikal kemiğin elastisite modülü 17 GPa iken, kanselloz kemiğinki 75,5 MPa'dır [5].

Kortikal kemik yoğun bir maddedir ve maximum $1,8 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğa sahiptir, bağlı yoğunluğu ise 0,7-0,95 arasında değişir. Kanselloz (trabeküler) kemik trabeküle denen

kısa çubuk şeklinde kemik maddesinden oluşur ve süngerimsi bir görünüşü vardır [3]. Kanselloz kemik ise daha çok kortikal kemiğin iç yüzeyinde ve uzun kemiklerin uç kısımlarında bulunur. Her iki kemikte temelde aynı maddeden meydana gelir. Bileşenlerin düzensiz fakat optimize olmuş aranjman ve oryantasyonu kemik malzemesini heterojen ve anizotropik yapar [3].

İskelet sistemi iç organları koruyan, sağlam bir kinematik link oluşturan, kaslarla yapışma yeri sağlayan ve bu sayede vücut hareketlerini destekleyen bir yapıdır. Kemiğin biyomekaniği de bu kompleks görevleri yapabilmesi için özelleşmiştir. Kemik kendini tamir edebilen, internal yapısını ve konfigürasyonunu değişen mekanik ihtiyaçlara göre ayarlayabilen bir dokudur. Uzun süre devam eden aşırı yüklenme ya da az yüklenme mutlaka kemik dansitesini değiştirir. Demir ile karşılaştırıldığında kemik 3 kat hafif, 10 kat fleksibldir. Kollajen içerik burulma mineral içerik ise basmaya karşı dirençten sorumludur. Burada iki önemli terim mukavemet ve rijitliktir. Bu özellikleri anlamak için kemiğin yüklenme altında gösterdiği değişiklikleri incelemek gerekir. Aşağıda insan kemiğine ait mekanik özellikler verilmiştir (Çizelge 4.1). Kullanılan yöntemle göre farklı araştırmacılarda yakın sonuçlar elde edilmiştir.

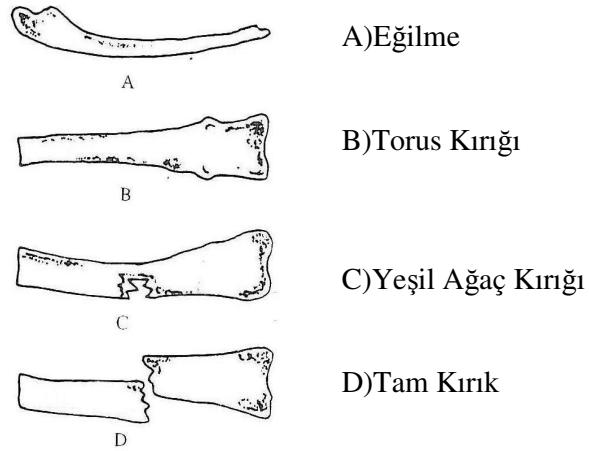
Çizelge 4.1 İnsan kemiğinin mekanik özellikleri [36, 38].

Grup	Reilly ve Burstein	Yoon ve	Katz	Knetz	al	et	Ashman et al
Kemik	Femur	Femur			Tibia		Femur
Malzeme simetrisi	TI	TI			ORTH		ORTH
Yöntem	M	U			M		U
E_1 (GPa)	11.5	18.8			6.91		12.0
E_2 (GPa)	11.5	18.8			8.51		13.4
E_3 (GPa)	17.0	27.4			18.4		20.0
G_{12} (GPa)	3.6	7.17			2.41		4.53
G_{13} (GPa)	3.3	8.71			3.56		5.61
G_{23} (GPa)	3.3	8.71			4.91		6.23
ν_{12}	0.58	0.312			0.49		0.376
ν_{13}	0.31	0.193			0.12		0.222
ν_{23}	0.31	0.193			0.14		0.235
ν_{21}	0.58	0.312			0.62		0.422
ν_{31}	0.46	0.281			0.32		0.371
ν_{32}	0.46	0.281			0.31		0.350

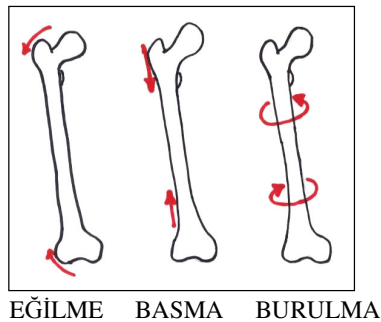
Not: 1 ve 2 radyal doğrultuları, 3 uzunlamasına (longitudinal) doğrultuyu, U ve M ise sırasıyla, ultrases (ultrasound) ve standart makine testi (standart machine testing) yöntemlerini göstermektedir. TI – Transvers izotropi, ORTH – Ortotropi'dir.

Elastik bölgede, yükleme kalıcı deformasyona neden olmaz. Fakat akma noktası geçilirse plastik deformasyon başlar. İzotrop materyallerde mekanik özellikler materyallerin her bölgesinde aynı iken kemik gibi anizotropik materyallerde farklı bölgeler farklı mekanik özellikler içermektedir. Kemiğin uzun aksına dik gelen yüklere karşı gösterdiği elastisite modülü, paralel gelen yüklere karşı gösterdiği elastisite modülünün 2/3'ü kadardır. Bu iki yön dışında kemiğe gelen yükler bu sınırlar içinde kalacak şekilde dirençle karşılaşırlar. Bağlı yoğunluğu 0,05-0,37 g/cm³ arasındadır. Trabekulalarda kan damarları yoktur, boşlukları ise ilikle doludur. Kortikal kemiğin elastisite modülü gözenekliliğine, kanselloz kemiğinki ise minerilizasyon derecesine bağlıdır [4].

Kortikal kemiğin kırılması için orijinal uzunluğunu %2'sinin aşılması yeterli iken, kanselloz kemikte bu oran %7'dir. Genel olarak erişkin kortikal kemiği basmaya karşı çekmeden daha fazla dirençlidir ve çekme zorlanmasına makaslamaadan daha fazla dirençlidir. Ama çocukluk döneminde kemiğin basmaya karşı daha zayıf olması torus tipi kırıkların görülmesine neden olur. (Şekil 4.2)

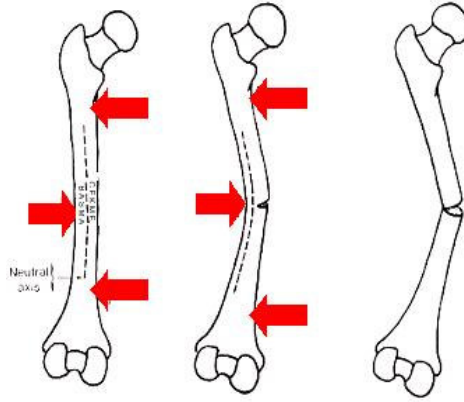


Şekil 4.2 Çocuklarda görülen kırık tipleri.



Şekil 4.3 Kemiğin yüklenme durumları.

Kortikal kemiğin çekme ve basmaya karşı gösterdiği mekanik özellikler farklıdır. (Şekil 4.3) Çekmeye karşı düzgün bir lineer eğri çizerken basmaya karşı aynı homojenlikte cevap vermez. Elastisite modülleri, elastik bölge boyunca benzerdir ama akma dayanımı basma yüklemesinde fazladır. Basma uygulandığında plastik bölgede oluşan gerilme uzama eğrisi lineer bir artış göstermez. Bu bölgede boyuna eksenle yaklaşık 40° açı yapan çatlaklar oluşur. Bu çatlakların yatay ekseninde oluşan makaslama gerilmeleri ile kemiğin bütünlüğü bozulur.

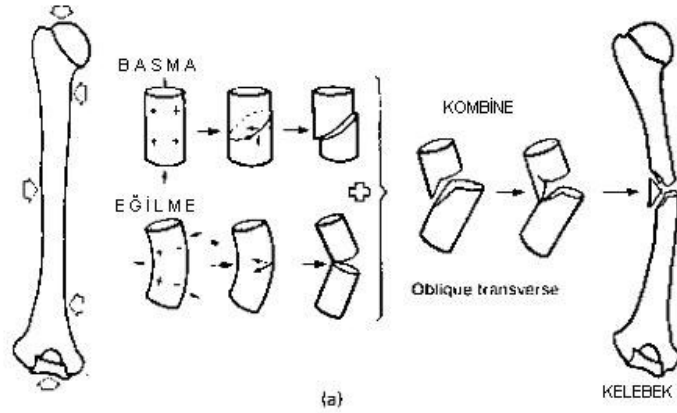


Şekil 4.4 Kemiğin eğilme yüklenmesi.

Kemiğin tamamı belli bir yükleme altında yüklemenin etki ettiği noktaya göre mekanik özellik gösterir. Hem basma hem de eksenel yükleme yarattığı için eğilme yüklemesini incelemek kemiğin tamamının özelliğini anlamak için iyi bir modeldir. (Şekil 4.4) Etki noktasındaki kemiğin kesit geometrisi ve kemik dokusunun genel özellikleri bu noktada rol oynar. Kemik dokusunun daha önce anlatılan çekme ve basma dayanımları kemiğin direncini belirleyecektir fakat kemiğin kesitsel geometrisi de etkili olacaktır. Burada 2 faktör önemlidir. **1.** Ne kadar kortikal kemik yüzeyi içerdiği ve **2.** Bu yüzeyin kemik merkezinden ne kadar uzakta olduğu. Eşit yüzey bölümüne sahip kesitler arasında merkezden daha uzağa yerleşimi olan bölgeler eğilme yüklenmesine daha fazla karşı koyabilir.

Köprücük kemiği ve herhangi bir tübüler kemik eşit kortikal kemik yüzey ölçümüne sahip olsalar da köprücük kemiği homojen olmayan şekli sebebiyle merkeze yakın olan noktalar içermektedir. Bu asimetrisi köprücük kemiğinin eğilme yüklenmesine göstereceği direnci azaltacaktır.

Kemiğe burulma uygulandığında da kayma gerilmesi oluşur. Maksimum burulma dayanımı sonrası, kemikte boyuna çatlaklar oluşur. Bu çatlakların bitiş noktalarında yaklaşık 50 derece açılı olmak üzere iki spiral çatlak daha oluşarak kemiğin bütünlüğü bozulmaya başlar. Burulma yüklemeleri eğilme yüklemelerinden farklıdır. Burulma momenti etki eden noktaya olan uzaklık ile değişiklik göstermez. Örneğin bir kayakçının kayaklarını dışa çevirecek şekilde bir yükleme gelse ayak bileği ve diz eklemine internal burulma torku oluşur. Bu tork tibianın distalinde ve proksimalinde aynı düzeydedir. Eğilme ile oluşan kırıklar etki noktasında oluşurken, burulma ile oluşan kırıklar kemiğin kayma mukavemetinin en az olduğu yerde oluşur. Bu olay birkaç kesitte aynı zamanda olabilir. Kemiğin farklı yerlerinde boyuna çatlaklar oluşur. Bu çatlakların bitiş noktalarından zıt yönlerde doğru ikincil çekme gerilmesi çatlakları uzanır. Kemiği dolanarak sağlam korteksin bütünlüğünü bozar ve kırık oluştururlar. Bu başlangıç çatlaklarının boyu 2-3 mm dahi olabilir. Eşlik eden kelebek fragmanının olup olmaması yüklenmenin hızı ile ilgilidir her yüklenme basit bir çatlakla başlar ama yavaş olanlar çatallaşma göstermeden ilerler. Hızlı olan yüklenmeler sayısı artan çatallaşmalar yapar (Kelebek fragman oluşması (Şekil 4.5)).



Şekil 4.5 Kemiğin kombine yüklenmesi.

Kemik biyolojik bir yapı olduğu için mekanik özellikleri yaş ile de değişmektedir. Erişkin kortikal kemiğin akma dayanımı ve elastisite modülü her on senede %2 oranında azalır. Üstelik bu değişiklikler kemikler arasında da farklılık gösterir. Örneğin femurdaki değişiklikler tibiadakiné göre daha belirgindir. Erişkin dönemde kemiğin dış çapı büyümeye devam eder fakat modüler kanal genişlemesi daha hızlıdır. Sonuç olarak kemikler daha geniş çaplı ama daha ince korteksli olur. Kemiğin toplam mukavemeti bir

miktar azalmıştır ama daha önemlisi elastikiyeti düşmüştür. Yani bükmeye maruz kalırsa belki aynı şiddetli bir yüklenme ile fakat çok daha az bir eğilme göstererek kırılır.

Kemikteki her boşluk kemik direncini mutlaka azaltır fakat klinikte problem yaratacak olan sınır kemik çapının %30'udur. Kemikte oluşturulan gözenekler bükmelerde enerji absorpsiyonunun %50'sinin, burulmalarda %90'ının kaybına neden olur. Kompresif yerde kalan defekt ve delikler tehdit oluşturmaz [5].

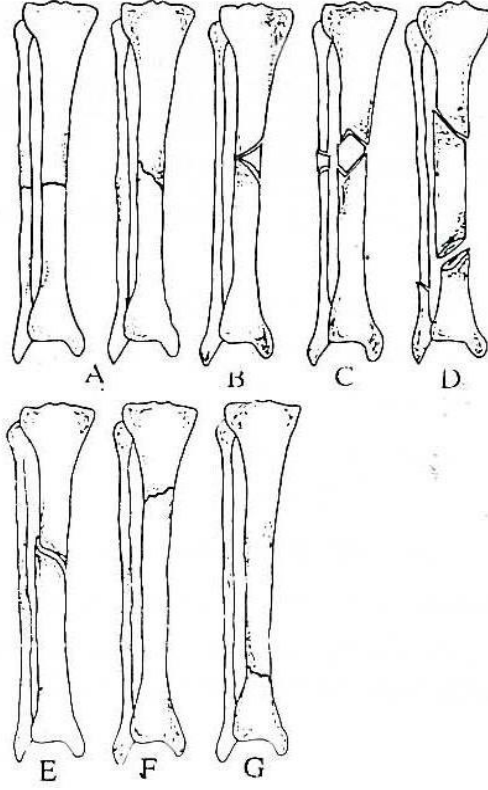
4.2 KIRIK NEDİR

Dıştan veya içten gelen zorlanmalarla kemik dokusunda olan ayrılmaya, yani kemiğin bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına, başka bir deyimle kemiğin anatomik bütünlüğünün bozulmasına kırık diyoruz. Kemik bütünlüğündeki bozulma basit bir çatlaktan, bir veya bir çok kemiğin çok parçalı kırığına kadar değişik şekillerde olabilir.

Yaralanmaların %20'si alt, %47'si üst ekstremitelerde olmak üzere kırıkların %78'i kol ve bacaklardır ve bunların %4 kadarı da öldürücü ve tehlikeli gruptadır.

Yeni doğanlarda en çok klavikula, femur cismi, humerus kırılır. Çocuklarda humerus suprakondiler kırıkları başta olmak üzere dirsek çevresi ve ön kol kemikleri ile femur cismi en çok kırılır. Orta yaşta tibia, femur ve radius distali en çok kırılan bölgelerdendir. İleri yaşlarda femur boynu, humerus proksimali ve radius distali en çok kırık görülen bölgelerdendir.

Bütün yaşlar ve diğer koşullar gözönünde bulundurularak yapılan kırılma oranı tahmininde en yüksek oran %15 ile tibia ve fibuladadır. Şekil 4.6 da tibia kırıkları görülmektedir [1, 2, 35].



A: Transvers veya Kısa Oblik
 B: Küçük Kelebek Fragman
 C: Büyük Kelebek Fragman
 D: Segmental

E: Spiral
 F: Proksimal Çeyrekte Transvers veya Oblik
 G: Distal Çeyrekte Transvers veya Oblik

Şekil 4.6 Tibia kırıklarında Chapman sınıflandırması [35].

4.3 KIRIK TİPLERİ

Kırığın nasıl oluştuğu, hangi zorlanmanın bunu yaptığı, kırılan kemiğin yapısı, kırığın şekli ve karakteri tedaviyi ve özellikle hastanın geleceğini etkileyeceği için bilinmesinde büyük yarar vardır.

Şematik olarak kırık tipleri şöyle özetlenir.

1) Kırık yapan zorlanmaya göre

- Direk zorlanma ile olan kırıkları
- İndirek zorlanma ile olan kırıkları

2) Kemik doku sağlamlığına göre

- Normal kemikte kırık
- Patolojik kırık
- Stres kırığı

3) Kırık çizgisine göre

- Enine (transvers) kırık
- Oblik (eğik) kırık
- Kopma (avulsion) kırığı
- Parçalı (comminuted) kırık

4) Kırık sayısına göre

- Tek (basit) kırık
- Birden fazla kırık

5) Kırık derecesine göre

- Tam (ayrılmış) kırık
- Tam olmayan kırık
 - Çatlak (fissur, linear kırık)
 - Yeşil yaş ağaç kırığı
 - Çökme (renforcement, depresse) kırığı
 - Basma (kompression) kırığı
 - Dışlanmış kırık
 - Epifiz ayrılması

6) Kemiğin anatomik bölgesine ayrılması

- Distal bölge kırıkları
- Orta bölge (cisim) kırıkları
- Proksimal bölge kırıkları
- Epifiz bölge kırıkları
- Özel anatomik bölge kırıkları (kondiler, suprakondiler , malleoler, subtrokanterik vb)
- Çıkıklı kırıkları (Fracture-Dislocation)

7) Kemiğin histolojik yapısına göre

- Spongioz (kanselloz) kemik kırıkları
- Kortikal kemik kırıkları [1, 2, 37]

Kemikte meydana gelen kırık direk kemiğe veya kemiğin bulunduğu bölgeye gelen zorlanma ile olabildiği gibi; indirek zorlanma etkisiyle de olabilir.

Malzeme olarak kemik metallere farklı özelliklere sahiptir. Kemiğin yüksek basma dayanımı, organik kollajen ve apatit kristallerden oluşan kompozit bir yapıya sahip olmasından kaynaklanır [2].

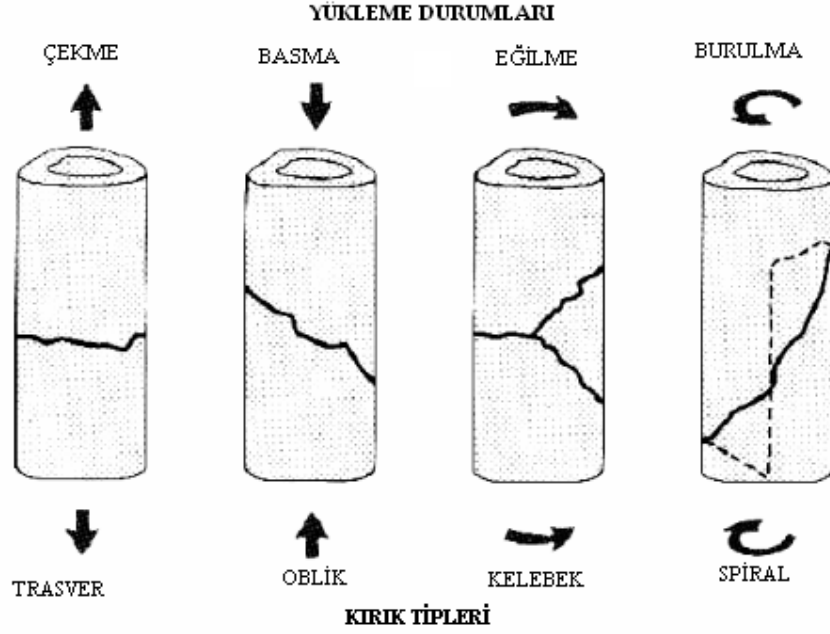
4.4 KIRIK MEKANİZMASI

Kemik plastik deformasyon olmadan önceki çekme gerilmesi, maksimum gerilmenin %0,75'i ve kırılma gerilmesi %2-4'üdür. Elastik bölgedeki yüklemenin 6 katını plastik bölgede karşılayabilir.

Hidroksiapatit kristalleri oldukça yakın ilişkide fakat birbirinden ayrı bölümler şeklinde dizilir. Bu nedenle oluşan mini kırıklar kristal parçaları arasında lineer olarak ilerleyemez ve kristal üniteleri arasındaki boşluklara gelince kırık ilerleme yönü değişir. Mikro kırıkların şekli T halini alır ve bu sarpmalar kırık enerjisini azaltır.

Kırık gelişmeden önce kemiğe uygulanan yüklenme ne kadar hızlı ise kemik o kadar fazla enerji absorbe eder. Bu enerji miktarı hem kırık tipini hem de etraftaki yumuşak doku hasarını belirlediği için önemlidir. Çünkü kırılma anında kemik o ana kadar absorbe ettiği enerjiyi serbest bırakır. Hızı yüksek olan yüklenmelerde kırık parçalı olup yumuşak doku hasarı fazla olmaktadır. Yükleme hızına göre kırıklar düşük enerjili (ev kazaları), yüksek enerjili (trafik kazaları) ve çok yüksek enerjili (ateşli silahlar) olmak üzere üçe ayrılabilir.

Etki eden gerilmeye göre ise çekme (kopma kırıkları), basma (Vertebra kırıkları), burulma (Femur kondil kırıkları) ve eğilme kırıkları (Tibia ve femur) olarak 4'e ayrılabilir (Şekil 4.7).

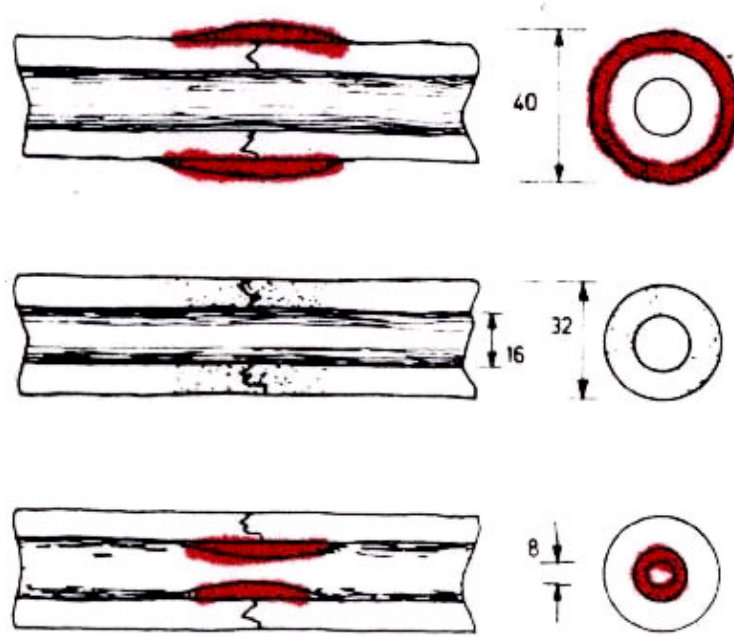


Şekil 4.7 Yükleme durumlarına göre kırık tipleri.

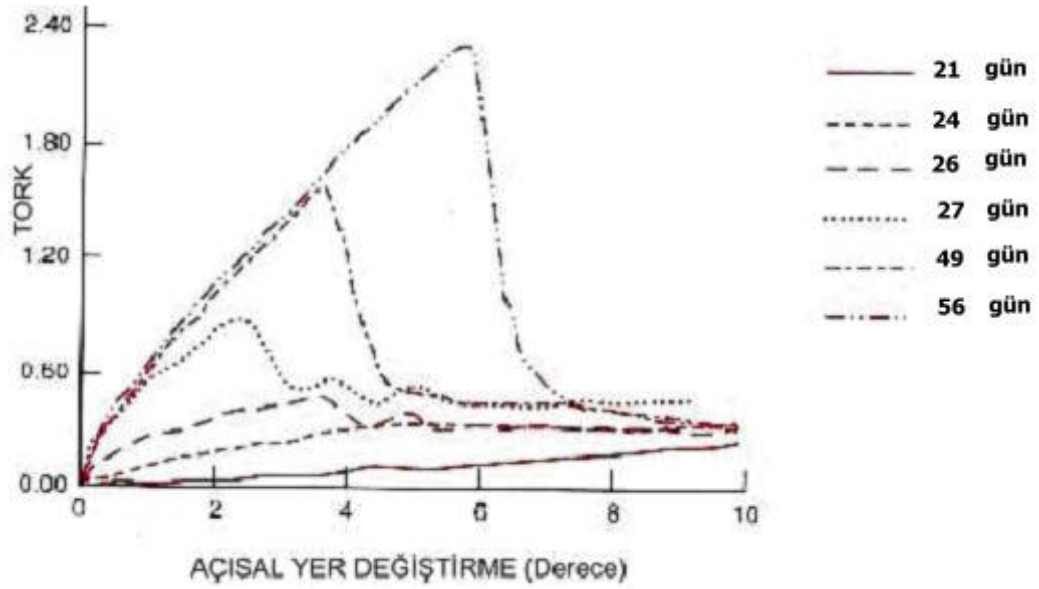
Kemiğin kırık sonrası remodelizasyonu implantın konup konmamasına göre değişiklik gösterir. Kırık sonrası fragmanlar arasında sadece aksiyal planda gelen kompresif yükler iletilir. Anatomik bütünlük bozulduğu için çekme, kesme ve eğilme yüklemelerini fragmanlar birbirine aktaramaz. Bunun için kullanılacak implantın belli yükleri karşılaması gerekir. İntramedüller implantlar kırık fragmanlarının kompresif yükleri iletmelerini engellemezler fakat plak-vida sistemleri her türlü yüklemeyi üstüne alan implantlardır. Kırık kaynadıkça kemik ve plak arasında yük taşıma paylaşılır. Bu paylaşım kullanılan implantın elastisite modülüne ve geometrisine bağlı olarak değişir. Plaktan kemiğe yük aktarma olayı özellikle kemik ve vida arasında gerçekleşir ve vida etrafında kemik hücrelerinin genişlemesi gözlenir. Büyük plaklar kemiğin yükünü tamamen üzerine alarak kemiği stressiz bırakır ve atrofiye neden olurlar. Kırık kaynadıktan sonra yerinde bırakılan bir plak kemik çapında azalmaya kadar giden bir repozisyona neden olabilir. Bu azalma eğilme ve burulma mukavemetini azaltacaktır. Çaptaki %20'lik bir azalma burulma mukavemetini %60 azaltır. Fizyolojik yüklenmelere maruz kalan kemik eski biyomekanik özelliklerini zamanla kazanır [5].

Kırılan kemik iyileşirken yeni bir kemik dokusu oluşur (callus). Callus zamanla artar. Callus yarıçapındaki artış kırık kemiğin atalet momentini ve rijitliğini büyük oranda

artırır. (Şekil 4.8) Kemik normal rijitliğine 27 günde ulaşır. Aşağıdaki grafikte (Şekil 4.9) iyileşen kemiğin tekrar kırılması için gerekli olan tork iyileşme sonrası farklı dönemler için gösterilmiştir.



Şekil 4.8 Kırık kemikte callus oluşumu. İlk durumda 0.5 kat zayıfken kemik çapı 40 mm ye ulaştığında 1.6 kat güçlüdür.



Şekil 4.9 İyileşme sonrası dönemlerde tekrar kırılma oluşturabilecek tork miktarı.

4.4.1 Yorgunluk kırıkları

Aynı metaller gibi kemik de tekrarlayan stresler sonucunda bütünlüğünü kaybedebilir. Buradaki temel faktörünü kemik etrafındaki kaslarda yorgunluk olması ve gücü absorbe eden bu kasların yorulması sonucunda bütün yükün kemik üzerine gelmesi olduğu düşünülmektedir. Tekrar eden yüklenmeler akma mukavemeti ve rijitlikte düşmeye neden olur. Yorgunluk kırığının şekli çekme tarafında transvers kırık, kompresyon tarafında oblik kırıktır. Bu olayda belirleyici parametreler yüklemenin miktarı, frekansı ve kemiğin yoğunluğudur [5].

BÖLÜM 5

BİYOMALZEMELER

Biyomalzeme, ilaçlar hariç tutulmak kaydıyla, herhangi bir madde, veya sentetik ya da doğal maddelerin bir kombinasyonudur. Biyomalzemeler herhangi bir zaman periyodunda, herhangi bir doku, organ veya vücudun bir fonksiyonunu tedavi eden, destekleyen veya yerine geçen bir sistemin bütünü ya da sistemin bir parçasıdır.

5.1 METALİK BİYOMALZEMELER

Kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı büyüktür. Bir yandan ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, diğer yandan yüz ve çene cerrahisinde, örneğin diş implantı gibi, ya da kalp damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, katater, vana ve kalp kapakçığı olarak da kullanılırlar.

İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal “Sherman-Vanadyum Çeliği”dir. Biyomalzeme üretiminde kullanılan demir, bakır, krom, kobalt, nikel, titanyum, tantal, molibden ve vanadyum gibi çok sayıda metal, az miktarda kullanılmak koşuluyla canlı vücuduna uygunluk gösterir. Vücut içerisinde fazla miktarda bulunması zararlı olan bu metaller metabolizmik faaliyetler sırasında da oluşabilirler. Örneğin, kobaltın B12 vitamininden sentezlenmesi ya da demirin hücre fonksiyonu olarak meydana gelmesi gibi [11].

Metallerin saf halde kullanım uygunluğu çok nadirdir. Günümüzde başlıca üç metal grubu ve bunların değişik türevleri ortopedi ameliyatlarında fabrikasyon protez malzemesi olarak kullanılmaktadır. Bunlar paslanmaz çelikler, kobalt-krom esaslı alaşımlar ve titanyum alaşımlarıdır. Çizelge 5.1 de mekanik özellikleri verilmiştir. En yaygın olarak kullanılan saf ya da alaşım halindeki biyometaller ise; Co-Cr-Mo, Co-Cr-W-Ni, Ti-Al-V, Co-Ni-Cr-Mo-Ti alaşımları ile saf titanyum ve paslanmaz çelik çeşitleridir. Metal implant elementleri Çizelge 5.2 de verilmiştir [7].

Asal metallerin dışında metaller yeryüzü kabuğunun içinde mineral halde bulunur ve kimyasal olarak diğer metallerle birleşmiş olurlar. Örneğin metal oksit gibi. Bu metaller bulunmalı, daha uygun saf metale geçişteki işlemler için önce çıkarılmalı ve ayrılmalıdır. Elde edilen işlenmemiş metal ürünler ingot halde üreticilere verilir. Çoklu bileşen içeren metalik implant alaşımlarında, işlenmemiş metal ürün daha fazla ön işleme tabi tutulacaktır. Yeniden eritme, alaşım elementlerinin eklenmesi ve katılaştırma gibi. Bu safhalardan sonra istenen kendine has kesin kimyasal özelliklere sahip alaşımlar elde edilebilir. Örneğin ASTM F138 316L paslanmaz çelik için, demir ile spesifik miktarda karbon, silikon, nikel ve krom alaşımlanır. ASTM F75 veya F90 alaşımı için kobalt ile spesifik miktarda krom, molibden, karbon, nikel ve diğer elementler alaşımlanır.

Çizelge 5.1 Bazı metallerin mekanik özellikleri.

Malzeme	ASTM	Durum	Elastisite modülü (GPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Yorulma Limiti (10 ⁷ 'lik döngü, R = -1 (MPa)
Paslanmaz Çelik	F745	Tavlanmış	190	221	483	221-280
	F55, F56, F138, F139	Tavlanmış	190	231	586	241-276
		30% Soğuk İşlenmiş	190	792	930	310-448
		Soğuk Dövülmüş	190	1213	1351	820
Co-Cr Alaşımı	F75	Ham Döküm/Tavlanmış	210	448-517	655-889	207-310
		P/M HIP ^b	253	841	1277	725-950
	F799	Sıcak Dövülmüş	210	896-1200	1399-1586	600-896
	F90	Tavlanmış	210	448-648	951-1220	-
		44% Soğuk işlenmiş	210	1606	1896	586
	F562	Sıcak Dövülmüş	232	965-1000	1206	500
		Soğuk İşlenmiş	232	1500	1795	689-793
Ti Alaşımı	F67	30% Soğuk İşlenmiş	110	485	760	300
	F136	Derece				
		Dövülmüş, Tavlanmış	116	896	965	620
		Dövülmüş, Tavlı Sıcak İşlenmiş	116	1034	1103	620-689

İmplant üreticisi stok haldeki ilk malzemeyi alıp son safhadaki hale çevirir. Fabrikasyon metotları döküm, bilgisayar ve mekanik tabanlı (CAD-CAM), dövme, toz metalurjisi (sıcak izostatik presleme) ile zımparalayıp düzeltme ve perdahlama adımlarıdır. Son yıllarda implant üzerine mikro tabaka halinde porozlamak tercih edilen bir işlem oldu. Bu kemiğin içinde implantı fikse etmek için kullanıldı. Mesela femoral kökün gövdeye yakın parçasına uygulanır. Sinterlemeye alternatif yüzey işlemleri de plazma veya implant

yüzeyine alev püskürtmedir. Diğer yüzey işlemleri de: İyon implantasyonu (daha iyi yüzey özelliklerine sahip olmak için) ve nitrürleme (yüksek enerjili nitrojen iyonları vakum altındaki implanta yönlendirilir) yapılabilir. Son adımlar genellikle alışılmış olan yöntemlerdir. Kimyasal temizleme ve uygun asit içinde pasifizasyon gibi. İmplant temizleme ve bitirme işlemleri ASTM standartlarına göre yapılır [9].

Çizelge 5.2 Metal implantlarda kullanılan elementler [53].

Element	Sembol	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kullanımı
Alüminyum	Al	13	26,98	Alaşım elementi
Kobalt	Co	27	58,93	Temel elementi
Krom	Cr	24	52,00	Alaşım elementi
İridyum	Ir	77	192,2	Alaşım elementi
Demir	Fe	26	55,85	Temel elementi
Manganez	Mn	25	55,94	Alaşım elementi
Molibde	Mo	42	95,94	Alaşım elementi
Nikel	Ni	28	58,71	Alaşım elementi
Niobium	Nb	41	92,91	Alaşım elementi
Palladium	Pd	46	106,4	Alaşım elementi
Platin	Pt	78	195,1	Temel elementi
Tantal	Ta	73	181,0	Alaşım elementi
Titanyum	Ti	22	47,90	Temel elementi
Tungsten	W	74	183,9	Alaşım elementi
Vanadyum	V	23	50,94	Alaşım elementi
Zirkonyum	Zr	40	91,22	Alaşım elementi

Ferroz metaller genellikle dört grupta sınıflandırılırlar: Dökme demir, karbon çelikleri, çelik alaşımları ve paslanmaz çelikler. Bu gruplar özelliklerine bağlı olarak farklı kullanımlara uygundur.

5.1.1 Demir İçeren Metaller

5.1.1.1 Dökme Demir

Dökme demir mühendislikte önemlidir. Kır dökme demir kolaylıkla işlenebilir. Çeşitli derecelerde korozyon ve ısı dirençlerine ve yüksek aşınma dayanımlarına sahip tipleri vardır. Isıl işlemler ve alaşımlama ile gerekli mekanik özelliklere sahip özel dökme demirler üretilebilir. Grafitli dökme demir ek olarak, tokluk ve süneklik sağladığından yük taşıyan uygulamalarda kullanılır. %0,1'den fazla olmamak kaydıyla küçük miktarlarda magnezyum ekleyerek 770 Nmm'lik mukavemete sahip malzeme elde edilebilir.

Alaşımlı dökme demir çelik alaşım ile aynı elementleri kullanır. Krom sertliği ve mukavemeti artırmak için kullanılır. Nikel grafit oluşumunu ve pekliği artırır.

Bakır atmosferik korozyon direncini artırırken vanadyum da ısı direncini artırır.

5.1.1.2 Karbon Çeliği

Karbon ve çelik alaşımına verilen isimdir. Bu alaşımlar küçük miktarlarda magnezyum, fosfor ve silikon da içerir. Karbonlu çelikler düşük, orta ve yüksek karbonlu çelikler olarak ayrılabilir. Karbon oranı %0,4 veya daha az olanlar ısıl işlemle sertleştirilemez. %0,15'e kadar karbon içeriğine sahip hafif çelikler düşük gerilme mukavemetine sahiptirler ve genellikle esas gerekenin biçim verilebilirlik olduğu durumlarda kullanılır. Bu malzeme kolay işlenemez. Buna rağmen kurşun veya sülfür eklenmesiyle serbest kesme versiyonları elde edilebilir. Düşük karbonlu hafif çelikler %0,15-0,35 karbon içerirler. Kolay işlenebildiği ve ucuz olduğu için yaygın kullanıma sahiptir. %0,4 - %0,7 karbon içeren çelikler orta karbonlu çelikler olarak adlandırılır. Belirli derecede ısıl işleme tabi tutulabilirler. Yüksek karbonlu çelikler ise %0,7 – 1,5 oranında karbon içerir. Kaplama malzemesi olarak kullanılır. Karbon oranına bağlı olarak ısıl işlem ve tavlama ile yüzey sertleştirilmesi yapılabilir.

5.1.1.3 Çelik Alaşımları

Karbon çeliklerine eklenen alaşım elementlerinin görevleri önceden mevcut özellikleri geliştirmek ve zenginleştirmektir. Çelik alaşımları ferroz malzemelerin en pahalısıdır. Çünkü fazladan element eklenir ve üretim süresince kontrol gerektirir. Yüksek hız çelikleri 1900 yılında ABD'de üretilmiştir. Modern paslanmaz çeliğin ilk örneği 1913'de Birleşik Krallık'ta üretilmesine rağmen bu yüzyılın ortasından itibaren ticari olarak kullanılmaya başlanmıştır. Aşağıda alaşım elementlerinin kullanılma sebebi açıklanmıştır [15].

Alüminyum: Yaklaşık %2 eklendiğinde nitrürlemeye yardımcı olur. Bu nitrojenin zengin olduğu bir ortamda yüksek sıcaklıkta yüzey sertleştirme işlemidir. Aşınma direncini artırır.

Bor: Sertleştirilebilirliği zenginleştirmek için kullanılır. Düşük karbon yüzdelğinde sorunsuz çalışır fakat karbonun yüzdesi arttıkça ciddi şekilde etkilenir.

Krom: Sertliği artırmak ve korozyon direncini geliştirmek için eklenir. Isıl direnç sağlar ve paslanmaz elik üretiminde gerekli bir malzemedir. Soğutma sırasında tanecikli yapısından dolayı mkemmел aşınma direnci sağlar.

Manganez: Sertliği ve sertleşmenin derinliğini artırır.

Molibden: Bitmiş alaşımın sertliğini artırır. Tek başına kullanılmasından ziyade krom ve CrNi elikleri gibi özel olarak korozyon direncine sahip alaşımları geliştirir ve daha yüksek sıcaklıktaki gerilme ve sürünme direncini artırır.

Kobalt: Kobalt zel yüksek hız çeliği uygulamalarında ve kalıcı mıknatıs üretiminde kullanılır.

Nikel: çok direncini artırır ve düşük sıcaklıklarda çeliklerdeki gevreklik etkisini azaltır. Korozyon direncini artırdığı gibi esneklik veya toleransı da artırır.

Silikon: Yüksek elastikiyet özelliği sağlar.

Titanyum: %0,02 - %0,05 gibi oranlarda element alaşımın akma noktasını yükseltir.

Tungusten: Yüksek sıcaklıkta çalışabilme olanağı sağlar.

Vanadyum: Nispeten az miktarlarda kullanılır (~%0,05) ve sert bir alaşıma iyi çok direnci özellikleri sağlar.

Bütün alaşımlar için özellikleri belirleyecek olan doğru kompozisyon ve doğru işlemdir. Bu ikisinin birleşimindeki toplam etki her ikisinin ayrı ayrı etkisinden daha fazladır [11, 15].

5.1.1.4 Paslanmaz elik

Pek çok değişik tipte paslanmaz elik olmasına rağmen biyomalzeme olarak yaygın kullanılan türü 316L olarak bilinir. L karbon içeriğinin düşük olduğunu gösterir. Bu elik 1950’li yıllarda 316 paslanmaz çeliğin karbon oranını %0,08’den %0,03’den daha az bir orana indirerek hazırlanmıştır. Vücut içindeki korozyonu azaltmak için içinde %60 demir

vardır ve bu büyük miktarda (%17-19) krom ve nikelle (%12-14) alaşımlanır ve buna ek olarak az miktarda nitrojen, mangan, molibden, fosfor, silikon ve sülfür vardır. Kromun fonksiyonu korozyon dayanımını artırmaktır. Bunu yaparken çok güçlü bir şekilde Cr_2O_3 bileşiği oluşturur. Nikel ferrit oluşturma eğilimi olduğundan dolayı kullanılır. Östenitik fazı stabilize eder. Çeliğin karbon miktarı %0,03'ü geçerse korozyon açısından tehlikelidir. En azından %10 Cr poroz olmayan ve çözünemeyen kromoksit filmin oluşumunda gereklidir ve en ağır korozyon durumlarına dayanabilmek için %18'e kadar ihtiyaç duyulabilir. Bu oksit film malzemeyi korur ve paslanmasını engeller. Karbon fazla olduğunda da Cr_{23}C_6 oluşur. ASTM standartlarına göre 316L'nin istenen formu tek fazlı östenittir. Yani Cr_{23}C_6 ve sülfür zinciri olmamalıdır. Sülfür zinciri temizlenmemiş aletlerden geçebilir ve iç yüzeyde çukurcuk korozyona yol açar. 316L için tane büyüklüğü ASTM'ye göre $\neq 6$ ya da üstü olmalıdır. Tane büyüklüğü uniform olmalıdır. Tane büyüklüğü ile akma gerilmesi arasında bir bağıntı vardır. "Hall and Petch" Bağıntısı.

$$t.y = t_i + k d^{-m} \quad (5.1)$$

d: tane çapı ty: akma gerilmesi

k: sbt t: sürtünme gerilmesi

$m \approx 0,5$

Bu bağıntıya göre akma gerilmesinin büyük olması için tane çapının küçük olması gerekir.

316L'nin bir başka dikkate değer özelliği de tanecik içindeki plastik deformasyonudur. Genel anlamda metal %30 soğuk işleme tabi tutulur. Çünkü soğuk işlenmiş metaller yüksek kopmalara, gerilme ve yorulma direncine sahiptir. Çizelge 5.3 de %18 Cr-%8 Ni paslanmaz çelikte soğuk şekillendirme ile mekanik özelliklerin değişimi verilmiştir.

Çizelge 5.3 %18 Cr-%8 Ni paslanmaz çelikte soğuk şekillendirme ile mekanik özelliklerin değişimi [30].

Soğuk Şekillendirme (%)	σ_{akma} (N/m ²)	$\sigma_{çekme}$ (N/m ²)	Oran ($\sigma_{akma} / \sigma_{çekme}$)
0	$2,4 \cdot 10^8$	$6,1 \cdot 10^8$	0,39
20	$6,2 \cdot 10^8$	$8,2 \cdot 10^8$	0,75
40	$10,4 \cdot 10^8$	$11,0 \cdot 10^8$	0,94
60	$13,7 \cdot 10^8$	$14,5 \cdot 10^8$	0,95
80	$17,6 \cdot 10^8$	$17,6 \cdot 10^8$	1,00
90	$18,0 \cdot 10^8$	$18,0 \cdot 10^8$	1,00

Östenitik paslanmaz çelikler hem nikel hem de krom içerir. Gerilme-korozyon direncine sahip olan çeşitlerinde %2 silikon bulunur. Ferroz paslanmaz çelikler ısıl işlemle sertleştirilemezken martenzitik paslanmaz çelikler ısı yardımıyla sertleştirilebilirler. Östenitik paslanmaz çelikler manyetik değildir ve bu özellik pek çok kez aranan bir özelliktir. Her tipteki paslanmaz çeliğin korozyon direnci kimyasal kompozisyonuyla değişir.

Özel çelikleri elde etmek için pek çok alaşım çeşitlemeleri kullanılır. Mesela % Cr - %0,75 C - %0,5 Si - %0,5 Mangan içeren bir alaşım, o çeliği bıçaklar ve cerrahi araçlar için ideal yapar. Çünkü çelik keskinleşmiştir. Difüze edilmiş paslanmaz çelik krom bileşik içeren retortun içinde ısıl işlemle üretilir. Yaklaşık olarak 1100°C'de bu paslanmaz madde çeliğin yüzeyine girer. Bunun bitirilmiş alaşımı yaklaşık olarak %40 Cr içeren bir yüzeye sahiptir ve böylelikle korozif ortamların çoğunluğuyla başa çıkabilir. 1912 yılında Harry Brearsley tarafından paslanmaz çeliğin bulunması orta karbonlu bir çeliğe %12 Cr eklenmesiyle gerçekleşti. O gün bu gündür bu basit alaşım sürekli geliştirildi. Aşağıdaki Çizelge sıklıkla bulunan dereceleri ve uygulama tanımlarını göstermektedir. Paslanmaz çelikler temel %11 Cr içeren ve genel kullanım için üretilen paslanmaz çelikten, Cr-Mo-Ni-Ti ve Fe'nin çoklu element alaşımlarına kadar değişen (mesela EN 58 B) çeşitliliğe sahiptir. Özelleşmiş alaşımlara bir örnek de 1200°C'de mekanik mukavemetini koruyabilen, ısıya dayanıklı paslanmaz çeliğin ultra yüksek Cr ve Ni içeriğidir. Öte yandan östenitik çelik mutlak sifıra yakın sıcaklıklarda mekanik özelliklerini koruyabilmektedir. Paslanmaz çelik kolayca işlenip ısıl işleme tabi tutulabildiğinden üretimi problemsizdir. Paslanmaz çelik kompozisyonları için uluslararası standartlar bulunmaktadır ve bazı üreticiler çeşitli ihtiyaçları karşılamak için değişik kompozisyondaki alaşımları üreteceklerdir [43].

Çizelge 5.4 Tıbbi uygulamalarda çeşitli çeliklerin kullanım örnekleri [15].

Cerrahi Araçlar: Soğuk haddelenmiş ince şerit
Sandvik Bioline 7C27MOZ ve 13C26: Sünekliğin, sertliğin, mukavemetin ve korozyon direncinin optimal kombinasyonu ile ısıtılma işlemle sertleştirilmiş paslanmaz martenzitik çelikler. Mikrocerrahi bıçaklarında ve kemik testeresinde kullanılır.
Sandvik Bioline 12R11: Östenitik paslanmaz çelik. Şırınga iğnelerinde ve kan lancetlerinde kullanılır.
Sandvik Bioline 5R10: Östenitik paslanmaz çelik. Kanüllerde kullanılır.
İmplantlar: Tekrar yapılandırıcı ve dahili fiksasyon araç gereç üretimi için bar, tel, tüp, strip, profiller.
Sandvik Bioline 316LVM: Östenitik vakumla yeniden eritilmiş paslanmaz çelik.
Sandvik Bioline Yüksek 10: Kalıcı ve geçici implantların üretimi için Mo alaşımlı rafine edilmiş paslanmaz çelik.
Cerrahi İğneler: Yumuşak, ince ya da az çekilmiş tel.
Sandvik Bioline 4C27A: ASTM 420F'ye uygun düşen sertleştirilebilir, paslanmaz, martenzitik serbest kesme çeliği. Dikiş iğneleri için.
Sandvik Bioline 7C27 ve 7C27Mo2: Sertleştirilebilir paslanmaz martenzitik çelikler. Molibden alaşımlı çelik en yüksek korozyon direncine sahiptir. Göz iğnelerinde kullanılır.
Sandvik Bioline 9X1R51: Östenitik paslanmaz çelik. Kanallı ve gözlü iğneler.
Kataterler: Sert koşullarda parlatılmış yüzeye sahip yuvarlak veya düz tel. TPFE kaplamalı yuvarlak tel.
Sandvik Bioline 12R10 ve 11R51: En yüksek korozyon dayanımına ve mukavemete sahiptir. Kılavuz teli olarak trake tüplerinde ve taş çıkarıcılarda kullanılır.
Stapler (Zimba): Yarı sert koşullarda parlak çekilmiş tel.
Sandvik Bioline 316LVM: ASTM F138'e uygun. Vakumla tekrar eritilmiş östenitik paslanmaz çelik.
Sandvik Bioline 5R60: ASTM F55'e uygun. Çok iyi korozyon direncine sahip östenitik paslanmaz molibden alaşımlı çelik.

5.1.1.5 Kobalt Tabanlı Alaşımlar

Bunlar kobalt-krom alaşımlarıdır. Temel olarak Kobalt-Krom-Molibden ve Kobalt-Nikel-Krom-Molibden olmak üzere 2 türden söz edilir. Kobalt-Krom-Molibden alaşımı uzun yıllardan beri dişçilikte ve son zamanlarda yapay eklem üretiminde kullanılmakta. F75 ve F799 alaşımları içerik olarak neredeyse eşdeğerdir. İkisinde de %58-69 arası kobalt, %26-30 krom vardır. Bu ikisi arasındaki ana farklılık işleme aşamasıdır. F90 ve F562 diğerlerine göre daha az krom ve kobalt bulundurmaz. F562'de fazladan nikel vardır. Kobalt-Nikel-Krom-Molibden alaşımı daha yeni bir malzemedir. Fazla yük altındaki eklemlerde (diz ve kalça gibi) ve protezlerde kullanılır. Bu tür alaşımların bileşimleri, temel olarak ağırlıkça %65 kobalt ve geri kalan kromdan oluşur. Daha iyi tanecik elde etmek için

yapıya molibden ekleniyor. Kobalt içeren alaşımların elastisite modülü çeliğinkinden daha büyüktür. F90'da da fazladan tungusten vardır. Çizelge 5.5 ve 5.6 da kobalt-krom esaslı bazı özel alaşımların kimyasal kompozisyonları ve mekanik özellikleri verilmiştir.

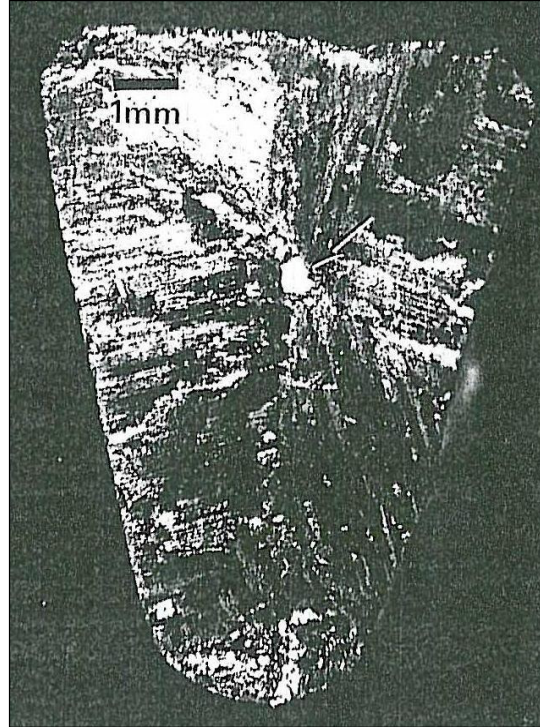
Çizelge 5.5 Protez malzemesi olarak kullanılan kobalt-krom esaslı bazı özel alaşımların %'de ağırlık olarak kimyasal kompozisyonları [52].

Alaşım	Co	Cr	Ni	Mo	W	Fe	C	Mn	Si	Ti
Stellit 1	50	33			13		2,5			
Stellit 8	63	30		6			0,2			
Vitallium	62,5	30		5			0,5	0,5	0,2	
HS-21	dengelenir	27-30	2-5	5-7		0,75	0,2-0,35	1		
HS-25	dengelenir	19-21	9-11			3	0,05-0,2	2		
Niranium	64,2	8,8	4,3		2		0,2		0,1	
Crutanium	dengelenir	5-15	5-15	0,3		1				4-10
Ticonium	28,7	27,4	37,5	4,6			0,2		0,2	
Protasul 10	dengelenir	19-21	33-37	9,5-10,5		1	0,025	0,15		0,6-1

Bu alaşımların ana özelliği klorlu ortamlarda korozyonu engellemesidir. İmplant imalinde kalıplar, bir mum modeli son boyutlarına yakın bir boyuta sokup sonrasında üzerini koruyacak bir biçimde özel seramikle kaplayarak elde edilir. Döküm hataları olabilir. Aşağıdaki şekilde femoral kemiğin ortasındaki inklüzyon gösteriliyor. Bu seramik kaplama malzemesinin bir partikülüydü. Muhtemelen metal karıştırılırken kırıldı ve kalıbın içinde kaldı. Bu yorgunluk kırılmasına yol açtı ve büyük bir olasılıkla seramik inklüzyona bağlı olarak gerilme konsantrasyonu ve yorulma çatlağı yüzünden kırıldı.

Çizelge 5.6 Kobalt-Krom esaslı bazı özel alaşımların mekanik özellikleri [51].

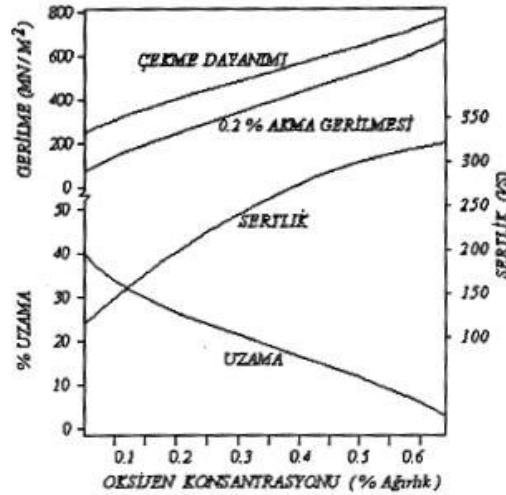
Alaşım	İmalat Şekli	Elastisite Modülü (N/m ²)	Akma Ger. (N/m ²)	Mak. Çek. Ger. (N/m ²)	Zorlanma (%)
Stellit 1	Döküm	$2,48 \cdot 10^{11}$		6,2	1
Stellit 8	Döküm	$2,07 \cdot 10^{11}$	$4,8 \cdot 10^8$	6,8-7,0	9
Vitallium	Döküm			8,5-9,0	1-2
HS-21	Döküm	$2,10 \cdot 10^{11}$	$4,8 \cdot 10^8$	6,6-7,6	8
	Sinterlenmiş	$1,85 \cdot 10^{11}$		11,0	3
HS-25	Dövülmüş/Tavlanmış	$2,40 \cdot 10^{11}$	$3,2 \cdot 10^8$	8,8-9,2	60
	Dövülmüş	$2,40 \cdot 10^{11}$	$4,6 \cdot 10^8$	9,6-10,9	55
	Soğuk şekillendirilmiş	$2,40 \cdot 10^{11}$	$5 \cdot 10^8$	10,5-17,6	10-50
Niranium	Döküm	$2,10 \cdot 10^{11}$	$3,3 \cdot 10^8$	6,0	1-2
Crunanium	Döküm			9,2-12	10-15
Ticonium	Döküm		$2,4 \cdot 10^8$	5,4	2
	Homojenleştirilmiş		$5,4 \cdot 10^8$	6,4	1-2
Protasil	Dövülmüş/Tavlanmış	$2,30 \cdot 10^{11}$	$3,4 \cdot 10^8$	9-10	60-70
	Sıcak Dövülmüş >900 °C	$2,30 \cdot 10^{11}$	$6,5 \cdot 10^8$	9,5-12	35-55
	Sıcak Dövülmüş < 600 °C	$2,30 \cdot 10^{11}$	$11 \cdot 10^8$	13-16	15-25
	Soğuk şekillendirilmiş	$2,30 \cdot 10^{11}$	$18,5 \cdot 10^8$	19,2	9-11



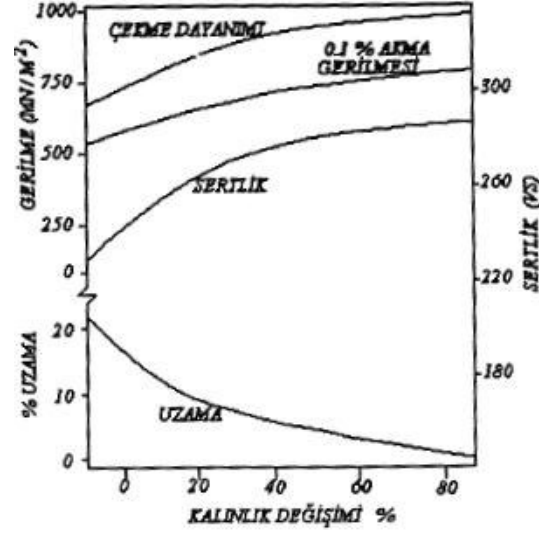
Şekil 5.1 Femoral kemiğin ortasındaki inklüzyon [9].

5.1.1.6 Titanyum İçeren Alaşımlar

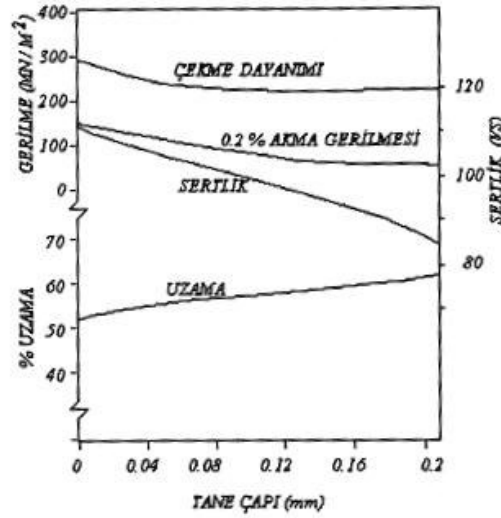
Biyomalzeme üretiminde kullanımı 1930'lu yılların sonlarında başladı. Paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre daha hafiftir. Titanyum güneydoğu ABD'de belli başlı yerlerde kum halde çıkar. Bu kum genel anlamda quartz bulunduruyor. Bundan başka zirkon, demir ve az miktarda toprak vardır. Bu kum karışımının bileşenleri TiO_2 (Rutile) ve $FeTiO_3$ (ilmenite) dir. TiO_2 metalik titanyum yapmak için yararlı bir bileşiktir. Elektrostatik ayırma yöntemi kullanılarak elde edilir. Ticari saflıkta titanyum için dört derece vardır. Bu dereceler içinde bulunan oksijen bakımından binde birlik bir değişme gösterir. Bu değişim az gibi görünse de mekanik özelliklerde büyük farklılıklar yaratır. Kopma dayanımı ve yorulma direncini büyük ölçüde etkiler. Ticari saflıktaki titanyum %98,9 - %99,6 oranında titanyum içerir. %0,18 oranında oksijen içerir. CPTi'de kopma mukavemeti 170 MPa'dır. Bununla beraber %0,40 içerende ise 485 MPa'a artar. %0,85 oksijen içeren CPTi'un yorulma limiti (10^7 kez) 88,2 MPa'dır. %0,27 oksijen içerenin yorulma limiti ise ≈ 216 MPa'dır. Şekil 5.2 ,5.3 ve 5.4 de oksijenin, soğuk işlemenin ve tane büyüklüğünün mekanik yapıya etkisi görülmektedir.



Şekil 5.2 Saf titanyumda oksijenin mekanik yapıya etkisi [26].



Şekil 5.3 Saf titanyumda soğuk işlemenin mekanik yapıya etkisi [26].



Şekil 5.4 Saf titanyumda tane büyüklüğünün mekanik yapıya etkisi [26].

Titanyum'daki (O, C, N) elementleri ve Ti-6Al-4V alaşımı metali güçlendirir. Nitrojen, karbon ve oksijenin iki katı kadar güçlendirir. Titanyum ve oluşturduğu 6Al-4V alaşımının yüzeyindeki oksijenin onlara karşı afinitesi yüksektir. Oksitin sembolik kompozisyonu TiO_2 'dir. Buradaki oksit korozyon direnci sağlar ve moleküler doku seviyesindeki titanyumun biyolojik performansına katkıda bulunur. Problem maliyetinin çeliğin iki katı oluşu ve dökümün zor olması nedeniyle kolay olmasa da, makine ile işlenme gerekliliğidir. Ti-6Al-4V alaşımı yeni geliştirilen titanyum alaşımlarına nazaran korozyon, biyoyumluluk ve mekanik özellikler bakımından daha zayıftır. Çizelge 5.7, 5.8 ve 5.9 da

saf titanyumun kompozisyonu ve titanyum alaşımlarının kompozisyonları ile mekanik özellikleri verilmiştir.

Nikel-Titanyum alaşımları ısıtıldıklarında bozulan ilk şekillerine dönebilme özelliğine sahiptirler. Bu özellik “şekil hafıza etkisi” olarak adlandırılır. Şekil hafıza etkisinin gerekli olduğu bazı biyomalzeme uygulamaları, diş köprüleri, kafatası içerisinde damar bağlantıları, yapay kalp için kaslar ve ortopedik protezlerdir [11, 9, 15].

Çizelge 5.7 Ticari saf titanyum kompozisyonları (% de ağırlık).

	IMI 115	IMI 125	IMI 130	IMI 160	IMI 260
Oksijen	0,07	0,13	0,20	0,30	0,07
Azot	0,0075	0,008	0,009		0,0075
Karbon	0,02	0,02	0,02		0,02
Demir	0,025	0,03	0,03		0,025
Hidrojen	0,002(levha veya mil olarak),0,004(tel olarak)				
Alüminyum	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
Kobalt	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
Krom	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
Bakır	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
Magnezyum	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
Nikel	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
Tantalyum	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Vanadyum	0,050	0,05	0,050	0,05	0,05

Çizelge 5.8 Titanyum alaşımlarındaki elementlerin kompozisyonları (% de ağırlık) [49].

Titanyum alaşımları	Zr	Sn	Nb	Ta	Pd	O	N	Ti
Ti-5Zr-8Nb-2Ta	5,05	-	7,61	2,05	-	0,075	0,0040	Dengelenir
Ti-10Zr-8Nb-2Ta	10,04	-	7,63	2,04	-	0,089	0,0044	Dengelenir
Ti-15Zr-8Nb-2Ta	14,84	-	7,62	2,05	-	0,088	0,0047	Dengelenir
Ti-10Zr-4Nb-2Ta	10,04	-	4,09	2,00	-	0,067	0,0074	Dengelenir
Ti-5Zr-8Nb-4Ta	10,02	-	7,69	4,05	-	0,084	0,0044	Dengelenir
Ti-10Zr-8Nb-2Ta-0,2Pd	9,90	-	7,68	2,04	0,20	0,083	0,0041	Dengelenir
Ti-10Sn-8Nb-2Ta-0,2Pd	-	9,93	7,77	1,98	0,19	0,089	0,0038	Dengelenir
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd	15,27	-	3,94	1,97	0,19	0,127	0,0034	Dengelenir
Ti-20Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd	20,53	-	3,98	1,97	0,19	0,095	0,0034	Dengelenir
Ti-10Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	-	9,83	3,92	1,96	0,20	0,090	0,0031	Dengelenir
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	-	14,74	3,93	1,97	0,20	0,093	0,0031	Dengelenir
Ti-20Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	-	19,57	3,93	1,97	0,19	0,086	0,0031	Dengelenir
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0,2Pd	15,07	-	3,98	4,01	0,19	0,064	0,0293	Dengelenir
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	-	14,69	3,99	3,99	0,17	0,055	0,0041	Dengelenir
Ti-10Zr-4Nb-2Ta-0,13O-0,14N	10,07	-	3,84	2,01	-	0,130	0,1350	Dengelenir
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd-0,2O-0,05N	15,13	-	3,98	1,98	0,19	0,198	0,0450	Dengelenir
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd-0,2O-0,1N	15,33	-	4,00	1,99	0,19	0,201	0,0900	Dengelenir
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd-0,2O-0,15N	15,28	-	3,98	1,99	0,18	0,198	0,1420	Dengelenir
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd-0,3O-0,05N	15,35	-	4,04	1,96	0,19	0,300	0,0456	Dengelenir
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd-0,2O-0,05N	-	14,63	3,95	1,97	0,19	0,195	0,0446	Dengelenir
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd-0,2O-0,10N	-	14,57	3,93	1,96	0,19	0,184	0,0911	

Çizelge 5.9 Ti-Zr, Ti-Zr-Pd ve Ti-Sn-Pd alaşım elementlerinin kullanıldığı durumlardaki mekanik değerler [50].

	0,2% Kayma Gerilmesi (MPa)	Çekme Gerilmesi (MPa)	Zorlanma (%)	Kesit Daralması (%)
Ti-5Zr-8Nb-2Ta	523±16	640±13	24±3	60±3
Ti-10Zr-4Nb-2Ta	623±19	676±14	18±2	67±4
Ti-10Zr-8Nb-2Ta	628±19	688±14	24±3	69±4
Ti-10Zr-8Nb-4Ta	553±17	694±14	21±3	64±4
Ti-15Zr-8Nb-2Ta	668±20	745±15	20±2	66±4
Ti-10Zr-8Nb-2Ta-0,2Pd	635±19	688±14	21±2	69±4
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd	671±20	726±15	23±3	54±3
Ti-20Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd	679±20	737±15	23±3	57±3
Ti-10Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	743±22	784±16	14±2	48±3
Ti-10Sn-8Nb-2Ta-0,2Pd	789±24	861±17	17±2	71±4
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	883±26	990±20	14±2	49±3
Ti-20Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd	1060±32	1200±24	8±1	13±1

5.1.1.7 Dental Amalgam

Amalgam, bileşimlerinden biri cıva olan alaşıma denir. Cıva, oda sıcaklığında sıvı fazda olur ve gümüş, kalay gibi diğer metallerle reaksiyona girebilir. Böyle bir reaksiyon sonucu, bir oyuk içine doldurulabilecek plastik bir kütle elde edilir. Bu özelliğinden dolayı amalgam, diş dolgu maddesi olarak kullanılır.

5.1.1.8 Altın

Altın ve altın alaşımları kararlılık, korozyon direnci ve uzun ömürlü oluşlarından dolayı diş tedavisi açısından yararlı metaller. Altın alaşımları, saf altına göre daha iyi mekanik özelliklere sahip olduklarından, dökme işlemine tabi tutulurlar. Bu alaşımların %75 veya daha fazlası altın, geri kalan kısmıysa soy metallerden oluşur. Bakır dayanımı artırır. Platin de aynı etkiyi gösterir, ancak %4'ten fazla eklenirse, alaşımın erime sıcaklığı artarak işlenmesi zorlaşır. Az miktarda çinko ilavesiyle, erime sıcaklığı düşürülür. %83'ten fazla altın içeren yumuşak alaşımlar fazla yük altında kalmayacak şekilde dolgu malzemesi olarak kullanılır. Daha az altın içeren alaşımlarsa daha serttirler ve yüke karşı dayanımları daha yüksektir. Bu nedenle kaplama malzemesi olarak kullanılırlar.

5.1.1.9 Tantal

Mekanik dayanımının zayıflığından ve yüksek yoğunluğundan dolayı yaygın kullanıma sahip olmayan bir maddedir. En önemli uygulaması, plastik cerrahisinde ameliyat ipliği olarak kullanımıdır.

5.1.1.10 Platin

Bu gruptaki soy metaller yüksek korozyon direncine sahiplerdir, fakat mekanik özellikleri zayıftır. Bu metaller, kalpte atınımların başlamasını uyaran otonom merkezde elektrot olarak kullanılırlar.

5.1.2 Demir İçermeyen Metaller

Ferroz olmayan pek çok metal ve alaşımlar bulunmaktadır ama bunların hepsi tıbbi araç gereçte kullanılmak için uygun değildir. Diğerlerini sınırlı fiziksel özelliklerinden dolayı burada değerlendirmeye değmez. Dolayısıyla bu bölümde tıbbi araç gereç dizayn mühendisliği ile ilgili olan metallere değinilecektir. Çizelge 2.1 daha yaygın olan ferroz olmayan metalleri gösterir. Çizelge 5.10 bazı ferroz olmayan metallerin özellikleri ile yumuşak ve paslanmaz çeliklerin özelliklerini karşılaştırır. Bu aşamada lehime de değinmek gereklidir. Kalay ve kurşundan oluşan alaşımlar modelleme ve prototip yapımında çok kullanışlı olabilir. Çünkü yumuşaklığa ve kolay manipüle edilebilirliğe sahiptir. İmplantın büyüklüğünü ve şeklini gösterme amaçlı bir modele ihtiyaç duyulursa seçim lehimden yana kullanılabilir [11,10].

Çizelge 5.10 Bazı Metallerin Özelliklerinin Karşılaştırılması

Metal veya alaşımlar	Özgül kütle kg/m ³	Erime aralığı (°C)	Akma noktası (Nmm ⁻²)	Elastisite modülü (kNmm ⁻²)	Max. Çekme Muk. (Nmm ⁻²)	% Uzama	Sertlik (Brinell)	Izod mukavemet etkisi (jcm ⁻²)	Elektrik direnci (μΩcm)	Isı iletkenliği (Wm ⁻¹ K ⁻¹)	Lineer açılımın çarpanı
Alüminyum (döküm)	2.57-2.81	477-649	90-240	69	240-310	2-8	65-90	-	8	138-151	21
Alüminyum (soğuk işlen.)	2.66-2.84	449-649	70-270	69	112-375	6-40	20-70	-	4	109-201	23
Pirinç (60 Cu-40 Zn)	8.47	932	108	103	151-324	4-55	65-185 (Vickers)	-	7	125	19
Bakır	8.9	1082	108-324	117	96-172	4-60	45-115 (Vickers)	-	1.7	408	17
Demir(Sünek)	7.2	1149	-	172	-	-	-	-	60	34	13
Kurşun	11.35	327	-	14	-	-	-	-	21	36	30
Magnezyum	1.8	650	77-154	41	69-255	1-15	35-70 VPN	0.26-1.37 (Charpy)	4	89	29
Nikel	8.89	1441	-	207	-	-	50-80	-	10	63	12
Fosfor	8.98	-	-	-	180	15	110 (Rockwell)	-	-	91	32
Bronz Cu-Sn-P											
Lehim (63 Pb-37 Sn)	8.89	183	-	-	-	-	-	-	15	48	24
Çelik (4% karbon)	7.85	1515	-	207	228	28	135	3.42	10	55	11
Çelik (döküm karbon)	-	-	185-587	207	193-310	8-22	170-300	5.26-10.5	17	-	11
Çelik (orta karbonlu) %0,6	7.87	-	-	207	207	45	92	92	18	70	13
Paslanmaz çelik	8.02	1427	-	-	-	-	-	-	72	19	17
Kalay	5.77	232	-	6.9	6.9	-	-	-	12	36	36
Çinko	7.14	418	-	-	-	-	-	-	6	113	32

5.1.2.1 Alüminyum

Alüminyum saf halinde korozyonun pek çok çeşidine dirençlidir. Ama mukavemeti az olan bir metaldir ve özelliklerini zenginleştirmek için bakır, çinko, silis, magnezyum, mangan veya saydıklarımızın çeşitlemeleri kullanılarak alaşımlanıp modifiye edilmelidir. Alaşımlarla ilgili unutulmaması gereken önemli bir gerçek alaşımların bazı özelliklerini artırmak için diğer bazı özelliklerden feragat edileceğidir. Alüminyum ile korozyon dayanımından feragat edilerek mukavemet veya rijitlik geliştirilebilir. Alüminyum transparan oksit bir filmle korunmuştur. Alüminyum kolaylıkla işlenebilir veya oluşturulabilir. Hafif ağırlıklı üretimlerde ve bileşenlerde kullanılmak için uygundur. Orijinal filmin kalınlığı sert, aşınma ve korozyon dayanımına sahip yüzey ekleme işlemi ile artırılabilir. Dekoratif kaplama olarak oksit tabaka renklendirilebilir. Son yıllarda geleneksel alüminyum savaş uçağı alaşımlarından %10 daha hafif ve %10 daha mukavemetli olan ticari olarak geliştirilmiş lityum ve alüminyum alaşımı geliştirilmiştir. Bu zaten yüksek olan mukavemet / ağırlık oranını daha da yükseltir. Alüminyum alaşımlar 4 grupta incelenebilir. Dövülmüş, dökülmüş, ısıl işlem uygulanmış ve ısıl işlem uygulanamayan. Alüminyum alaşımlar 2 ana gruba ayrılmışlardır.

a) Isıl işlemle mukavemeti artırılabilenler

b) Sertleştirme işlemi yapılabilenler

5.1.2.2 Bakır

Bakır saf halinde çok sünek bir metaldir. Elektrigi mükemmel iletir. Gümüşten sonra $1,7 \cdot 10^{-8} \Omega m$ 'lik değeriyle en iyi ikinci iletkenidir. Atmosfere maruz bırakıldığında bakır kolayca ayırt edilebilecek korozyon ürünlerinden oluşan yeşil bir tabaka oluşturur. %60'a kadar uzayabilir. Bakır çeşitli uygulamaları karşılayabilmek için modifiye edilebilir. Yüzeyi sertleştirmek için yalnızca %1 kadmiyum eklenip, soğuk çekilir. Gerilmeye ilgili mukavemeti ise $< 215 N/mm^2$ den yaklaşık olarak $460 N/mm^2$ 'ye kadar artırılabilir ve sonrasında telefon tellerinde kullanılabilir. Daha yeni bir gelişme ise oksit dağıtımı ile mukavemeti artırılmış bakırdır. Malzeme yüksek sıcaklıklara dayanabilir. Bu bakır tozu içinde inorganik oksitler dağıtılarak bir kalıpta sıkıştırılıp sinterlenerek üretilir. Bir başka yeni gelişme ise Bakır-Çinko-Alüminyum alaşımlarıdır. Bu alaşımlar şekil hafıza etkisine sahiptirler. Düşük sıcaklıktaki martenzitik koşullarda, bu alaşımlar istenen şekillerde

dökülüp daha sonra uygun sıcaklıkta, şekiller elde edilebileceklerdir. Bakır elektrik tellerinde swichlerde, su ve ısı ileten borularda kullanılır. En bilinen tıbbi uygulaması doğum kontrolü ve rahim içi araç gereçlerindeki kimyasal etkileridir.

Bakır ABS gibi plastiklerin üzerine kaplanıp diğer metallerin üzerine uygulanabilmesini sağlar. Bu polimer iletkenleri üretmek için sık kullanılan bir metottur. Bakır diğer bazı metallerle birlikte sıklıkla kullanılan pirinç ve bronz gibi mühendislik metallerini oluşturmak için alaşım yapar.

5.2 BİYOSERAMİKLER

Biyoseramikler, polikristalin yapılu seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler ve biyoaktif kompozitler (polietilen-hidroksiapatit) şeklinde hazırlanabiliyor. İnorganik malzemelerin önemli bir grubunu oluşturan bu malzemeler, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktalar. Örneğin, gözlük camları, teşhis cihazları, termometreler, doku kültür kapları, endoskopide kullanılan fiber optikler, bunlar arasında sayılabilir. Çözünmez gözenekli camlar, enzim, antikor ve antijen taşıyıcı olarak da kullanılmakta. Mikroorganizmalara, sıcaklığa, çözücülere, pH değişimlerine ve yüksek basınçlara olan dirençleri bu uygulamalar açısından büyük avantaj sağlar. Biyoseramikler, diş tedavisi dışında da sert doku implantı olarak kullanılırlar

Biyoseramikler, “biyoinert” ve “biyoaktif” olmak üzere iki grupta incelenebilir. Biyoaktif seramik, doku ve implant arasında kimyasal bağ oluşumuna izin veren seramiktir.

Yapısal işlevlerine göre seramiklerin üç türünden söz edilebilir:

5.2.1 Oksit Seramikleri

Bunlar inert yapıda olan ve oksijen iyonlarının oluşturduğu düzlemde metal iyonlarının dağılmasıyla oluşan polikristalin seramiklerdir. İki önemli türü mevcuttur. Alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2).

5.2.2 Alümina

Yüksek yoğunluk ve yüksek saflığa (>%99.5) sahip alümina, korozyon direnci, yüksek dayanımı ve iyi biyouyumluluk özelliğinden dolayı kalça protezlerinde ve diş implantlarında yaygın kullanıma sahiptir. Bu uygulamalarda kullanılan alüminanın çoğu, iyi tane yapısına sahip, polikristalin alfa- Al_2O_3 'ün 1600-1700°C'de preslenmesi ve sinterlenmesi sonucu elde edilir. Alümina, 20 yılı aşkın süredir ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır.

5.2.3 Zirkonya

Zirkonya da, alümina gibi bulunduğu fiziksel ortam üzerinde inert etki gösterir. Alüminanın seramiklere göre avantajı çok daha yüksek çatlama ve bükülme direncine sahip olmasıdır. Zirkonya, uyluk kemiği protezlerinde başarıyla kullanılmakta. Ancak uygulamalarında üç önemli problemle karşılaşmaktadır. Fizyolojik sıvılar nedeniyle zamanla gerilme sürecinin azalması; kaplama özelliklerinin zayıf oluşu ve potansiyel radyoaktif malzemeler içermesidir.

Zirkonya içerisinde yarılanma ömrü çok uzun olan radyoaktif elementler bulunur (uranyum, toryum vb). Bu elementleri yapıdan ayırmak çok zor ve pahalı işlemler gerektirir.

5.2.4 Kalsiyum-Fosfat Seramikleri

Bunlar; kalsiyum ve fosfat atomlarının çoklu oksitleri şeklindeki yapılardır. Hidroksiapatit $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)\text{OH}$, Titanyum fosfat, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)\text{OH}_2$ (emilebilir) ve oktakalsiyum fosfat $\text{Ca}_8(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ bu yapılara örnek verilebilir.

Kalsiyum fosfat bazlı biyoseramikler tıpta ve dişçilikte 20 yıldan beri kullanılmaktadır. Bu malzemeler, ortopedik kaplamalar ve diş implantlarında, yüz kemiklerinde, kulak kemiklerinde, kalça ve diz protezlerinde “kemik tozu” olarak kullanılırlar. Kalsiyum fosfat seramiklerin sinterlenmesi genellikle 1000-1500°C'de gerçekleşir ve bunu istenilen şekle sıkıştırılması izler. Tüm kalsiyum fosfat seramikleri değişen hızlarda biyolojik olarak bozunurlar.

Kalsiyum fosfat seramikleri, gözenekli yapıda da hazırlanabilirler. Gözenekli seramik implantların en büyük avantajı; kemik, seramik malzemenin gözenekleri içerisinde büyüdüğünde, oluşan ara yüzeyin mekanik açıdan yüksek kararlılığa sahip olmasıdır. Gözenekli implantlar kemik oluşumu için yapı iskeleti olarak kullanılırlar. Mercanların mikro yapısı, kontrollü gözenek büyüklüğüne sahip seramiklerin oluşturulması açısından en ideal malzeme olmalarını sağlamaktadır. Gözenekli malzemeler, her zaman için yığın formlarında daha zayıftırlar ve artan gözenekliliğe bağlı olarak, malzemenin dayanımı daha da azalmaktadır. Kemik kırıklarını doldurmak için gözenekli sentetik kalsiyum fosfat seramikler kullanılırken, diş implantlarında kaplama olarak gözenekli hidroksiapatit malzeme kullanılır.

5.2.5 Cam ve Cam-Seramikler

Silika (SiO_2) temelli seramiklerdir. Cam seramikler Lityum / Alüminyum veya Magnezyum / Alüminyum kristalleri içeren camlardır. Biyocamda ise silika gruplarının bazıları kalsiyum, fosfor veya sodyum ile yer değiştirmiştir (SiO_2 , Na_2O , CaO , P_2O_5). Böylece doku ve implant arasında kimyasal bağlanma gerçekleşir.

Biyoseramikler, iskeletteki sert bağ dokusunun tamiri veya yenilenmesinde kullanılırlar. Bu malzemelere olan gereksinim, özellikle ilerleyen yaşa bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Yaşlılarda kemikler çok kırılgan olur; çünkü kemik yoğunluğu ve dayanımı 30 yaşından itibaren azalır. Bu azalma kadınlarda çok daha ciddi boyutlardadır. Çünkü menapoza bağlı olarak vücutta hormonal değişimler olmakta, bunun sonucunda da kemik üreten hücreler, yani osteoblastların yeni kemik üretiminde ve kemikte oluşan mikro çatlakların kapanmasındaki üretkenliği azalır. Ortalama insan ömrü 80 yıl olarak düşünülürse, 60 yaş civarında bağ dokusu için en azından 20 yıl boyunca biyoseramiklere gerek duyulmaktadır.

Biyoseramiklerin kullanımını sınırlayan nedenlerin en önemlileri, bazı klinik uygulamalardaki yavaş ilerleyen çatlaklar, yorulma ve değişik darbe ve basınçlara dayanımlarının tam olarak bilinmemesidir. Bu olumsuzlukları önlemek için kullanılan iki yeni yaklaşımdan birisi, biyoaktif kompozitler, diğeryse biyoaktif seramiklerle yapılan kaplamalardır [43].

5.3 POLİMERİK BİYOMALZEMELER

Polimerlerin özellikleri, yapı taşları olan monomerlerden büyük farklılık gösterir. Nişasta, selüloz, doğal kauçuk ve DNA (genetik materyal), doğal polimerler grubuna girerler. Günümüzde çok sayıda sentetik polimerler de bulunur. Silisyum (Si), Azot (N) ya da Fosfor (P) atomlarından oluşan polimer zincirleri de olur ve bu tür polimerler “inorganik polimerler” olarak adlandırılır.

PMMA (polimetil metakrilat), hidrofobik, doğrusal yapıda bir zincir polimeridir. Oda sıcaklığında camsı halde bulunur. Lucite ve Plexiglas ticari isimleriyle tanınır. Işık geçirgenliği, sertliği ve kararlılığı nedeniyle göziçi lensler ve sert kontakt lenslerde kullanımı yaygındır.

Yumuşak kontakt lenslerse, aynı ailenin bir başka polimerinden hazırlanırlar. Bu polimer, metil metakrilata metiol ($-\text{CH}_2\text{OH}$) grubunun eklenmesiyle oluşan 2 hidroksietilmetakrilat (HEMA) monomerinden sentezlenir. Yumuşak kontakt lensler, poli(HEMA)’nın az miktarda etilenglikol dimetakrilat (EGDMA) ile çapraz bağlanmasıyla hazırlanırlar. Çapraz bağlanma, sulu ortamda polimerin çözünmesini engeller ve bu durumdaki polimer “şişmiş hidrojel” olarak adlandırılır.

Tıbbi uygulamalarda yüksek yoğunluklu polietilen (PE) kullanılır. Çünkü, düşük yoğunluklu PE sterilizasyon sıcaklığına dayanamaz. PE, tüp formundaki uygulamalarda ve kateterlerde, çok yüksek molekül ağırlıklı olanıysa yapay kalça protezlerinde kullanılır. Malzemenin sertliği iyidir, yağlara dirençlidir ve ucuzdur.

Polipropilen (PP), PE’e benzer, ancak daha sert olur. Kimyasal direnci yüksek ve çekme dayanımı iyidir. PE’nin yer aldığı uygulamalarda PP de kullanılabilir.

Politetrafloroetilen (PTFE), teflon ticari adıyla bilinir. PE benzeri yapıda olup, PE’deki hidrojenlerin, flor atomlarıyla yer değiştirmesi sonucu sentezlenir. PTFE, hem ısısal, hem de kimyasal açıdan çok kararlı ancak, işlenmesi zor bir polimerdir. Çok hidrofobik ve mükemmel kayganlığa sahip olma özelliği taşır. Gro-Tex olarak bilinen hidrofobik formu, damar protezlerinde kullanılır.

Polivinilklorür (PVC), tıbbi uygulamalarda tüp formunda kullanılır. Bu uygulamalar, kan nakli, diyaliz (kanın makineyle süzülmesi) ve beslenme amaçlı olabilir. PVC, sert ve kırılğan bir malzeme olmasına karşın, plastikleştirici ilavesiyle yumuşak ve esnek hale getirilebilir. PVC, uzun dönem uygulamalarda, plastikleştiricinin yapıdan sızması nedeniyle problemlere yol açar. Plastikleştiriciler düşük zehirliliğe sahiptir. Yapıdan sızmalarıysa, PVC'nin elastikiyetini azaltır.

Polidimetilsiloksan (PDMS) yaygın olarak kullanılan bir diğer polimer, karbon ana zinciri yerine silisyum-oksijen ana zincirine sahiptir. Özelliğiye, diğer kauçuklara nazaran sıcaklığa daha az bağımlı olması. PDMS, drenaj borularında ve kateterlerde, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği nedeniyle membran oksijeneratörlerde (solunum cihazları) kullanılır. Mükemmel esneklik ve kararlılığından dolayıysa parmak eklemleri, kan damarları, kalp kapakçıkları, göğüs implantları, dış kulak, çene ve burun implantları gibi çok sayıda protezde kullanılır.

Naylonlar ameliyat ipliği olarak kullanılır. Poliüretanlar, “yumuşak” ve “sert” segmentlerden oluşan blok kopolimerlere denir. Kanla uyuşabilirlikleri çok iyi olduğundan, özellikle kalp-damar uygulamalarında tercih edilir.

5.3.1 Doğal Polimerler

Doğal polimerler, biyolojik olarak üretilen ve benzersiz işlevsel özelliklere sahip olan polimerler. Proteinler (örneğin kollajen, jelatin, elastin, aktin, vb), polisakkaritler (selüloz, nişasta, dekstran, kitin vb) ve polinükleotidler (DNA ve RNA) başlıca doğal polimerlerdir.

5.3.1.1 Kollajen ve Jelatin

Bağ dokuyu oluşturan hücreler, metabolizma ürünlerinin büyük çoğunluğunu sentezden sonra hücre dışı (ekstraselüler) aralığına salarlar. Bu sentez ürünleri olarak kollajen, elastin ve proteoglikanlar sayılabilir.

Çizelge 5.11 Doğal Polimerlerin kullanım alanları [11].

Kullanım Şekli	Kullanım Yeri
Çözelti / Jel	Kozmetik Kozmetik deri defektlerinde enjekte edilebilir. İlaç salım sistemi Biyoprotezlerin kaplanması Üç boyutlu hücre kültürü
Sünger	Hemostatik alan Üç boyutlu hücre kültürü Yara ve deri örtü materyali İlaç salım sistemi
Küre / Mikroküre	Hücre kültürü için taşıyıcı İlaç salım sistemi
İnce içi boş tüp	Hücre kültür matrisi Tübüler doku malzemesi Sinir hücre rejenerasyonu
Membran	Yara örtü materyali Diyaliz membranı Yamalar Kornea koruyucusu Doku rehberli rejenerasyon Bel kemiği cerrahisi
Toz	Kemik dolgu ve onarımı
Rijit form	İlaç salım sistemi Kemik onarımı

Vücutta bağ dokunun ana bileşeni olan kollajen, toplam vücut proteinlerinin yaklaşık 1/3'ünü oluşturur. Kollajen, kıkırdakta %50, korneada %68, deride %74 oranında bulunuyor. Kollajenin yapısında %35 oranında glisin, %11 oranındaysa alanin bulunur. Bu nedenle de beta-keratine benzer. Kollajen, diğer proteinlerden farklı olarak %12 oranında prolin ve %9 oranındaysa hidroksiprolin içerir.

Çizelge 5.12 Tıpta kullanılan polimerlerin yaygın klinik uygulamaları ve tipleri.

Kulak ve Kulak Parçaları: Akrilik, polietilen, silikon, poli (vinilklorid) (PVC)
Takma Diş: Akrilik, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (Ultra WPE), epoksi.
Yüz Protezi: Akrilik, PVC, poliüretan (PU)
Soluk Borusu: Akrilik, silikon, naylon
Kalp ve Kalp Bileşenleri: Polyester, silikon, PVC.
Kalp Hızlandırıcısı: Polietilen, acetal
Akciğer, Karaciğer ve Böbrek Parçaları: Polyester, Polyaldehit, PVC.
Yemek Borusu Parçaları: Polietilen, Polipropilin (PP), PVC
Kan Damarları: PVC, Polyester.
Biyolojik Olarak İndirgenebilir Dikişler: PU
Sindirim Sistemi Parçaları: Silikon, PVC, naylon.
Parmak Eklemleri: Silikon, UHMWPE.
Kemikler ve Eklem Yerleri: Akrilik, naylon, silikon, PU, PP, UHMWPE
Diz Eklemi: Polietilen

Çizelge 5.13 İndirgenebilir polimerik biyomalzemelerin bazı kısa dönem tıbbi uygulamaları.

Uygulama	Yorumlar
Dikiş	İnsan tıbbında en erken ve başarılı sentetik; indirgenebilir polimer uygulaması
İlaç Verme Araç Gereci	İndirgenebilir polimer için en geniş çaplı araştırılmış tıbbi uygulama
Ortopedik Tespit Araçları	Bu araçlar yüksek mekanik dayanıklılığa ve rijitliğe sahip polimerler gerektirirler.
Adhezyon Engelleme	Yumuşak zarlar ve filmler oluşturabilen zarlar gerektirir.
Geçici Vasküler Graft (yama) ve Stentler (tüp açıcı)	Şu an için yalnızca araştırma araçları bulunmakta. Kan uyumluluğu büyük öneme sahip

5.4 KOMPOZİTLER

Dokular genel olarak sert ve yumuşak dokular olmak üzere iki gruba ayrılır. Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerlerse yumuşak doku uygulamaları için seçilebilir. Metaller ve seramiklerin “elastisite modülü” ile tanımlanan sertlik dereceleri, insan vücudundaki sert dokulara oranla 10-20 kat daha fazla olur. Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli problemlerden biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini tutmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan bu malzemelerin sertliğiyle ilgilidir. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularda aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları engeller. Kullanımdaki tüm bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani polimer kompozitler alternatif olarak sunulmaktadır.

“Kompozit”, farklı kimyasal yapıdaki iki ya da daha fazla sayıda malzemenin, sınırlarını ve özelliklerini koruyarak oluşturduğu çok farklı malzeme olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla kompozit malzeme, kendisini oluşturan bileşenlerden birinin tek başına sahip olamadığı özelliklere sahip olur. Kompozit malzeme, “matriks” olarak adlandırılan bir malzeme içerisine çeşitli güçlendirici malzemelerin katılmasıyla hazırlanır. Matriks olarak çeşitli polimerler, güçlendirici olarak ise çoğunlukla cam, karbon ya da polimer lifler, bazen de mika ve çeşitli toz seramikler kullanılır.

Kompozitler, yüksek dayanıma ve düşük elastisite modüne sahip olduklarından, özellikle ortopedik uygulamalar için öngörülmüşler. Ayrıca kompozit malzemenin bileşimi değiştirilerek, implantın vücuttaki kullanım alanlarına göre mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlanması kolaylaştırılabilir. Açıkça görülüyor ki, kompozit malzemeler, homojen malzemelere oranla, yapısal uyumluluğun sağlanması açısından daha avantajlıdır. Polimer kompozitlerin sağlayabileceği diğer üstünlükler, korozyona direnç, metal yorgunluğunun ve metal iyonlarının salınımının görülmemesi ve kırılabilirliğin azalmasıdır. Metal iyonları örneğin nikel ve krom salımı implantı zayıflatmaktan başka, alerjik reaksiyonlara da neden olur. Kompozitler, ortopedi ve diş hekimliği uygulamaları, dışında yumuşak doku implantı olarak da kullanılırlar.

Polimer kompozitler manyetik özellik taşımadıklarından, manyetik rezonans (MR) ve tomografi (CT) gibi modern tanı sistemleriyle uyumludurlar. Metal alaşımları ve seramikler radyo-opak olduklarından X-ışınları radyografisinde problem yaratırlar. Oysa ki kompozit malzemelerde radyo-şeffaflık ayarlanabilir. Hafif oluşları ve üstün mekanik özellikleri gözönüne alındığında, kompozitler bu tür görüntüleme cihazlarının yapısal bileşenleri olarak son derece uygundurlar [44,10].

BÖLÜM 6

SERT DOKU PROTEZLERİ

6.1 UZUN KEMİKLERİN TAMİRİ

Önceden de belirtildiği gibi sert dokular kemikler ve dişlerdir. Burada kemik protezleri ve implantlarla sağlanan kemik iyileşmesine değinilecektir.

Kemik dokusunun takip ettiği doğal iyileşme süreci, eğer basma kuvveti etkisi altındayken daha çabuk ve daha iyi iyileşme gösteriyorsa implant da düzgün bir şekilde baskı sağlayacak dizayna sahip olmalıdır. Öte yandan eğer basma kuvveti yara iyileşmesi için zararlıysa tam tersi hareket etmek gerekebilir. Maalesef basma veya çekme kuvvetinin uzun kemik tamiri üzerindeki etkileri tam olarak anlaşılamamıştır. Üstelik deneysel çalışmalar tamamen farklı bir sonuca varılabileceğini göstermektedir. Bunun yanında kemik gelişmesi ve kemik erimesi arasındaki denge in-vivo ortamda uygulanan statik ve dinamik kuvvetlere göre ayarlanabilir. Yani bir başka deyişle daha fazla yük uygulanırsa, yüke karşı tepki olarak daha fazla osteojenik (kemik gelişimi) aktivite oluşur. Tabi ki bu yük aktiviteyi artırmak yerine, hücrelere zarar verecek kadar aşırı olmamalıdır. Bu ilişki aynı zamanda kemiğin ve diğer dokuların piezoelektrik olgusuyla da alakalıdır. Kemik ve diğer dokulardaki basma zorlanması dengeyi bozacak elektrik potansiyellerinin artmasına yol açabilir. Bazı kliniklerin elektrikle tetiklenen kırık tamirleri de bu şekilde yapılır. Ortopedik implantlar için dizayn prensipleri ve kriteri, dinamik yük taşıyıcı üyeler gerektiren diğer herhangi bir mühendislik uygulamasıyla aynıdır. Malzemelerin doğal dokularla aynı mukavemete ve şekle sahip olduklarını varsaymak pratik olmasına rağmen risklidir. Çünkü doğal dokular insan yapımı malzemelere nazaran büyük bir avantaja sahiptir. Bu avantaj mikro ve makro yapılarını yeniden modelleyerek değişik koşullara uyma yetenekleridir. Ürün dizaynı basit olmalıdır. Bu komplikasyon riskini azaltmakla kalmayacak, aynı zamanda implantların yorulma ve korozyonla gördükleri zararları azaltacaktır. Bir implantın dizaynında düşünülmesi gereken diğer faktörler de eğilmeye

karşı rijitlik (kemik plakları ve femur boynu çivilerinde), mukavemet ve rijitlik (mesela spinal rodlarda) ve çekme ve basma kırılmalarına karşı mukavemettir [14].

6.1.1 Elektrik ve Elektromanyetik Uyarı İle Kırık İyileşmesi

Ortopedik cerrahide en fazla zorluk çıkaran problemler klinik birleşmemeler, geciken kırıklar ve doğuştan veya kazanılmış yalancı eklemlerdir (kırık uçlarının kaynamaması sonucu uzun kemiklerde oluşur). Bugüne kadar iyileşmenin alışılmış metodları, çivileme, plaklama ve aşılama idi. Bu metotların bir ya da birkaçı tamiri gerçekleştirmede başarısız olduğunda amputasyon tek alternatifti. Son olarak pek çok araştırmacı direk devreyle veya elektromanyetik alanlar elektriksel enerji uygulamalarının osteojenik aktiviteleri zenginleştirdiğini gösterdi. Uyarım mekanizması tam olarak anlaşılamamasına rağmen elektriksel uyarı, iyonik ve metabolik aktivitelerdeki artışlardan doğan kırık bölgelerin yüksek elektronegatif doğasıyla alakalı olabilir. Yaralı bölgeye konulan ekstra elektriksel enerji daha fazla osteojenik aktivite sinyali vermektedir. Tabi ki doku aşırı elektriksel potansiyel olmaksızın sadece doğru miktardaki enerjiye (10-40 μ W, 5-20 μ A) tepki verebilir. Aşırı elektriksel potansiyel (< 1 V) dır [33].

6.1.2 Kırık Tespit Araçları

6.1.2.1 Tarihçe

Kırığın cerrahi olarak tedavisini ilk olarak 1877'de Lister patella kırığında gümüş tel kullanarak yaptı. Gerçek internal fiksasyonu 1907'de Lane'nin başlattığı çelik plak olarak kabul edebiliriz. Başlangıçta vida gevşemesi, plak kırılması, kemik erimesi ve iltihabı sık görülen komplikasyonlardı.

1912'de Amerika'da Sherman daha kalın plak kullandı. İngiltere ve Almanya'da internal fiksasyon yaygınlaştı, 1913'de Lambotte internal fiksasyonla ilgili ilk kitabı yayınladı.

1932'de Key kompresyonla yapılan artrodezde kemiğin daha iyi kaynadığını gösterdi. Danis daha sonra 1947 de osteosentez araçlarının kompresyonla daha iyi sonuç verdiğini gösterdi.

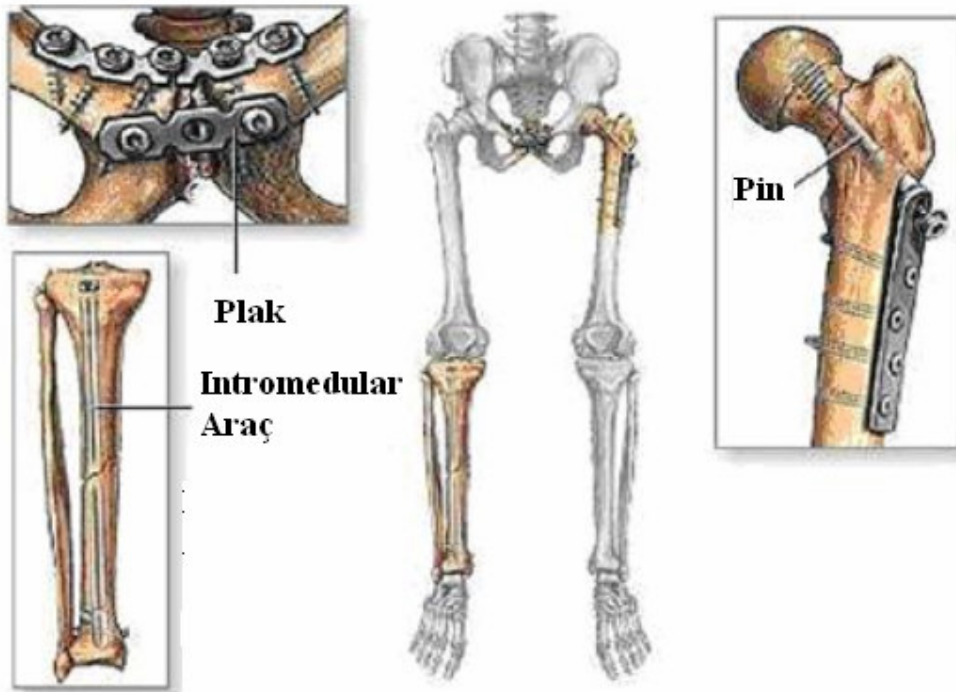
1948 de Eggers kompresyon amacıyla yarıklı kompresyon plağı kullandı.

1956 da Bagby'ın dinamik kompresyon yapan plağı ve 1958 de Müler ve grubunun geliştirdiği AO sistemi kırık uçlarını sıkıştırarak ve gererek daha iyi sonuçlar elde ettiler.

İntramedullar ivi uygulanması 1897 de Nicolaysen ve 1916 da Hay Groves'e kadar uzanırsa da yaygınlaştırılması 1936 da Küntscher'in çalışmaları ve çivisiyle başlar. Steinmann ve Kirshner çivilerinin ilk kullanılışı 1901-1909 yıllarında olmuştur.

Femur boynu kırık tedavisinde ilkin 1931 de Smith Petersen  kanatlı çivi kullanmıştır. Sonradan bunun çok değişik veya ilaveli şekilleri, plaklı iviler (Jewett vb.) ve daha sonra 1953 de Pugh, 1958 de de Massie bu plaklı ivinın kompresyon yapan tiplerini kullanmaya başladılar.

Charnley ve Mller'in yaygınlaştırdığı total protez, yani eklemin karşılıklı tüm kısımlarını değiştirme yöntemi giderek diz, dirsek, omuz, bilek ve el eklemlerinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.



şekil 6.1 Değişik İmplant Uygulamaları.

1934’de Roger Andreson, 1951’de Hoffmann’ın uyguladığı eksternal fiksator giderek değişik şekillerde yaygınlaştı. Bugün el kırıklarının tespitine kadar geniş bir uygulama alanı buldu. Şekil 6.1 de bazı implant uygulamaları gösterilmiştir [1]

Malzeme olarak ise günümüzde bakır, alüminyum, yüksek karbonlu çelik gibi malzemeler gerekli kriterlerden yoksun oldukları için dahili kırık tespitinde kullanılmazlar. Bakır ve alüminyum toksittirler, eğilebilirler ve düşük yorulma özelliklerine sahiptirler. Yüksek karbonlu çelikler tuzlu ortamda korozyona uğradıklarından biyouyumlu değildir. Plaklar, vidalar, çiviler, pinler, U çivileri ve teller genelde 316L paslanmaz çeliğinden , Titanyum ve alaşımlarından ve Cr-Co-Mo alaşımlarından yapılırlar. 316L en yaygın kullanılan malzemedir. Çünkü ucuz ve sünektir. Süneklik plakları değişik cerrahi ihtiyaçlar için çeşitli şekillere sokmak gerektiğinden dolayı önemlidir.

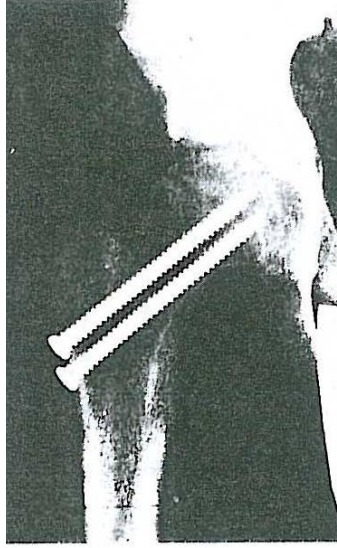
Metafiz-epifiz (kemiğın büyüme noktasındaki) kırıklarda plak veya çivi-plak; uzun kemiklerin basit kapalı kemik gövdesi kırığında plak veya intramedular çiviler; açık veya enfeksiyonlu kırıklarda eksternal tespit araçları kullanılır.

6.1.2.2 Teller ve Çiviler

Kırık tespitinde yara yüzeyleri düşünöldüğünde implantın stabilitesi önemli bir faktördür. Tespit basma veya çekme kuvvetleriyle yapılırsa yara rijit bir şekilde tespit edilmelidir ki iyileşme süreci gereksiz mikro veya makro hareketlilikle rahatsız edilmesin. Bu tespit pek çok şekillere ve boyutlara sahip araç gereçle yapılabilir. En basit implantlar kemik parçalarını birarada tutabilecek çeşitli metal tellerdir. Şekil 6.2 de kanselloz kemiğın çivilerle tespiti, şekil 6.3 de ise kanüle çivi görölmektedir.

Tel ve çivi çeşitleri şunlardır;

- 1) Kirschner teli: Metafiz ve epifiz bölgelerindeki küçük fragmanların tespitinde kullanılır.
- 2) Steinmann çivisi
- 3) Kanüle çivi
- 4) U çivisi
- 5) Knowles çivisi: Çocuklarda femur üst uç kırıklarının tespitinde kullanılır.



Şekil 6.2 Kanselloz kemiğin basit kırık tespiti için bir örneği.



Şekil 6.3 Kanüle çivi.

6.1.2.3 Vida ve Plaklar

En az maden kullanmak fakat en sağlam internal fiksasyon sağlamak en ideal olanıdır. Bunu sağlayabilmek için kullanabileceğimiz araç gereçlerden en ideali vidalardır.

Vidalar daha çok plak tespiti için kullanılsa da bazı durumlarda tek başına da kullanılabilir ve bu şekilde bir tespit kırık iyileşmesi için yeterli olabilmektedir.

Enlemesine ve kısa oblik kırıklarda vida ile güvenceli tespit sağlanamaz. Uzun oblik ve spiral kırıklarda bir veya daha fazla vida ile fragmanların dönme ve makaslama hareketi önlenerek kırık yerinde sıkışma sağlanabilir. Spiral bir kırıkta vida tespiti ile yeterli stabilite kazanabilmek için kırık çizgisinin uzunluğunun kırılan kemiğin çapının en az iki katı olması gerekir.

Vida dişleri arasındaki aralık ve bir dönüşte vidanın girdiği mesafe vidanın kavrama gücünü etkiler. Tek dişli vidalarda bu ikisi eşittir. Diş sayısı ile orantılı olarak vidanın yol alış mesafesi artar. Vidanın sıkma momenti, çekme gerilmesi veya akma gerilmesi vida diş dibi çapına, sökme kuvveti ise diş çapına bağlıdır. Kesme mukavemeti diş dibi çapının küpü, germe kuvveti ise bunun karesi kadardır. Her bir inçlik vida gövdesinde bulunan diş sayısı 5-6 olursa vidanın sıkma ve çıkarma momentini normal kemikte etkilemez fakat osteoporotik kemikte bu önemlidir.

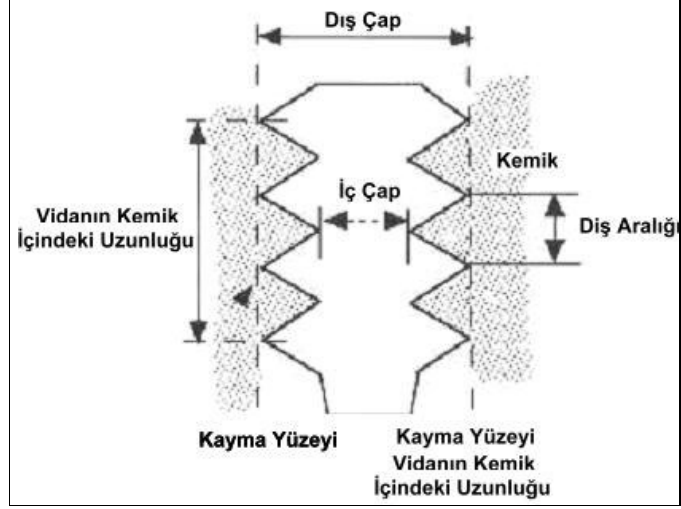
Vidanın hatalı yerleştirilmesiyle gelişen eğilme momenti vidayı zayıflatır. Vida dönme hareketinin %80'i kadar sokulmalıdır. Hugher(1972) paslanmaz çelik ve titanyumlu vidaların saf vitalyum veya titanyum vidalarından daha çok makaslama gücüne sahip olduğunu göstermiştir.

Çizelge 6.1 Kemik Vidalarının Mukavemeti.

Vida	Dış Çap (mm)	Kök Çapı (mm)	Kortikal kemikte ankoraj mukavemeti (N)	Kırık İçin Çekme Kuvveti (N)	Emniyet Katsayısı
Sherman	3,7	2,7	1746	4011	2.3
AO Tip	4,5	3,1	2275	5012	2.2

Çizelge 6.1 çeşitli vidaların mukavemetlerini göstermektedir. Emniyet katsayıları 3'den küçüktür ve bu tip dinamik yükleme durumları için ve normal mühendislik uygulamaları için de aynıdır. Ne tip vida başı kullanıldığı o kadar önemli olmasa da tornavidanın kaymasını engellemek için oyuklar yeterince derin olmalıdır. Çünkü vidayı sıkmak doku sıvılarının ve yağların etkisiyle iki kat zorlaşır.

Kortikal vida, spongioz vida, malleol vidası gibi tipleri bulunur.



Şekil 6.4 Vidanın yapısı.

Kemik plakları ile birlikte kullanılacak vida dizaynları şunları göz önünde bulundurmalıdır.

- 1) Plak boyunca ve kemikte yerleştirme kolaylığı
- 2) Dinamik yüklere dayanabilmek için yorulma mukavemeti
- 3) Kolay çıkarılmaya izin verecek sağlam birleştirme

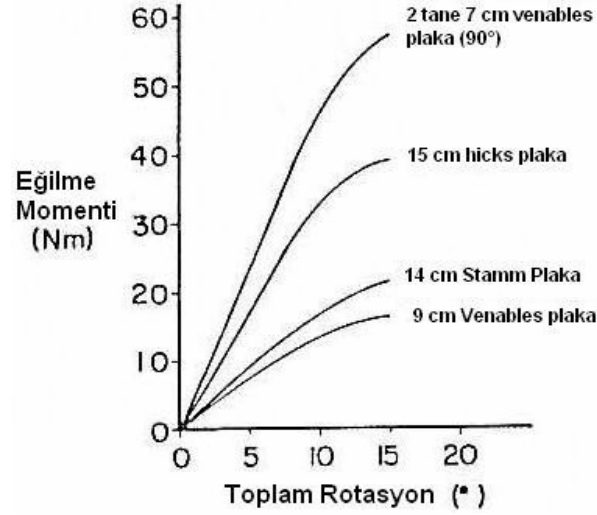
Kırık plaklarının fonksiyonu internal tespit ve kompresyondur. Şekil 6.13 de farklı boyutlardaki plaklar görülmektedir. Şekil 6.5 de kırık bir kemiğin plak ile tespiti gösterilmiştir.



Şekil 6.5 Kırık femurun plak ile tespitinden sonraki görünüşü.

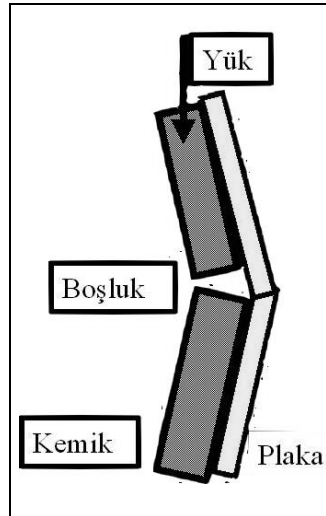
Kırık plaklarının nötral plak, kompresyon plağı(DCP), semitübüler plak v.b. gibi çok çeşitli tip ve boyutları vardır.

Uzun kemiklerde bulunan kasların ürettiği kuvvetler büyük olduğundan plaklar yüksek mukavemetli olmalıdır. Bu özellikle femoral ve tibial plaklar için geçerlidir. Şekil 6.6’da değişik plakların açıları ve eğilme momentleri verilmiştir. Eğilme momenti plak kalınlığının üçüncü kuvveti ile orantılıdır. Bu Çizelgeden plakların uygulanan maksimum eğilme momentlerine dayanamadığı görülmektedir. Dolayısıyla iyileşmenin erken safhalarında bazı hareketlerde kısıtlama gereklidir. Bununla aynı öneme sahip bir başka husus ise önceden de belirtildiği gibi kemiğe plaknın vidalarla uygun tespitidir. Aşırı sıkma, aşırı gerilme veya zorlanma enerjisi korozyona yol açarak, daha sonra hata verecek deforme olmuş vidaların yanısıra kayıp kemiklere (nekroz) de yol açabilir.



Şekil 6.6 Değişik plakların eğilme momentleri.

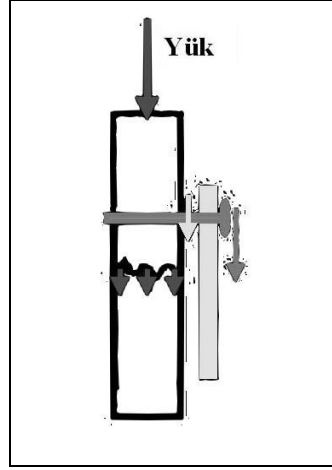
Kırık kemik uçları arasındaki açıklık, kemiğe uygulanan yük nedeniyle plağın eğilmesine ve yorulma kırıklarına neden olur. (Şekil 6.7)



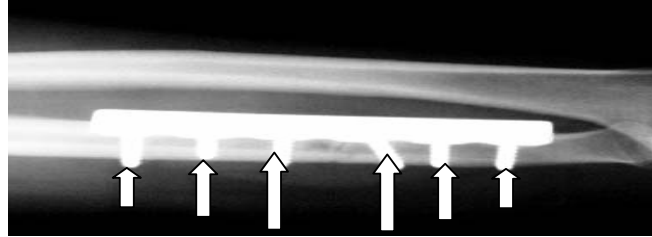
Şekil 6.7 Yanlış plak-kemik bağlantısının şematik gösterimi.

Plak ile tespit edilen kemiğe uygulanan yük kemikte kompresyona neden olurken plağa etki ederek kemik ile plak arasında sürtünmeye ve vida üzerine olan etkisi ile de eğilmeye ve vidanın sökülmesine direnç gösterir (Şekil 6.8). Kırık hattına en yakın vidalar en fazla gerilme ile karşılaşırlar. (Şekil 6.9) Bağlantının rijitliği içteki vidalar arası uzaklık arttıkça azalır. Kemiğe vida yerleştirilince kemiğin kırılmaya karşı dayanıklılığı azaltılmış olur.

Bechtol, vida yuvası gerilme bölgesine yerleştirilirse kemiğin daha zayıfladığını belirtmiştir. Vida çapı, kemik çapının Bechtol'e göre %20, Burstein (1972) e göre %30 undan küçük olduğu sürece vida yuvasının genişliği kemiğin kırılma dayanıklılığına çok az etkiler. Vida, vida yatağına iyice oturduğunda, bunun etrafındaki stress, daha uzaktaki kısma göre 1.6 kat artar, zamanla sağlamlaşır. Fakat vida çıkarılınca gene kırılma tehlikesi (%15) belirir. Bu vida boşlukları ancak 6-8 haftada dolacağı için vida çıkarılan ekstremiteyi 6 hafta kadar korumamız, ağırlık vermememiz gerekir.



Şekil 6.8 Gelen yükün vida, kemik ve plak-kemik arayüzüne aktarılışı.



Şekil 6.9 Plak tespit vidalarının üzerindeki gerilme miktarının şematik gösterimi.

Çizelge 6.2 Çeşitli kırık bölgelerinde kırığın her iki tarafı için önerilen vida sayısı

Önkol	Humerus	Tibia	Femur
3	3-4	4	4-5

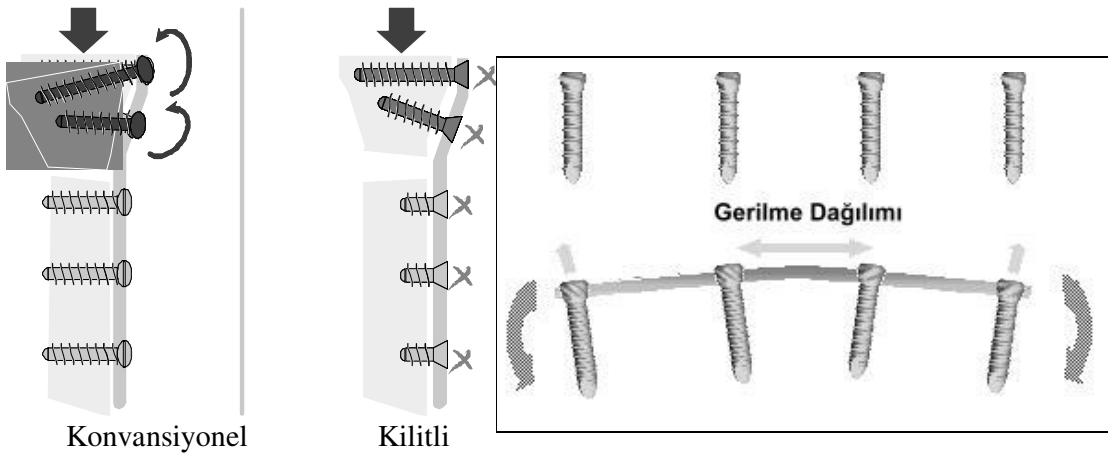
Plakların kemiğe tespitinde standart sistemin yanında kilitli sistemde kullanılabilir. (Şekil 6.10)



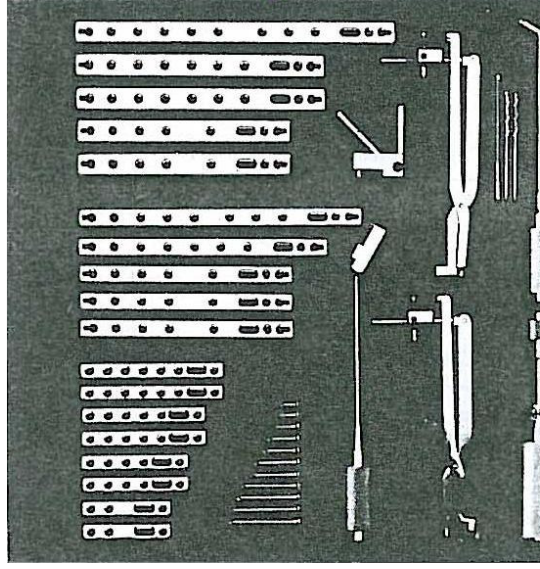
Şekil 6.10 Konvansiyonel ve kilitli vida.

Kilitli vida sisteminde kemiğe sadece hastanın yükü etki ederken konvansiyonel sistemde hastanın yüküne ek olarak bir de kemik üzerinde plakdan gelen sürtünme kuvveti vardır. Kilitli vida sisteminde vidaların kemiğe etkisi kritik düzeyde değildir bu özellikle osteoporotik kemikte önemlidir. Konvansiyonel sistemde kemik gerilmeye maruz kaldığından periost (kemik zarı) sıkışır bu da kan akımının bozulmasına neden olur. Kilitli vida sisteminde gerilmeye maruz kalan kemik değil plakdır bu nedenle periost korunur. (Şekil 6.12)

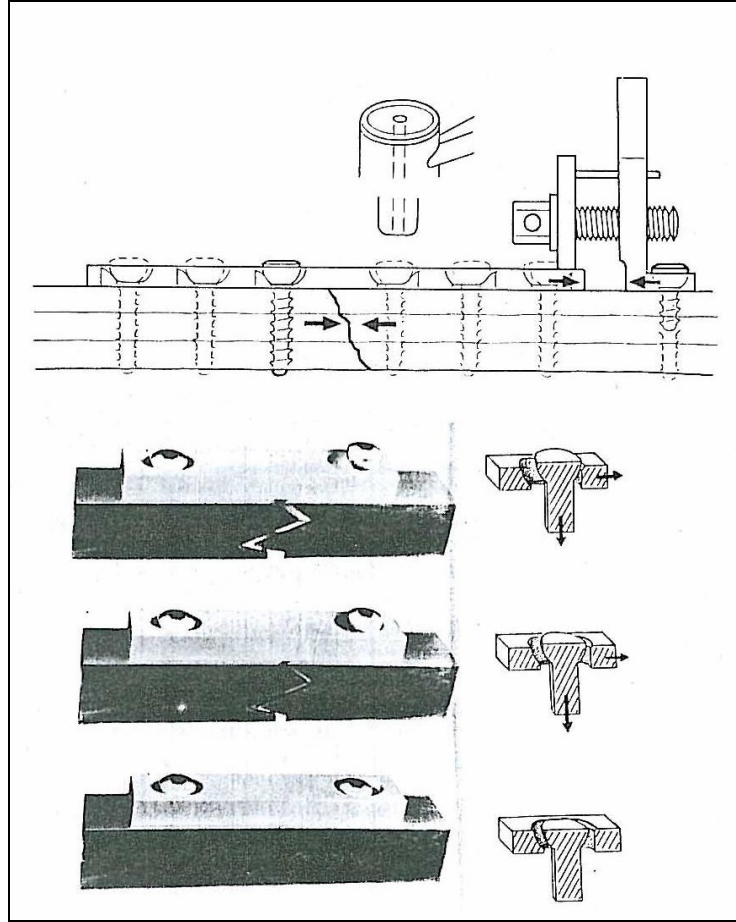
Tekrarlayan eğilme yüklemeleri nedeniyle vidaların gevşemesine karşı kilitli sistem daha dirençlidir. Bununla birlikte bağlantı mukavemeti kilitli vidada vidaların plâğa bağlantı açısına bağlıdır. (Şekil 6.11)



Şekil 6.11 Vidanın uygulanan yüke cevabı. Şekil 6.12 Kilitli vidada plaktaki gerilme dağılımı.



Şekil 6.13 Çeşitli boyutlarda kırık plakları ve yerleştirme aletleri.



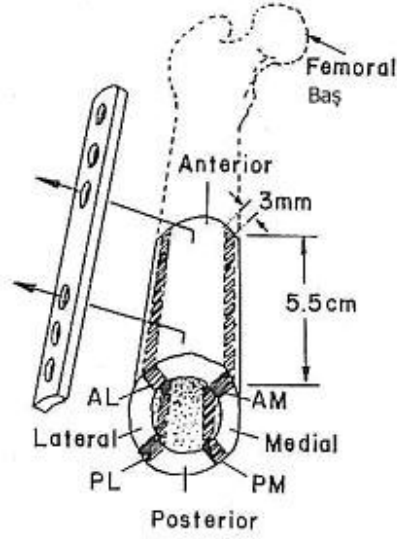
Şekil 6.14 DCP'nin çalışma prensibi.

Şekil 6.14’de kırık kemikleri birarada tutan basma çabaları gösterilmiştir. Bu “dcp” (dynamic compression plate) olarak bildiğimiz bir kırık plağıdır. Farklı firmalar bu plağı değişik dizaynlarda üretmektedir. Kırık birleşmesinde basma kuvveti veya zorlanmanın yararlı olup olmadığı konusundaki tartışma, bu araca eklenen özelliklerin kolay kabullenilmesini engellemektedir. Kallus oluşumunun çokluğu iyileşme için iyi bir işaret ve gereklilik olarak düşünülmekteydi. DCP’nin kullanılmasıyla birlikte iyileşmenin iyi bir işareti olarak yukarıdaki durumun tam tersi düşünölmeye başlandı. Bu durumda oluşun kallusun miktarı, plak ve kemik arasındaki hareketliliğin miktarını belirler. Rijit plak tespitiyle iyileşmenin bir dezavantajı plağın çıkarılmasından sonra plak altında kalan kemiğin yeniden kırılmaya yol açabilecek şekilde zayıflamasıdır.

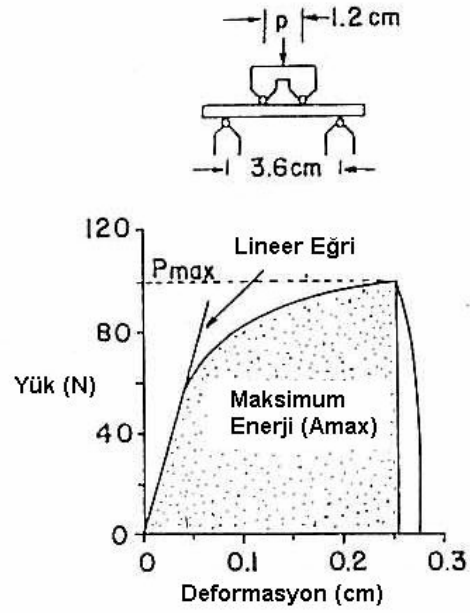
Bir grup; Co-Cr alaşımlı eğilebilen esnek kemik plağını kullanarak deneyler yaptı. Bu esnek plak kompozit grafit, karbon fiber ve polimetilmetakrilat (GFMM) reçineden oluşmaktaydı. Bu plak (10-40 GPa); Co-Cr alaışımının (250 GPa) yaklaşık 1/10’u kadar bir elastisite modölüne sahipti. Köpeğın dokunulmamış sağ ve sol femurlarının sağına Co-Cr ve soluna GFMM plak, tespit vidalarıyla yerleştirilmiştir. 1 yıl sonra hayvanlar öldürölerek femurları ve plaklar çıkarıldı. Her femurun merkez diyafizi kesilerek 5,5 cm uzunluğunda, 3 mm genişliğinde kemik parçaları 4 kadrandan çıkarılmıştır (Şekil 6.15). Her 3 cm genişliğindeki numuneye 4 noktalı eğilme testi uygulanmıştır ve sonuçta Şekil 6.16’da görölün yük-deformasyon eğrileri sağlanmıştır. Bu eğrilerden maksimum yük ve depolanan maksimum enerji A_{max} hesaplanmıştır.

Çizelge 6.3 Femurun proksimal ucunda dayanılabilen en büyük eğilme momenti.

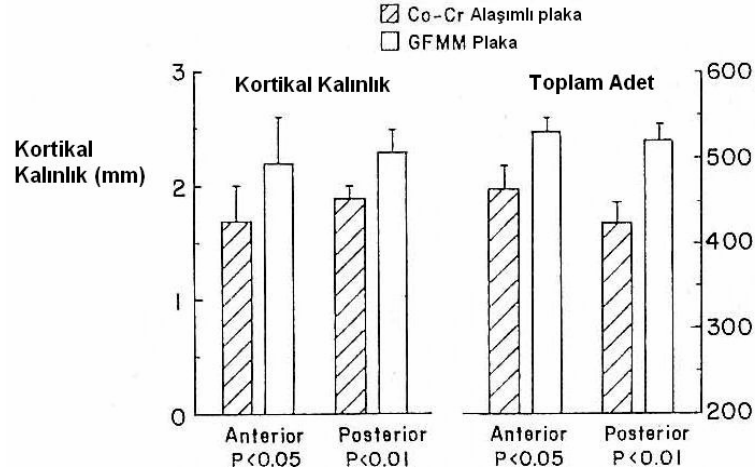
Kas Grubu	Test Edilen Obje Sayısı		Eğilme Momenti (Nm)	
	Erkek	Kadın	Aralık	Ortalama
Baldır Kası	11		54-93	72
		17	26-54	35
Uyluk Kası	6		42-60	51
	6	3	38-108	63
			24-48	39
Kalça Kası	6		60-126	81
		3	32-40	30



Şekil 6.15 Plak çıkarıldıktan sonra elde edilen 3 mm genişlikteki kemik parçasının elde edildiği yerdeki anatomik bölgeleri gösteren şema.



Şekil 6.16 3 mm genişlikteki kemik parçasının 4 noktalı eğilme testinden elde edilen tipik yük-deformasyon diyagramı. Bu kemik köpek femurundan alındı. Domuzda da benzer eğriler oluşmuştur.



Şekil 6.17 Plaklı köpek femurlarının ön ve arka kısımlarından elde edilen kemiğin toplam miktarı ve kortikal kalınlığının karşılaştırılması.

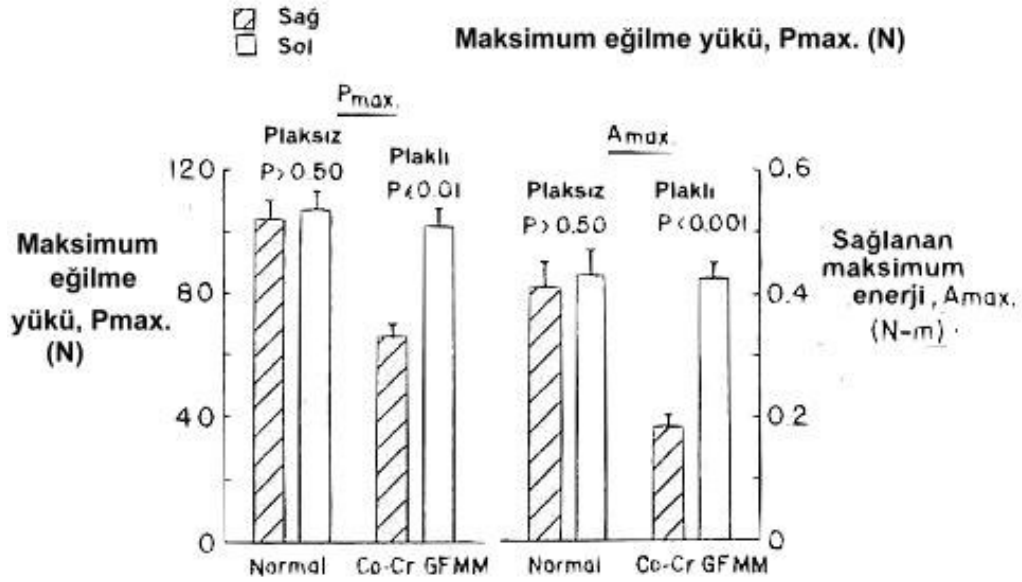
Daha az rijit olan GFMM plaklı kemik için maksimum yük P_{max} daha büyüktür ve GFMM plaklı kenarın A_{max} 'ı Co-Cr plaklı kenarının 2 katıdır. Buna rağmen Çizelge 6.4 elastisite modülü, maksimum çekme mukavemeti (σ_y) açısından normal ve plaklı femurlarda herhangi istatistiksel belirgin bir değişikliğin olmadığını göstermiştir.

Çizelge 6.4 Köpek femuru için normal ve plaklı kemiğin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması.

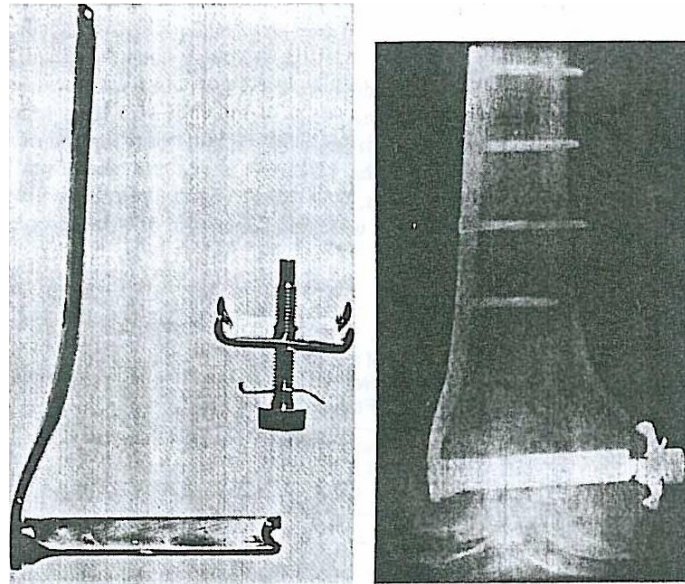
Normal Femur	E (GPa)	σ_y (MPa)
Sol	19 ± 1	181 ± 20
Sağ	19 ± 1	185 ± 8
Plaklı Femur		
Sol (GFMM)	18 ± 2	182 ± 10
Sağ (Co-Cr Alaşım)	21 ± 3	184 ± 12

Plaklı ön bölgenin ve plaksız arka bölgenin kemiklerinin toplam miktarı ve kortikal kalınlığı GFMM ve Co-Cr plaklı kemiklerde belirgin istatistiksel değişiklikler gösterdi. Şekil (6.17). Bu sonuçlar uzun kemikteki yapısal düzenin uygulanan gerilmenin seviyesine bağlı olduğunu göstermektedir. Sonuçta GFMM plakları daha az rijit olduğundan kemikteki gerilmenin azalması daha az olacaktır ve sonuçta kortikal kemikteki atrofi Co-Cr plaklı kemikte olduğu kadar belirgin olmayacaktır. Plaklı kemiğin mukavemetindeki azalma temel olarak kortikal kemiğin incelmelerinden veya emilmesinden kaynaklanır. (Şekil 6.18)

Kanselloz kemiği tespit ederken daha fazla dikkat gereklidir. Çünkü kortikal kemikte bulunandan daha az vida bulunabiliyor. (Şekil 6.19) Kırığın yeterli stabilizasyonu için gerekli implant malzemesi miktarının çokluğu, implant bölgesi yakınlarında enfeksiyon ihtimalini artırır.



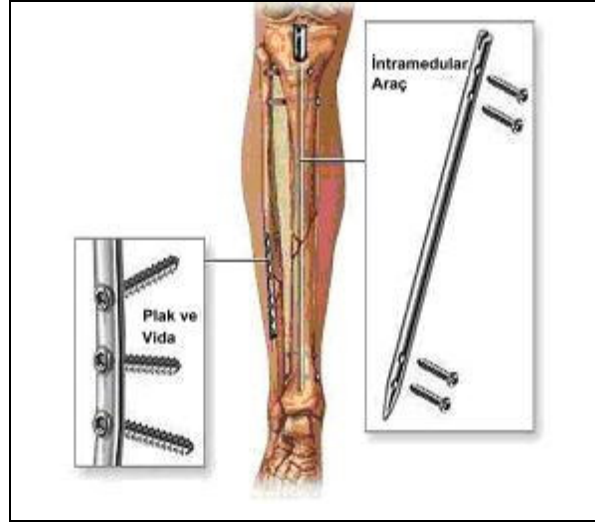
Şekil 6.18 Normal ve plaklı köpek femurlarından elde edilen kemik parçalarının yapısal mukavemet özelliklerinin karşılaştırılması.



Şekil 6.19 Femurun supracondilar kırığının kanselloz kemiğini tespit etmekte kullanılan araç.

6.1.2.4 İntramedüller Araçlar

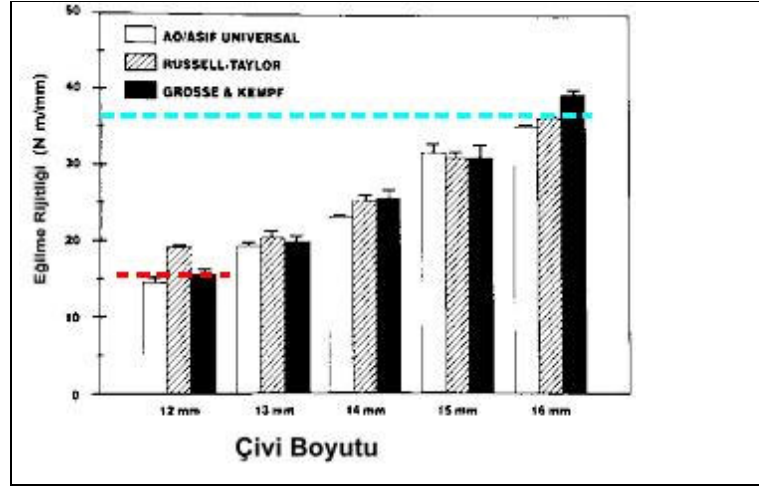
İntramedular araçlar uzun kemiklerin kırıklarını intramedular boşluğa yerleştirerek tespit eder. Bazen bu tip araçlarda stabilize edici kullanılır. Bu tip implant, rotasyonu engellemek ve kemiği sıkı bir şekilde tespit edebilmek için kemik boşluğunun içindeki elastik kuvveti uygulayacak bazı yaylara sahiptir. Eğer kemik ortadan eğimliyse bu tip intramedular çivilerin yerleştirilmesi zor olabilir. Uzun kemiklerin kanalının dar yerine oturan intramedüller çivi temas yerinde kompresyon sağlayarak eğilme ve makaslama zorlaması kadar dönmeye de engel olmalıdır. Bunun yanında temas noktasında sürekli kompresif basınç kemik emilmesine yol açar. İmplantın takılabilmesi için uzun kemiğin içindeki dar boşluğun bir noktaya kadar harap edileceği açıktır.



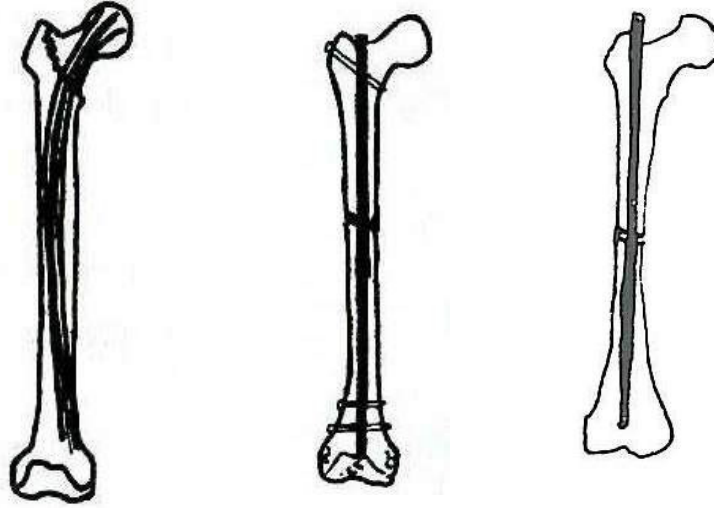
Şekil 6.20 Plak- vida ve kilitli intramedular çivi bağlantısı.

İntramedüller çiviler kilitsiz (Küntscher, Ender) (Şekil 6.22) ve kilitli (Russel-Taylor, AO/ASIF, Uniflex) (Şekil 6.20) olmak üzere iki tiptir. Kilitli intramedüller çiviler daha stabil bir fiksasyon sağlarlar.

İntramedüller çiviler medüler kanaldaki kan dolaşımının 2/3 ünü bozmaktadır (Anderson). İntramedüller çivilerin eğilme momentleri yarıçaplarının dördüncü kuvveti ile orantılıdır. Aşağıdaki grafikte (Şekil 6.21) farklı çivi boyutları için eğilme momentleri verilmiştir. Eğilme yüklemesinde daha fazla esnekliğe izin verebilmek için yarıklı olan tipleri de vardır. Fakat bu burulma mukavemetini azaltır.



Şekil 6.21 Değişik çaptaki çivilerin eğilme rijitlikleri.

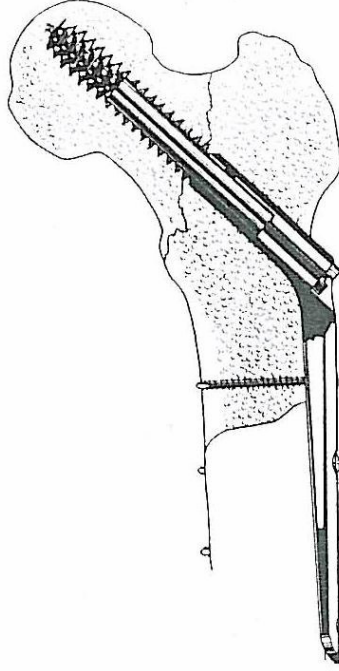


a)intramedüller ender çivisi, b)Kilitli intramedüller çivi, c)Küntscher çivisi

Şekil 6.22 Çeşitli Çiviler.

6.1.2.5 Femur Boynu İçin Özel Vida ve Çiviler

Kırık femoral baş çivilerle ve vidalarla tespit edilmesine rağmen aynı anda çivi ve plak kullanmak da yaygındır (Şekil 6.23).



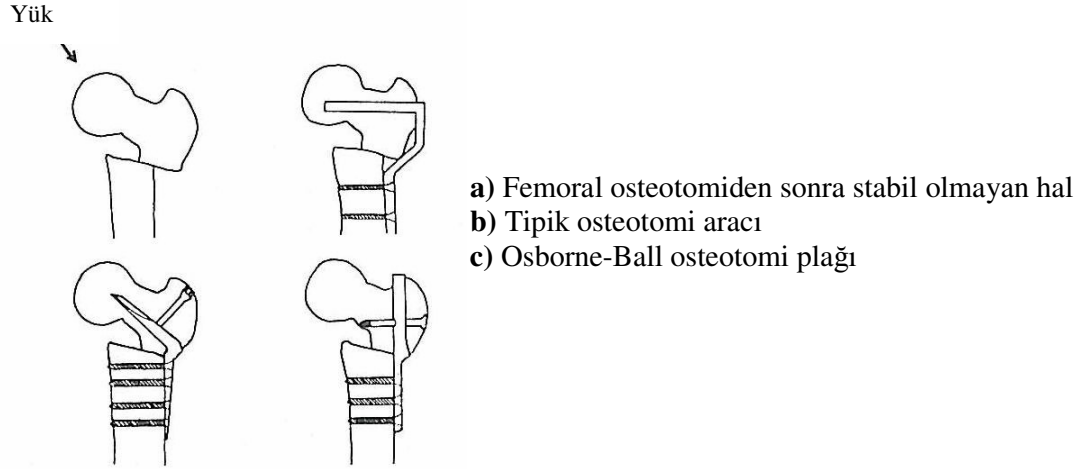
Şekil 6.23 Kırık femoral başın kalça çivisiyle tespiti.

Bu amaç için geliştirilen değişik yöntemler Şekil 6.24'da gösterilmiştir. Üreticiler tarafından bazı özel aletler ve kılavuz teller sağlanmasına rağmen bu aletin yerleştirilmesi zordur. Şekil 6.25'de görüldüğü üzere pek çok değişik kalça çivisi dizaynları vardır. Bir tanesi hariç hepsi ortalarından doğru yerleşime kılavuzluk edecek deliklere sahiptir. Bütün dizaynlar eğilme momentini maksimum hale getirirken malzeme miktarını minimize etmeye çalışır.

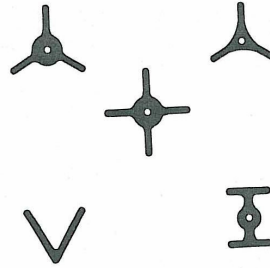
$$M = E.I / \rho \quad (6.1)$$

E: Elastisite modülü, I: Atalet momenti

Şekil 6.25'deki kalça çivilerinin değişik arakesitleri eğilme momentini, minimum miktardaki malzemenin kesit modülünün artışıyla artırmak için dizayn edilmişlerdir.



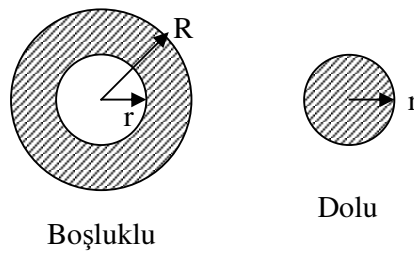
Şekil 6.24 Femoral baş tespit yöntemlerinin şematik diyagramları.



Şekil 6.25 Çeşitli kalça çivilerinin arakesitleri.

Eğilme mukavemet momentleri açısından dolu kesitin mukavemet momenti (S_d) ile delikli kesitin mukavemet momentinin (S_b) ve hacimlerinin karşılaştırılması:

Yarıçapı r olan bir dolu kesit ile iç yarı çapı r ve dış yarıçapı R olan boşluklu kesitin mukavemet momentlerinin birbirine eşit olması halinde, R ile r arasında nasıl bir ilişki olmalıdır?



Şekil 6.26 Dolu ve boşluklu dairesel kesit.

Dolu kesitin eğilme mukavemet momenti;

$$S_d = I_d / r \quad (6.2)$$

Delikli kesitin eğilme mukavemet momenti;

$$S_b = I_b / R \quad (6.3)$$

$$I_d = \frac{\pi r^4}{4} ; I_b = \frac{\pi(R^4 - r^4)}{4} \quad (6.4)$$

$S_d = S_b$ yazılırsa

$$\frac{\pi r^3}{4} = \frac{\pi(R^4 - r^4)}{4R} \quad (6.5)$$

olur. Buradan;

$$R^4 - Rr^3 - r^4 = 0 \quad (6.6)$$

yazılır. Buradan; $R=1.22r$ bulunur.

İç yarıçapı, r yarıçaplı bir dolu diskin yarıçapına eşit olan delikli diskin; eğilme mukavemet momentinin dolu diskinkine eşit olması için dış yarıçapı $R=1.22r$ olmalıdır.

Bu durumda dolu ve delikli çubukların kesit alanları ve hacimleri karşılaştırılırsa;

$$\frac{V_d}{V_b} = \frac{A_d \cdot h}{A_b \cdot h} = \frac{\pi R^2 h}{\pi(R^2 - r^2)h} = \frac{r^2}{(1.22)^2 - r^2} = \frac{1}{0.5} = 2 \quad (6.7)$$

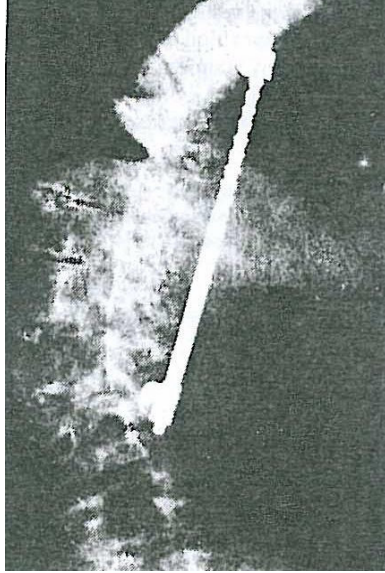
olur. Buradan dolu çubuğun kesit alanı ve hacmi; boşluklu olanın kesit alanı ve hacminin iki katı olmaktadır [14].

6.1.2.6 Spinal Tespit Araçları

Spinal (omurgayla ilgili) yapı öndeki elementler, arkadakinden daha uzun olacak şekilde deforme olduğunda, arkaya doğru eğilir. Bu duruma lordoz denir. Bu durumun tam tersi (kamburluk gibi) kifoz olarak adlandırılır. Bu tip spinal deformasyonların çok ağır vakalarında düzeltme için dahili ve harici tespit kullanılır. Eğrileri düzeltmek için pek çok değişik dizayn bulunmaktadır. Bunlardan bir tanesi Şekil 6.27’de gösterilmiştir. Spinoz prosese somunlarla ve genişleyen spiral araçlarla tutturulan plakları içeren diğer dizaynlar omurgaya artüküler çıkıntıdan kancalarla tutunurlar ve genişleyebilen spinal araç sayesinde implantasyon sırasında düzeltme sağlanabilir. Bu araçlarla ilgili ana problemler şunlardır:

- 1) Omurga düzleştikçe ayarlama gerekir.
- 2) Tespit aracının bağlandığı yerde kemik nekrozu oluşur.

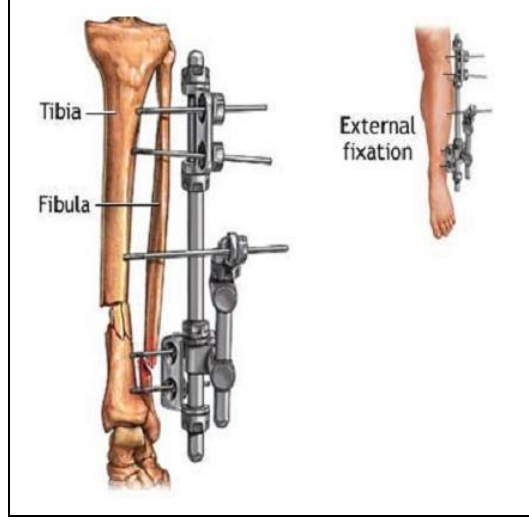
Nekroz gövde kaslarının oluşturduğu aşırı momentler sonucu (>100 Nm) oluşur. Omurga düzleştikçe omurganın üzerindeki manivela hareketi azaldığı için omurgayı düzeltmek güçleşir. Bu problemi çözmek için bazen çoklu kancalar kullanılır.



Şekil 6.27 Omurga düzleştirici rod.

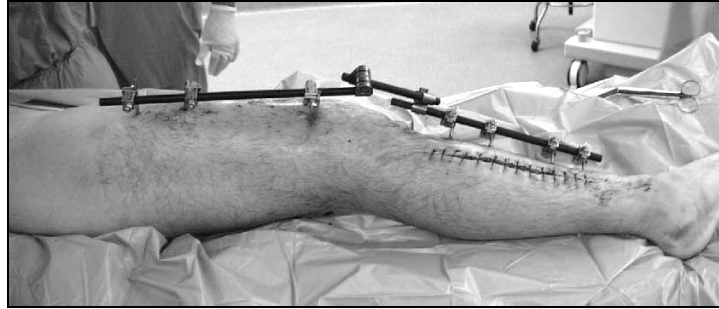
6.1.2.7 Eksternal Fiksator

Kırık yerinin aşağı ve yukarısındaki fragmanlardan birbirine paralel olarak geçirilen iki veya üç çivinin dışarıdaki uçları bir veya iki yanlarda ekstremit eksenine paralel tutulan tespit çubukları veya tek tespit çubuğu üzerindeki sıkıştırma kısıkaçlarına tespit edilerek aşağı ve yukarıdaki çiviler birbirinden uzaklaştırılarak veya yakınlaştırılarak redüksiyon, kompresyon ve tespit sağlanır (Şekil 6.28).

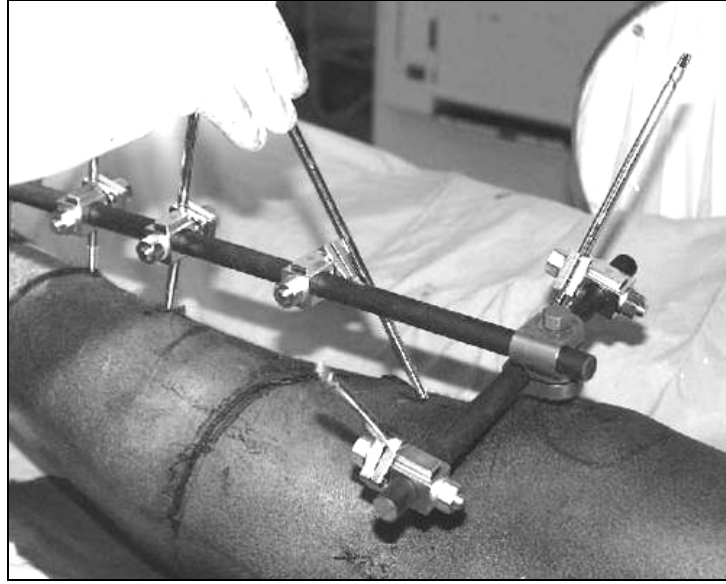


Şekil 6.28 Eksternal fiksatorün kemiğe tespiti.

Kırık yeri fizyolojisini bozmamak ve kırık yerinde cerrahi girişime ait komplikasyonlar yaratmamak amacı ile kullanılır. Diğer avantajları rijit fiksasyon sağlar, yaranın takibini kolaylaştırır, greftleme gibi ek ameliyatlar kırık hattı bozulmadan yapılabilir, proksimal ve distal eklemlere erken hareket sağlar, posterior yumuşak dokulara baskı olmadan ekstremité eleve edilebilir, erken mobilizasyon sağlar, lokal anestezi yeterli olabilir, enfekte kırıklarda kullanılabilir. Dezavantajları; çivi dibinde enfeksiyon, mekanik uygulama zorluğu, estetik olmayan görüntü, çivilerde kırılma, fiksator çıktıktan sonra tekrar kırık, pahalı olması ve hastada psikolojik rahatsızlık yaratmasıdır. (Şekil 6.29 a ve b hasta uygulamalarını gösterir)



Şekil 6.29 a) Eksternal fiksator takılmış bir hasta.



Şekil 6.29 b) Eksternal fiksator takılmış bir hasta.

6.2 DAHİLİ KIRIK TESPİT ARAÇLARINDA KULLANILAN MALZEMELER

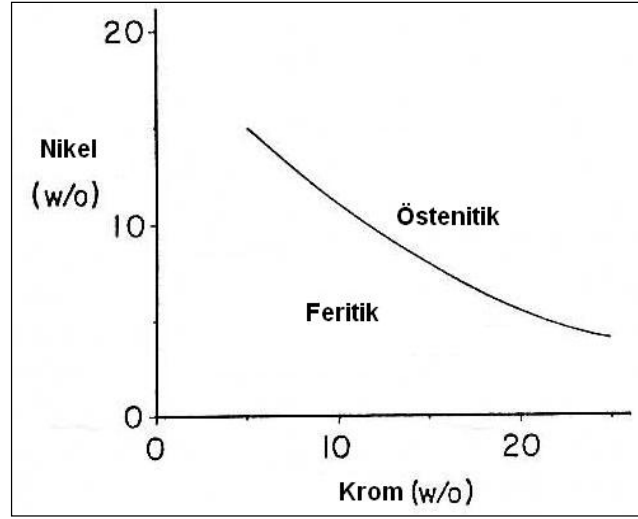
Dahili kırık tespit araçları için kullanılan malzemelerin hepsi metal ve alaşımlarından yapılmışlardır. Paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt-krom alaşımları gibi alaşımlar geniş kabul görmüştür. Çünkü yüksek kalitede elde edilebiliyorlar ve in-vivo korozyona mükemmel dirençleri vardır. Bu direnç metalik araçların en önemli yönüdür. Ortopedik implantlar için kullanılan en yaygın alaşım paslanmaz çelik AISI 316'dır. Kompozisyonu Çizelge 6.5'de görülmektedir. Herhangi bir paslanmaz çeliğin en önemli özelliği östenitik γ faza sahip olmalarıdır. Bu alaşım elementlerinin nispi miktarlarını kontrol ederek sağlanabilir. Şekil 6.30'da görüldüğü gibi nikel ve krom için %18 Cr, %8 Ni ve %0,1 C östenitik γ fazı oluşturulabilir. Ama %18 Cr, %5 Ni, %0,1 C için bu mümkün değildir. Paslanmaz çeliklere molibden eklenerek korozyon dirençleri geliştirilebilir. Bu yapılırken α fazı çeliğin iki faza sahip olabileceği noktaya kadar stabilize edilebilir. Bunu engellemek için molibden içeren paslanmaz çeliklerin nikel içeriği artırılmalıdır. Buna rağmen bu artış, düşük nikel içerikli molibden çelikten daha fazla intergranüler korozyona yol açar. Karbon içeriğini azaltmak ya da titanyum ve niyobyum gibi stabilize edici malzemeler eklemesi bu tip korozyonu önler. Buradaki tartışma paslanmaz çelik için Çizelge 6.5'de verilen kompozisyonların neden istenen olduğunu göstermektedir. Bu çeliğin bileşimi İngiliz BSI ve Amerikan ASTM sistemindeki standart oranlarda çok az farklılık gösterir. Çizelge 6.6'de bazı paslanmaz çeliklerin mekanik özellikleri verilmiştir. Östenitik faz azalan katı

çözünürlüğüne sahip olmadığından sertleştirme genelde soğuk işlemle yapılır. Soğuk işlem elastisite modülünü artırmaz. Buna rağmen akma mukavemetinde ve kırılma mukavemetinde belirgin bir artışa yol açar.

Ticari olarak Stellite, Vitallium, Vinertia gibi kobalt-krom alaşımları kompozisyonlarında değişiklikler gösterirler. Bu alaşımlar son hallerine ya döküm ile ya da işlenerek getirilirler. Değişik kompozisyonlar Çizelge 6.7’de verilmiştir. Döküm alaşımlardaki az miktarda molibden katılma esnasında tane büyüklüğünü azaltır, dolayısıyla mukavemeti artırır. Alaşım plastik olarak deforme olamadığından dolayı soğuk sertleştirilmiştir. Bu sebeple soğuk işlemle oluşturulan bir implantın menevişlenmesi gerekmektedir. Kobalt-krom alaşımlarının mekanik özellikleri Çizelge 6.8’de görüldüğü üzere paslanmaz çeliğinkinden daha iyidir. Bunun da ötesinde hem korozyon hem de yorulma direnci açısından mükemmeldir. Döküm alaşımlar detaylarının yeniden üretilebilirliklerinden dolayı dental işler için mükemmeldirler ve çok sık kullanılırlar. Bu alaşımın dökümü esnasında tanecik büyüklüğü ve dağılımını kontrol edebilmek için katılma sıcaklığı kalıp yüzeyi ve diğer elementleri kontrol etmek gerekir. Molibden döküm Co-Cr alaşımın mukavemetini artırırken, işlenmiş Co-Cr alaşımının mukavemetini soğuk işlem artırır. Bu nedenle işlenmiş Co-Cr alaşımında molibdene gerek yoktur. Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon dirençleri ve nispeten düşük yoğunluklarından dolayı implant malzemesi olarak kullanılırlar. Saf titanyumun mükemmel korozyon direnci, yüzeyindeki oksit filmten kaynaklanır. Tıpkı alüminyum oksitteki gibi. Alüminyumun aksine titanyum oksit filmi oda sıcaklığındaki tuzlu çözeltilerde çok stabildir. Titanyumu saf halde işlemek zor olduğundan alüminyum – vanadyum – mangan – silikon – molibden ve kalay gibi elementlerle alaşımlanır. Titanyumun mekanik özellikleri ve alaşımları Çizelge 6.9’da verilmiştir. İmplant üretiminde kullanılan korozyon dirençli bir diğer metal ise tantaldır. Tantal, titanyumunkine benzer oksit bir film oluşturur. Yüksek yoğunluğu ($16,6 \text{ gr/cm}^3$) dışında mekanik özellikleri paslanmaz çeliğinkine benzer. Doğadan çıkarılması zor olduğundan pek sık kullanılmaz. Platin ve alaşımları yüksek maliyetleri ve düşük mekanik özelliklerine rağmen cerrahi implantlar için zaman zaman kullanılmaktadır [14].

Çizelge 6.5 İmplant cerrahisinde kullanılan 316 paslanmaz çeliğin kompozisyonu.

Element	(BSI)	(ASTM)
Krom	16,5-19,5	17,0-20,0
Nikel	10,0-15,0	10,0-14,0
Molibden	2,25-4,00	2,00-4,00
Karbon	$\geq 0,07$	$\geq 0,08$
Silisyum	$\geq 1,00$	$\geq 0,75$
Manganez	$\geq 2,00$	$\geq 2,00$
Sülfür	$\geq 0,030$	$\geq 0,03$
Fosfor	$\geq 0,040$	$\geq 0,03$
Demir	Fark dengelenir	Fark dengelenir



Şekil 6.30 Nikel ve krom içeriği ile ilişkili olan paslanmaz çelik kısmi faz diyagramı.

Çizelge 6.6 Bazı paslanmaz çeliklerin mekanik özellikleri [30].

	18 Cr-8Ni Paslanmaz Çelik (Tavlanmış)	18Cr-8Ni çok az C Paslanmaz Çelik (Tavlanmış)	316 Paslanmaz Çelik (Tavlanmış)	316 Paslanmaz Çelik (Soğuk şekillendirilmiş)
Mekanik Özellikler				
Akma gerilme (N/m ²)	2,0-2,3*10 ⁸	2,0-2,5*10 ⁸	2,4-3,0*10 ⁸	7,0-8,0*10 ⁸
Çekme gerilmesi (N/m ²)	5,4-7,0*10 ⁸	5,4-6,2*10 ⁸	6,0-7,0*10 ⁸	10,0*10 ⁸
Uzama (%'de)	50-65	55-60	35-55	7-10
Elastisite Modülü (N/m ²)	2,0*10 ¹¹	2,0*10 ¹¹	2,0*10 ¹¹	2,0*10 ¹¹
Sertlik (V. S.)	175-200	170-200	170-200	300-350
Yorulma Sınırı (N/m ²)	2,3-2,5*10 ⁸	---	2,6-2,8*10 ⁸	30*10 ⁸

Çizelge 6.7 Co-Cr alaşımlarının kompozisyonları.

	Döküm Alaşım	İşlenmiş Alaşım
Krom	27.0-30.0	19.0-21.0
Molibden	5.0-7.0	-
Nikel	2,5	9.0-11.0
Tungusten	-	14.0-16.0
Karbon	max	0,05-0,15
Silikon	1.0	1.0
Mangan	1.0	2.0
Demir	0,75 max	3.0 max
Kobalt	kalan	kalan

Çizelge 6.8 Co-Cr alaşımlarının mekanik özellikleri.

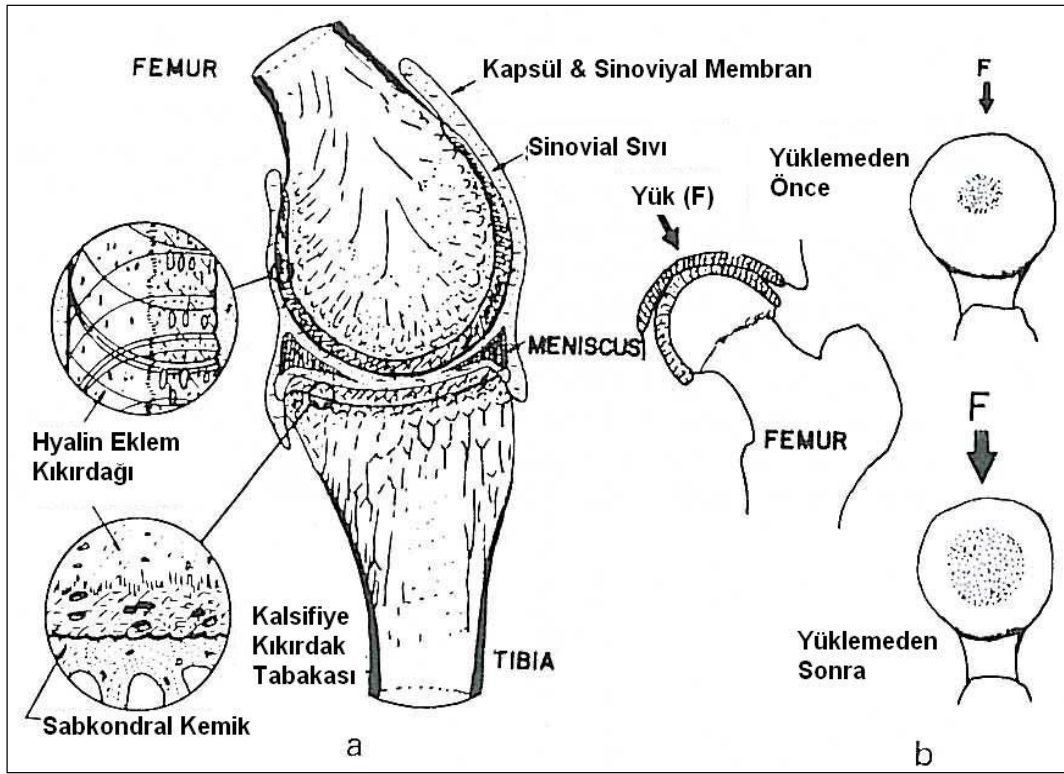
Özellik	Döküm Alaşım	İşlenmiş Alaşım (Tavlanmış)	İşlenmiş Alaşım (Soğuk İşlem)
Akma mukavemeti (MPa)	450	380	1050
Çekme mukavemeti (MPa)	655	900	1540
% Uzama	8	60	9
Elastisite Modülü (GPa)	200	230	230
Sertlik (V. S.)	300	240	450

Çizelge 6.9 Cerrahi titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri.

Tip	Çekme Muk. (MPa)	Akma Muk. (% 0,2 ofset, MPa)	Zorlanma (%)
3. derece saf	415	345	18
4. derece saf	550	485	15
Ti-6Al-4V	896	830	10

6.3 EKLEMLER

Eklemlerin oynak yerleri uzun kemik kırık tamirlerinden daha fazla problem çıkarır. Bu problemler aşınma, korozyon ve korozyonun yan ürünleri ile hareketin kompleks dinamikleridir. Bunlara ek olarak deriye yakın yerlerde bulunan diz ve dirsek gibi eklem protezleri enfeksiyon olasılığına artırır. Daha da önemlisi herhangi bir sebepten dolayı protez hata verirse eklemi 2. defa değiştirmek zordur. Çünkü doğal dokunun büyük bir kısmı yok edilmiştir. Bu sebeplerden dolayı ortopedistler implant kullanımını son çare olarak düşünmektedirler. Buna rağmen yaşlı hastalar için kalça protezleri kullanımı son yıllarda büyük rağbet görmüştür [14].



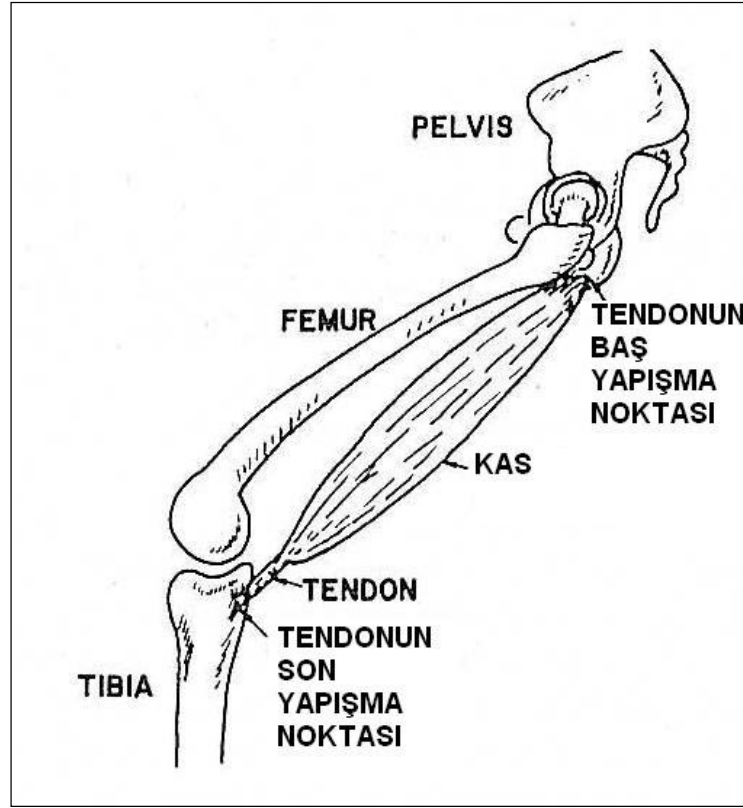
a) Yandan görünen diz ekleminin yapısal dizilimi b) Yüklemmeden önce ve sonra kalça eklemi

Şekil 6.31 Diz Kalça Eklemleri

6.3.1 Eklemlerin Yapıları ve Fonksiyonları

Omuz ve kalça eklemi baş-yuva oynak yerlerine sahipken diz ve dirsek eklemleri mafsallıdır. Buna rağmen bütün eklemler karşılıklı iki tane kıkırdak yapısında yumuşak artiküler yüzeye sahiptirler. Bu yüzeyler eklem sıvısıyla yağlanmışlardır. Bu sıvı polisakkaritlerden yapılmıştır. Doğru eklem yüzeyine yük konsantrasyon etkisini minimize edecek geniş bir alan sağlamıştır. Yük kıkırdak dokunun altında bulunan kemik tarafından emilir. Gerçek eklem hareketi bağlarla, tendonlarla ve kaslarla sağlanır (Şekil 6.32). Çeşitli tendonlar ve bağlar üzerine etkiyen kuvvetlerin analizi çok karmaşıktır. Diz eklemine rotasyonunun merkezi bile tam olarak belirlenmez. Eksantrik eklem hareketi yükün bütün eklem yüzeylerine dağıtılmasına yardımcı olur. Diz gibi bazı eklemler kayan yüzeyler arasında yerleşmiş kama şeklinde fibroz kıkırdaksı menisküse sahiptir. Menisküsün ana fonksiyonu yükü geniş bir alana iletmek olarak bilinir. Çeşitli aktivitelerde uygulanan eklem kuvvetleri Çizelge 6.10'da verilmiştir. Şekil 6.33'de gösterildiği üzere yürürken oluşan kuvvetler her harekete göre değişir. Bu kuvvetler eklemlere statik olarak değil

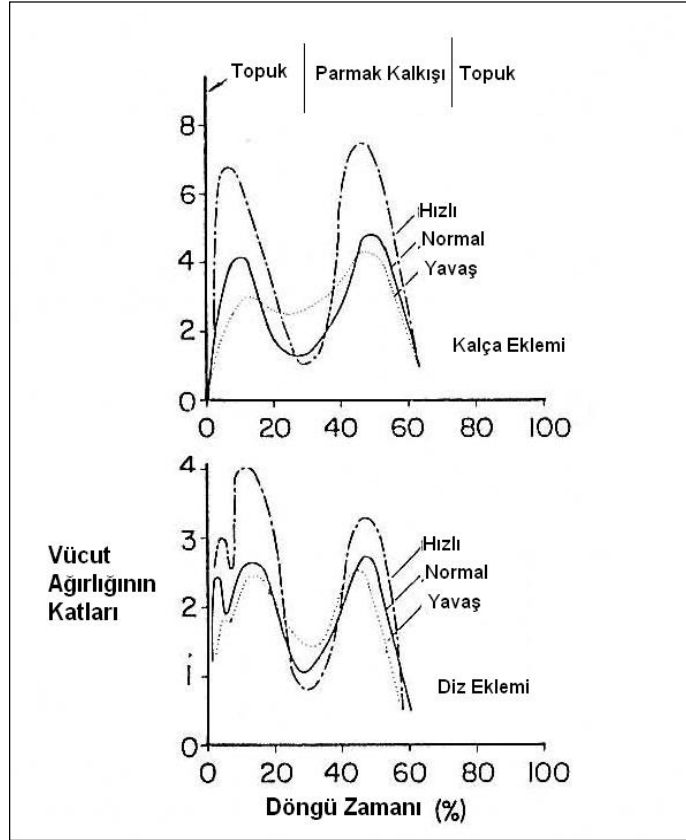
dinamik olarak etki ettiğinden vücut ağırlığından 8 kat daha büyük olabilir. Bu tip biyomekanik analizler daha uygun implant dizaynı yapılabilmesine yardımcı olur.



Şekil 6.32 Yükleme elemanlarının sıralanışı.

Çizelge 6.10 Çeşitli aktiviteler süresince kalça ve diz eklemlerinde oluşan kuvvetlerin ortalama maksimum değerleri [14].

Yürüme Derecesi	Maksimum Eklem Kuvveti (Vücut ağırlığının katları olarak)	
	Kalça	Diz
Yavaş	4,9	2,7
Normal	4,9	2,8
Hızlı	7,6	4,3
Merdiven çıkarken	7,2	4,4
Merdiven inerken	7,1	4,9
Yokuş çıkarken	5,9	3,7
Yokuş inerken	5,1	4,4



Şekil 6.33 Yürüme halindeki kuvvet varyasyonlarının zamanla grafiği.

6.3.2 Çeşitli Eklem Protezleri

Eklemler antroplastisi olarak adlandırılan cerrahi bir teknikle yeniden yapılandırılır veya yeniden modellendirilir. Dokunun bir parçasını kesip almak ve interpozisyon artroplastisi cerrahi operasyonların yaygın metotlarından biridir. Protez artroplastisi implant kullanımını içerir [34].

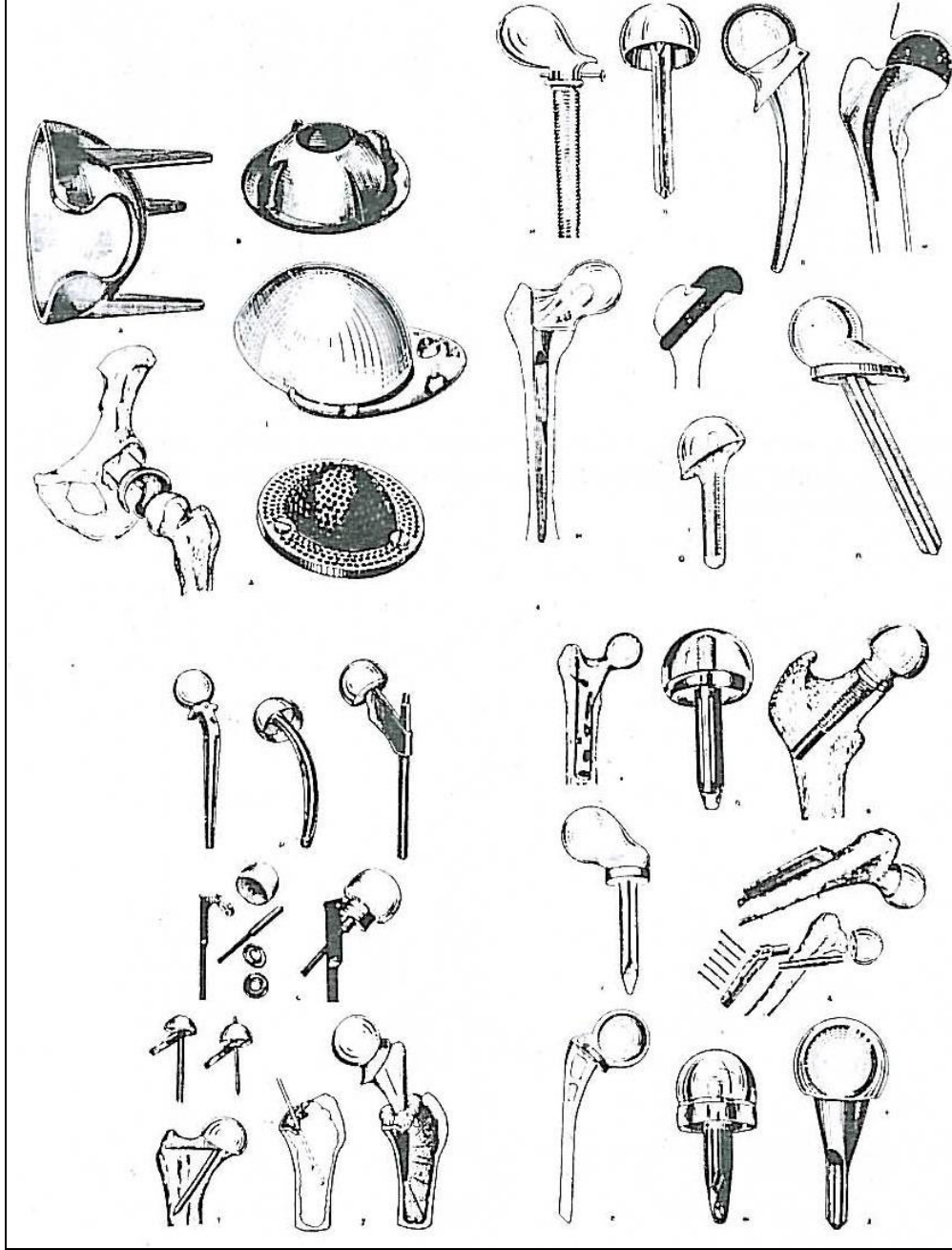
6.3.2.1 Kalça Eklem Protezi

Kırık veya hasta eklemleri düzeltmenin eski metodları yalnızca femur başı veya femur başının oturduğu çukurla ilgiliydi. Kalça eklemi fonksiyonunun yeniden sağlanmasına izin veren tekniklerden bir tanesi de femoral başın üzerine bir yuva yerleştirmektir. İmplant iki yüzeyin arasına giren bir kalıp gibi davranır. Bazı araştırmacılar rezeksiyondan sonra femoral başın yerine değişik dizaynlar denediler (Şekil 6.34).

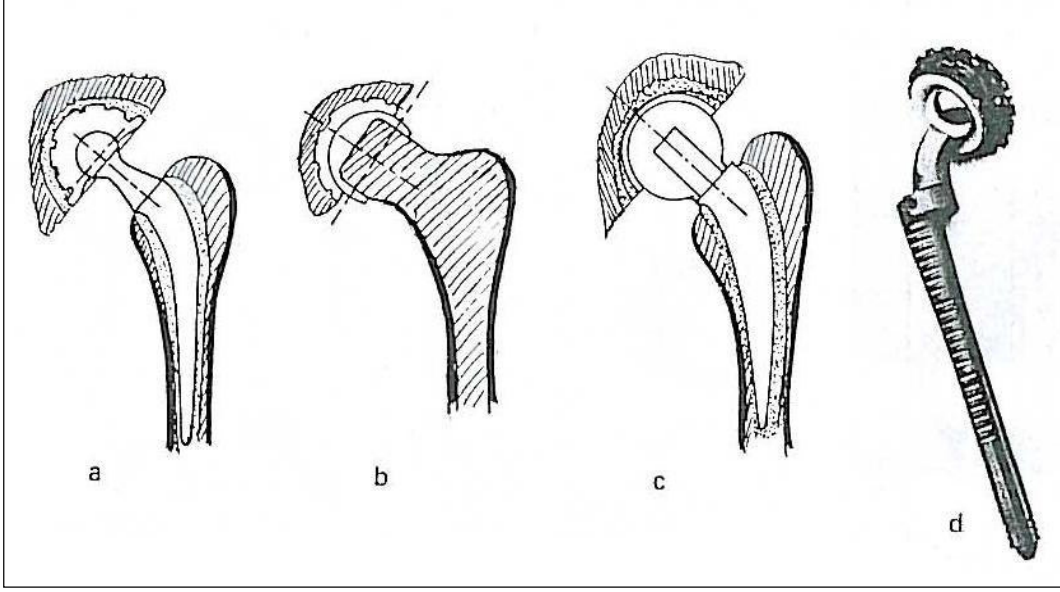
Pek çok femoral baş değişimi acetabular yuvanın yerleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Bu total kalça eklem değişimi olarak adlandırılır. Sıklıkla 2 taraflı olarak yapılır. Değişik kalça implant tipleri baş ve yuva, menteşeli baş-yuva, her iki taraftan sınırlandırılmış acetabulum, çift yuva gibi gruplara ayrılabilir. (şekil 6.35)

Kalça eklemlerindeki en büyük problem implantın tespitidir. Çünkü implanta etkiyen geniş yükü kaldıracabilecek çok az trabekle sahip kanselloz kemiğin üzerinde durur. Bunun yanında keskin temas noktalarındaki implantın gerilme konsantrasyonu, zaten zayıflamış olan kemiği nekrotik yapar. Aslında total kalça protezi ilk geçerliliğini akrilik kemik imentosu kullanılarak oluşturulan tespit ile kazanmıştır. Bu imento hamur haline geldiğinde yerleştirilir ve protez polimer tozu ve monomer sıvıyı karıştırdıktan sonra matkapla açılmış bir deliğe basınçla oturtturulur. Çimento aynı zamanda acetabular yuvanın tespitinde de kullanılabilir. Bu imento implantın kemikle ilk birleşmesi olarak değil aynı zamanda viskoelastik polimer olduğundan çok emici olarak görev yapar.

Kemik, imento ve protez arasındaki rijitlikteki ufak değişiklikler yükün geniş bir alana yayılmasını sağlar ve gerilme konsantrasyonunu önler. Buna rağmen distal kökün içindeki kemikte gerilme, kök kemik imentosu kullanılarak yerleştirildiğinde, proksimal bölgedekinden daha büyük olur. Bu çıkıntılı bölgede kemik erimesine yol açar ve bu da kökün ya gevrşemesine ya da kırılmasına neden olur. Bu problemin aşılabilmesi için kökün boyun kısmının daha uzun yapılması gerekir. Ama buna rağmen bu deneme orta köke uygulanan momenti artırarak kırılmaya yol açabilir. Aslında kök dizaynı ve yerleştirme tekniklerindeki yeni eğilim kökü daha düz yapmaktadır. Böylece moment azalacaktır. Bazen imento kendi başına problem yaratabilir. Mesela, monomerler, sistematik fonksiyonlarla çakışarak onların düzenli çalışmasını engeller ve düşük kan basınçlarına yol açar.

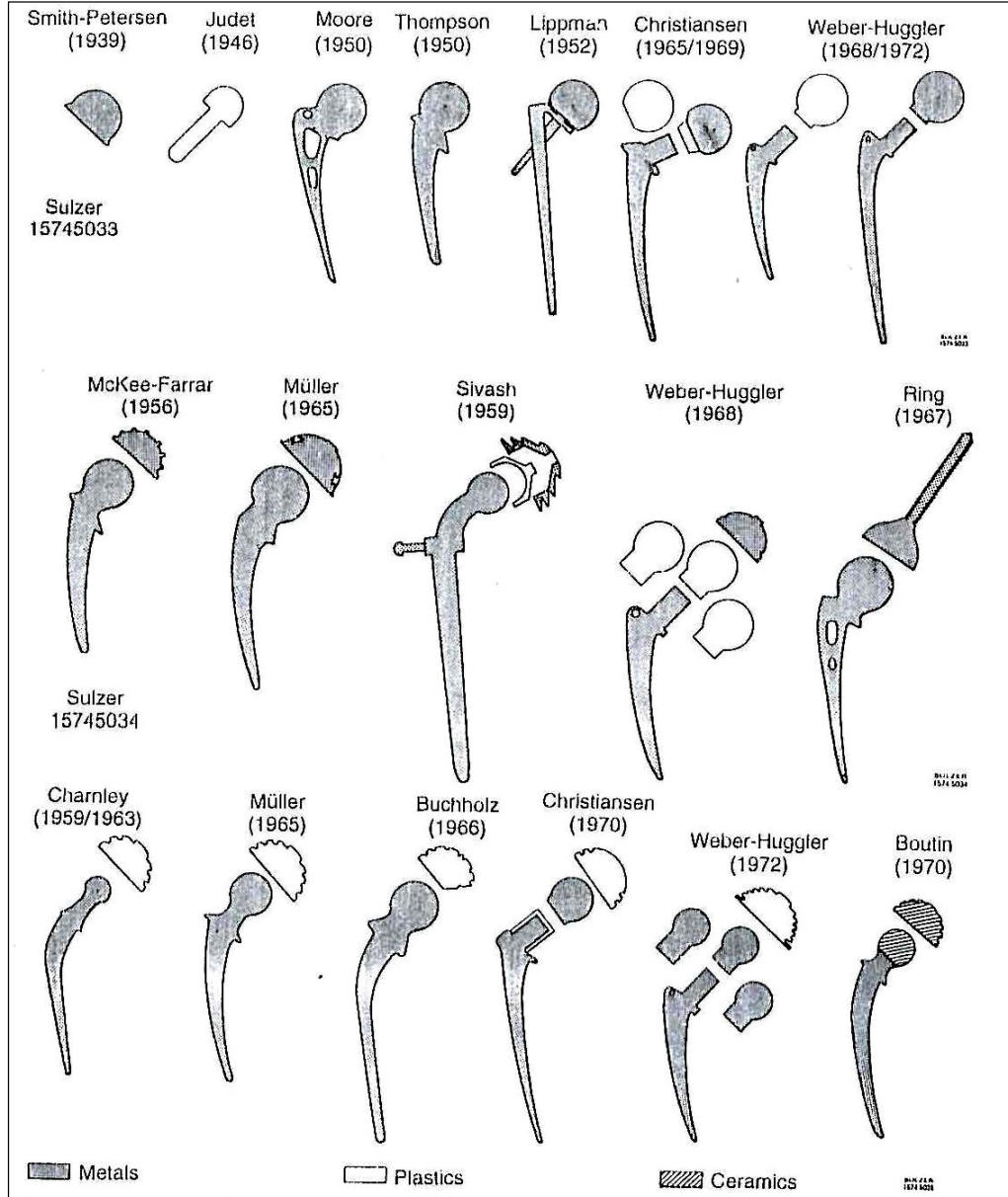


Şekil 6.34 Kalça protezlerinin çeşitli acetabular dizaynları ve femoral baş bileşenleri.



Şekil 6.35 Toplam kalça implantlarının değişik tipleri : Baş-yuva, Çift yuva, Menteşeli.

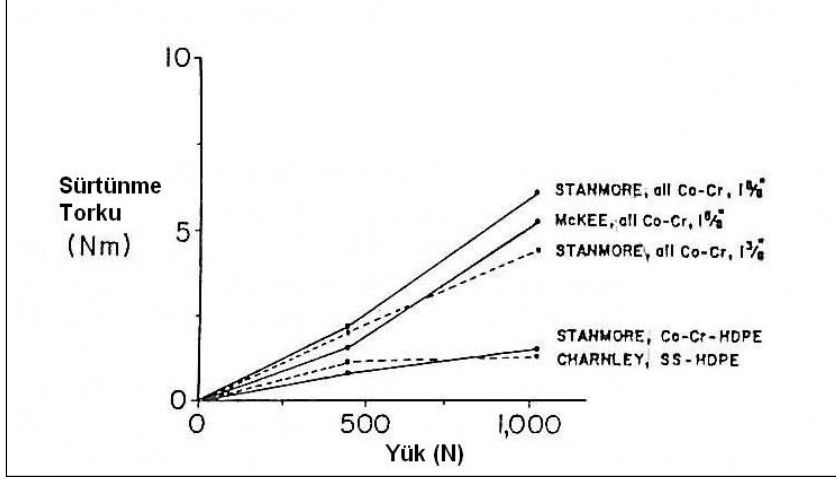
Yüksek egzotermik polimerizasyon tepkimesi 60°C 'nin üstünde lokal bir sıcaklığa yol açabilir ve bu da hücre nekrozuna yol açabilir. Çimento için geniş intramedular boşluk hazırlanması kemik sinusoidlerini bloke ederek doku nekrozuna ve yağ embolisine neden olabilir. Bunlara eklenen bir başka problem de implantların herhangi bir sebepten dolayı çıkarılmalarından sonra yok edilen doku ve çıkarma zorluklarıdır. İmplantın çıkarılabilmesi dizaynı açısından çok önemli bir özelliktir. Bu açıdan bakıldığında Sivash implantı dizaynında, yalnız bir bileşeni arızalansa bile tüm protezin çıkarılma zorunluluğu vardı. Kalça eklemine baş ve yuvası arasındaki sürtünme rotasyonel bir tork olduğu zaman çok belirgindir. Özellikle de yüksek yük oranlarında Co-Cr alaşımdan yapılmış kalça eklemi için sürtünme torku daha da belirginleşir (Şekil 6.37). Sürtünme torkunu azaltmakta paslanmaz çelik / polietilen ve Co-Cr alaşımı / polietilen kombinasyonları tamamen metal sistemlerden daha etkilidir. Tamamen metalden oluşan sistemlerin yüksek sürtünme torkları femoral başın, metal-polimer protezlerinden çok daha büyük olmasından dolayı oluşan geniş yüzey temasına da bağlanabilir. Gerçek kullanımda tamamen metalden oluşan sistemler yüksek sürtünme torklarına yol açmadan çalışırlar çünkü doku sıvıları yüzeyleri yağlar.



Şekil 6.36 Artroplasti araçlarının gelişimi [9].

Özet olarak kemikte protez tespiti için önerilen dört metod vardır.

- Vidalar, plaklar ve teller kullanarak direkt mekanik tespit ve femoral, kalça kökünün femurun medüler boşluğuna yerleşimindeki gibi pasif mekanik tespit.
- Genelde polimetilmetaklirattan oluşan kemik çimentosu
- İmplantların poroz yüzeylerine doku ingrowthu
- (Başarılması en zor olan) implant ve kemik arasında direkt kimyasal bağlanma [14,33,34].



Şekil 6.37 Çeşitli kalça protezleri için sürtünme torku, uygulanan yük grafiği.

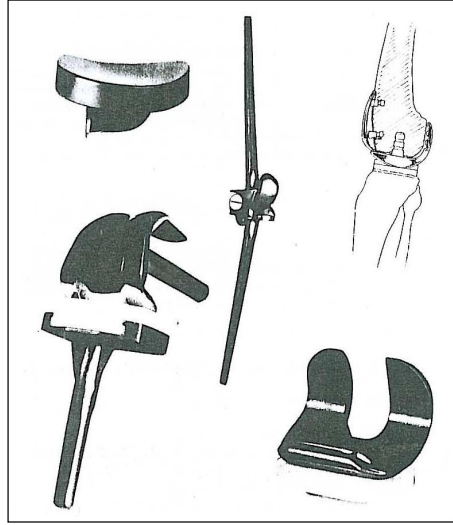
6.3.2.2 Diğer Eklem Protezleri

Kalça haricindeki eklem protezlerinin gelişimi nispeten yavaş olmuştur ve halen tıp tarafından yaygın bir şekilde kabul görmemektedir. Başarılı bir diz eklem implantı için gerekenler kalça da dahil olmak üzere diğer bütün eklemler için olanlarla aynıdır. Bu gereksinimler hareket kabiliyetini kısıtlamadan elde edilen düşük sürtünme torku, düşük aşınma oranı, protezin konakçı dokuya sağlam tespiti ve protezin çıkarılabilirliğini içermektedir. Diz protezleri yerleştirildikleri bölge itibarıyla gevşeme ve enfeksiyon gibi pek çok probleme sahiptir.

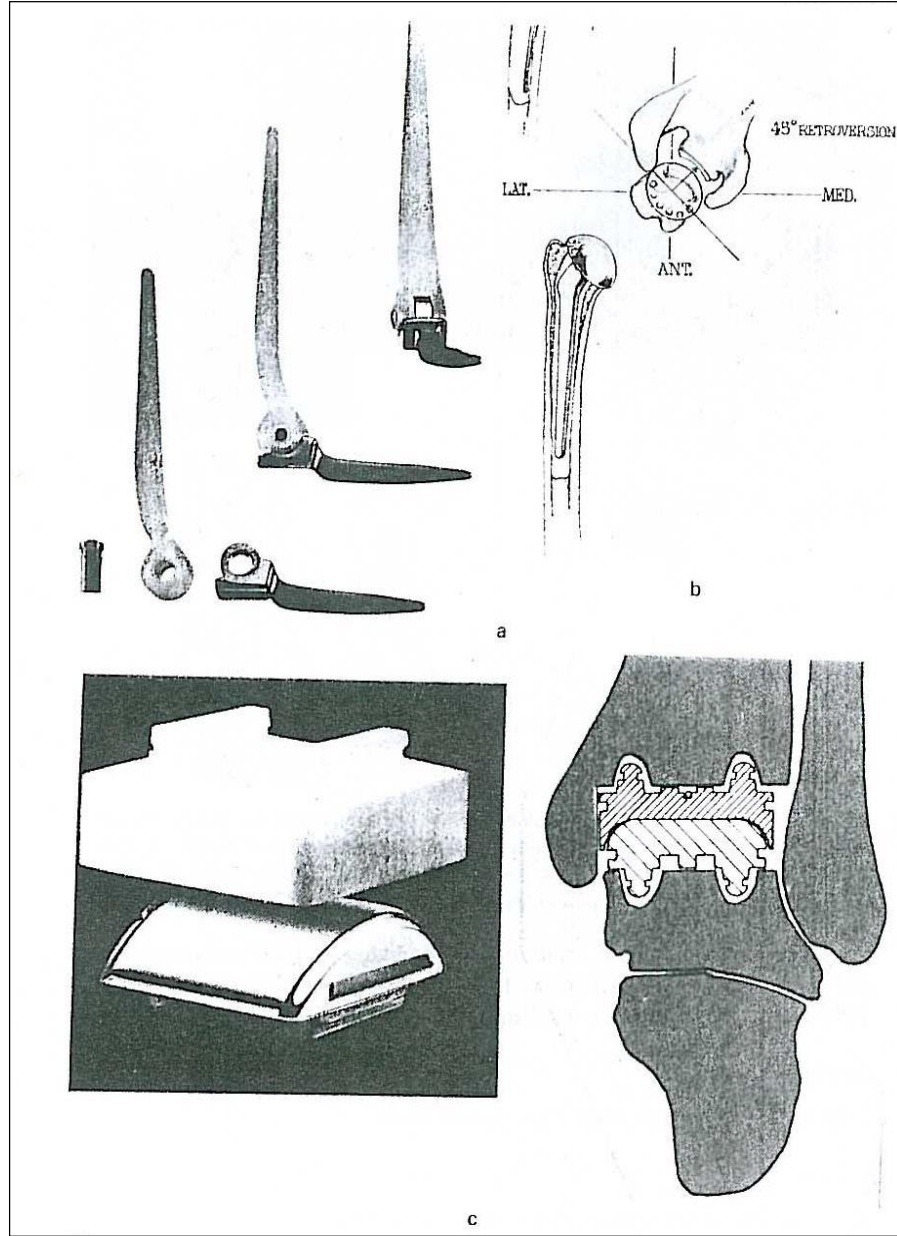


Şekil 6.38 Diz eklem protezi.

Bazı protezler kalıp artroplastisi prensiplerini kullanırken diğerleri mafsalsal prensibini kullanmaktadırlar (Şekil 6.39). Dirsek, omuz ve bilek gibi diğer eklem protezleri kalça ve diz eklemleriyle karşılaştırıldığında çok az ilgi çekmektedir. Bu eklemlerle ilgili mekanik ve dizayn problemleri, kalça ve diz eklemlerindekilerle aynıdır. Bu tip eklemler için ticari olarak kullanılabilen protezler Şekil 6.40'da gösterilmiştir. Kozmetik görünümdeki ani gelişmeler ve artritlik eklemler için fonksiyonelliğinden dolayı parmak eklem protezleri popüler hale gelmiştir. İki çeşit protez vardır. 1) Dahili mafsalsal protezi, 2) Mekanik mafsalsal protezi (Şekil 6.41). Dahili mafsalsal protezi silikon kauçuktan veya polipropilenden yapılmıştır. Bu tip protezin başarısı ince kollajen bir dokuyla çevrelenmiş intramedular kovuğa kökün kayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu kalıp protezleri için de aynı prensiptir. Mafsalsal tipindeki protezler bazen rotasyonu engellemek için çatallı köke sahiptir. Şekil 6.41'de gösterilen Schulz parmak protezinin kökleri rotasyonu engellemek için dikdörtgensel bir şekle sahiptir.

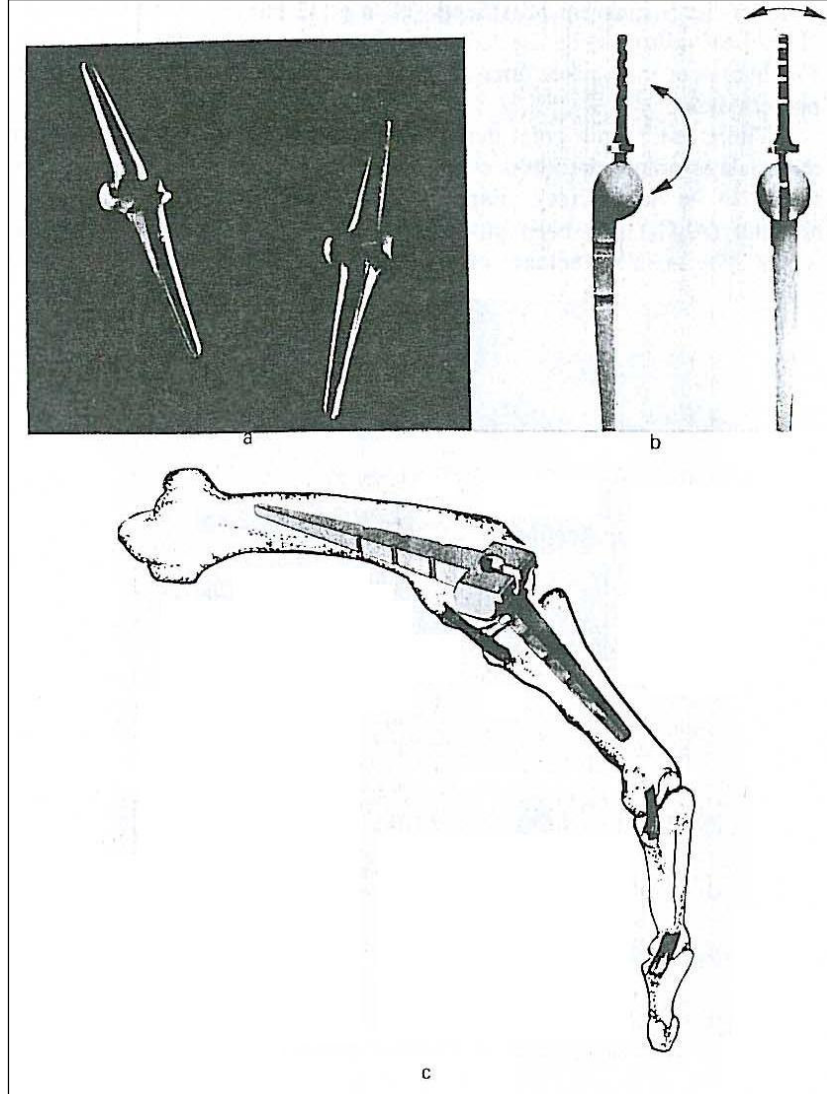


Şekil 6.39 Çeşitli Diz İmplant Dizaynları: Sol üstteki Mc Keover Tibial düzlüğü, sol alttaki değişen aksisli total diz, ortadaki Waldius total diz, sağ üstteki diz kapağına femoral bileşen yerleştirilmesi, sağ alttaki Freeman-Swanson tüm dizi.



a) Tipik dirsek protezleri, b) Omuz protezleri, c) Bilek protezi

Şekil 6.40 Çeşitli Eklem Protezleri.



a) Dahili mafsali tipi b) ve c) Mekanik mafsali tipi

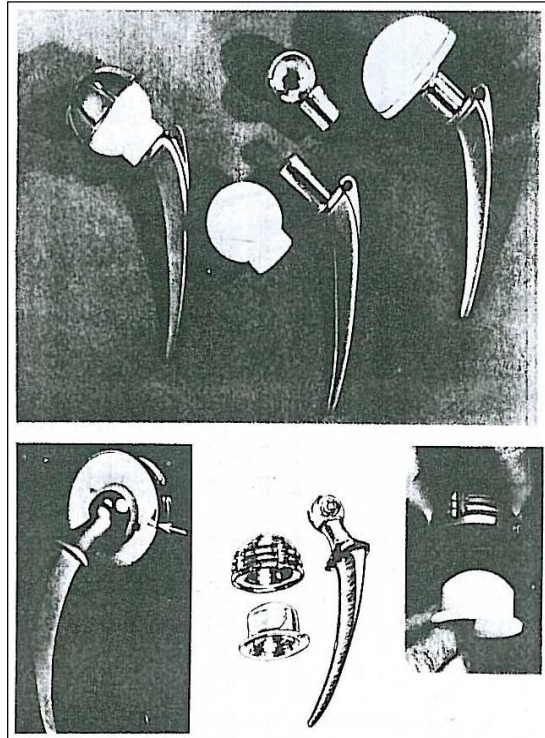
Şekil 6.41 Parmak eklem protezi.

6.4 EKLEM PROTEZLERİ İÇİN KULLANILAN MALZEMELER

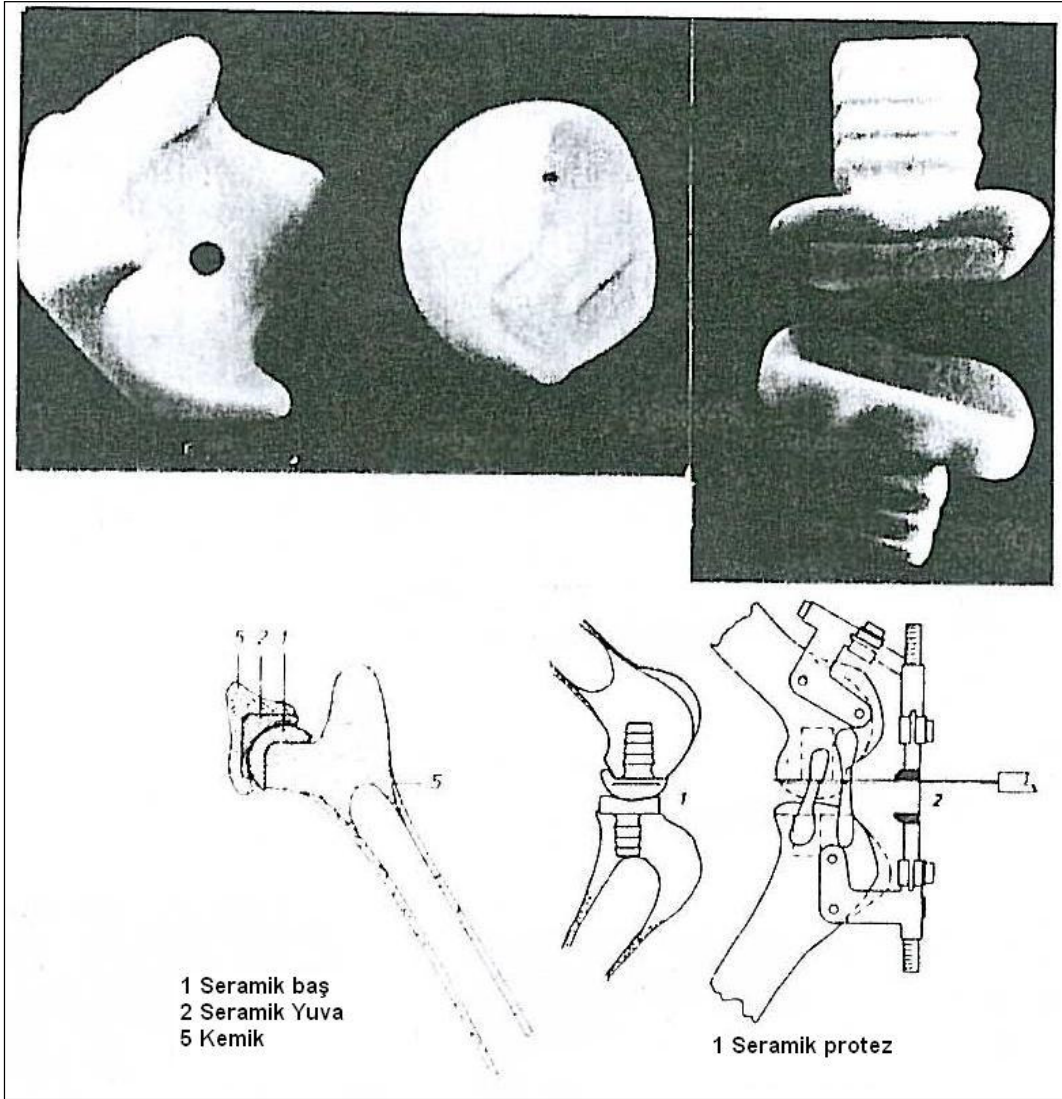
Eklem protezleri için kullanılan malzemeler, diğer protezlerde kullanılan malzemelerle aynıdır. Oynak eklemler için sürtünme ve aşınma çok önemli problemler olduğu için protez oluşturulurken en az sürtünme ve aşınmaya sebep olan malzemeler seçilir. Politetraflor-etilen (teflon) düşük sürtünmesinden dolayı iyi bir aday olarak düşünülmüştü ama hiç de iyi olmayan aşınma özelliklerinden dolayı çok kötü sonuçlar vermektedir. Kemik çimentosu olarak kullanılan akrilik polimer, femoral başın ilk dizaynları için de kullanılmıştır. Bu implantlar hızlı bir şekilde aşınmaya uğramışlardır.

Charnley'in kalça protezi femoral bileşen için Co-Cr alaşımı veya paslanmaz çelik ile yüksek yoğunluklu polietilen (bazen ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen de denilmekte) kullanmaktadır. Bu kombinasyon en az sürtünme ve aşınmayı sağlar. Daha da ötesinde polietilenin partikülleri minimum doku zararı vermektedir ve bu da bu tip implantlarda bir diğer önemli faktördür. Polietilen acetabular yuva X ışınlarını geçirgen olduğundan bazen çevresi bir tel ile sarılmaktadır.

Polimer metallere daha çabuk aşındığından dolayı bazı protezler polietilen bileşenlerin kolay çıkarılabileceği şekilde dizayn edilirler (Şekil 6.42). Bazı protezler değişik parçalarında değişik alaşımlar kullanırlar. Mesela Sivash kalça protezlerinin kök ve acetabular bileşenleri (Şekil 6.35 d) titanyum alaşımından (Ti6Al4V) yapılırken, baş kısmı döküm Co-Cr alaşımından yapılır. Aşınmayı önleyici metal astarlı yuva da UHMWPE'den yapılmıştır. Polimer-metal kombinasyonları tatmin edici olmasına rağmen eklem protezleri için aşınma dirençli malzeme geliştirme konusundaki çalışmalar büyük ilgi uyandırmaktadır. Özellikle Fransa ve Almanya'da alümina (Al_2O_3) eklem protezlerinde kullanılmak üzere klinik olarak çalışılmıştır [33].



Şekil 6.42 Weber ve Harris dizaynı kalça protezleri.



Şekil 6.43 Seramikten üretilen kalça (solda) ve diz (sağda) eklemleri [38].

Seramik malzemelerin ana avantajları herhangi bir ortamdaki inertlikleri, mükemmel aşınma dirençleri ve yüksek basma mukavemetleridir. Şekil 6.43 hayvan çalışmalarında kullanılan kalça ve diz eklem protezlerinin iki örneğini göstermektedir.

BÖLÜM 7

İNDİRGENME

Oksidasyon ya da yükseltgenme elektronların bir atom yada molekülden ayrılmasını sağlayan kimyasal bir tepkimedir. Bir elementin kimyasal reaksiyonda elektron alması olayına indirgenme denir. İndirgenme olayı redüksiyon, yükseltgenme olayı da oksidasyon olarak bilinir.

7.1 METALLERİN İNDİRGENMESİ: METALİK KOROZYON

Metallerin korozyona uğramasının birden çok mekanizması vardır ve implantlarda kullanılan metaller için en önemli özelliklerden bir tanesi korozyon direncidir. Sıvı tuzlu çözeltilerdeki implant uygulamalarında en önemli korozyon tipleri galvenik korozyon, çatlak korozyonu ve kabarma korozyonudur. İki benzer olmayan metal bir elektrolitin içinde birbiriyle elektriksel etkileşim halindeyken galvenik korozyon oluşur. Bu galvenik reaksiyonun oluşması için dört gerekli bileşen vardır. Bunlar bir anot, bir katot, bir elektrolit ve bir de harici elektrik iletkenidir. Vücut içindeki çevre, elektrolit barındırır. Her biri ayrı alaşımlardan yapılmış iki tane total kalça protezi değişimine sahip bir hastada elektriksel temas olmadığı sürece galvenik korozyon görülmez. Ama iki alaşımdan oluşan bir total kalça protezi veya metal kırık plağı farklı bir metalden yapılmış vida ile tespit edildiğinde galvenik korozyona maruz kalabilir. Bir elektrokimyasal hücrenin içinde iki farklı metal birleştirilirse biri anot diğer de katot olarak hareket edecektir. Anotta metal oksidasyonu oluşacaktır. Bu anodik reaksiyondur. Katottaki reaksiyon ise ortamın pH değerine bağlıdır. Reaksiyonun yönü elektromotiv kuvvet incelenerek belirlenebilir.

Paslanmaz çelikten total kalça yer değişimine sahip bir hastanın diğer kalçasına kobalt-krom alaşımlı bir total kalça protezi takılacak olsa dahi galvenik korozyon oluşmaz. Çünkü galvenik korozyon için gereken dört şarttan bir tanesi eksiktir. Bir anot (paslanmaz çelik), bir katot (kobalt alaşımı) ve elektrolit (vücudun tuzlu suyu) var ama elektriksel bir bağlantı yoktur. Fakat bu hasta düşüp pelvisini kırarsa ve bu kırık harici bir fiksatorle tamir

edilirse işte bu durumda elektriksel bir bağlantı olabilir. Buna rağmen bu alaşımlar korozyona çok dayanıklıdır ve benzer elektrokimyaya sahiptirler. Dolayısıyla korozyon için endişelenmeye gerek yoktur.

Galvenik hücreler değişik alaşımlarla olduğu gibi bir alaşımın içindeki değişikliklerle de oluşabilir. Bu alaşımın içindeki karpitler, tanecik sınırları ve değişik fazlar elektromotiv kuvvette değişiklikler yaratır ve böylece lokal galvenik hücre oluşumuna neden olur. Soğuk işlem aynı zamanda metalin serbest enerjisini de artırır ve metalin korozyon direncini düşürür. Bir plağı eğmek ya da çivi ile üzerine vurmak yerel soğuk işleme ve bu alanın diğer kalan bölgelere anodik davranmasına yol açar. Galvenik korozyon korunacak bölgeyi katodik yaparak korozyondan korunmak için de kullanılabilir. Metal gemiler paslanmadan çinko bloklar yardımıyla korunabilir. Bu çinko bloklar feda edilen bir anot gibi davranır ve dolayısıyla çeliği korur. Çatlak korozyonu klor çözeltisine maruz bırakılmış bir yerde oluşur. Bu yer bir metal ve ametal arasındaki conta tipindeki bağlantı şeklinde veya birbirine kenetlenmiş iki parça metal arasında olabilir. Çatlak korozyonu oluşum süresi altı aydan iki yıla kadar değişebilir. Çatlak korozyonu metallerin temas halinde bulunduğu bazı implant araç gereçlerinde gözlenmiştir. Total kalça protezleri, vidalar ve kırık tespitinde kullanılan plaklar ve bazı ortopedik uygulamalar gibi.

Günümüzde kullanılan cerrahi alaşımlar korozyon dirençlerini sabit ve pasif oksit filmlerine borçludurlar. Buna pasifizasyon da denir. Titanyum aktif bir metaldir. Paslanmaz çelik ve kobalt alaşımları krom oksit filmleri oluşturur. Karbonun, kroma yüksek afinitesi vardır. Bir güvenlik faktörü olarak cerrahi paslanmaz çelikler %17-19 arasında krom bulundurur ve cerrahi alaşımlardaki karbon içeriği %0,08'in altında veya %0,03'ün altında tutulur. ($< 0,08$ veya $< 0,03\%$).

Kaynak yapılmış paslanmaz çelik parçalarda karpit oluşumu çok önemli bir problemdir. Eğer çelik 425-870°C arasındaki sıcaklığa kadar ısıtılırsa krom katının içine yayılabilir ve karpit oluşturabilir. 870°C'nin üstündeki sıcaklıklarda karbon düşük yüzey merkezli kafesin içinde çözünebilir. 425°C'nin altında karpit formasyonu için hareket kabiliyeti çok azdır. Eğer metaldeki tepe sıcaklığı 425-870°C aralığında ise karpitler oluşabilir. Bu kaynağın her iki tarafındaki metalin korozyonu olarak bilinir. Kaynaktan sonra ısı işlem uygulanarak karpitler tekrardan çözündürülebilir ve metale çabucak su verilerek tekrar oluşumu engellenebilir. Sağlam oksit filmi sayesinde cerrahi alaşımlar pasiftirler ve

kimyasal değişim göstermezler. Eğer film çizilme veya kabarma ile zarar görürse açığa çıkan metal aktif olur. Kabarma korozyonu oksit filmin devamlı olarak bozulması ve açığa çıkan metalin oksitlenmesiyle oluşur [10, 42].

7.2 POLİMERLERİN İNDİRGEMESİ

Polimer malzemenin indirgenmesi malzemelerin özelliklerindeki değişikliklerin yanısıra çevreleyen dokularda istenmeyen biyolojik tepkilere yol açabilecek indirgeme ürünlerinin serbest kalmasıyla sonuçlanabilir. Burada polimerlerin biyolojik performansına etki edecek değişikliklerden bahsedilecektir. Kimyasal indirgeme uzun polimer zincirinin küçük parçalara bölünmesiyle başlar. Bunun oluşabileceği birkaç mekanizma vardır. Mesela H_2O 'nun H^+ ve OH^- 'ye ayrıldığı hidroliz gibi. H^+ ve OH^- zinciri kırılabilir ve tamamlanmamış bölümlerin sonlarına yapışabilir. Bazı enzimler ve iyonize radyasyon da polimerlere etki etme gücüne sahiptirler. Polimer moleküler ağırlık açısından azaltılabilir ve kırılma potansiyeli ile çözünürlüğü artar veya çapraz bağlanmadan dolayı sertleşebilir ve gevrekleşebilir. Polimerlerin yapısal özellikleri çevreyle fiziksel etkileşimden dolayı zamanla bozulabilir. Düşük molekül ağırlıklarına sahip maddeler, özellikle yağlar, malzeme tarafından emilebilir ve renginin değişmesine yol açar. Bu düşük molekül ağırlığına sahip maddeler plastikleştirici olarak davranabilir ve malzemeyi yumuşatabilir veya makro moleküllerin matriksinde sıkışıp malzemeyi daha gevrek yapabilirler. Bu emilme yükleme döngüsü veya bükme gibi mekanik kuvvetlerle hızlandırılabilir. Bu döngüsel yükleme gibi mekanik kuvvetler pompalama hareketine benzer bir etki yaratır. Her döngüde açılıp kapanan moleküller sırasındaki boşluğa giren düşük molekül ağırlıklı maddeler sıkıştırılabilir. Benzer olarak işleme sırasında malzemeye eklenen düşük molekül ağırlıklı maddeler, mesela plastikleştiriciler, zamanla difüzyona uğrayabilir. Bu da araç gerecin mekanik veya başka fiziksel özelliklerinde değişikliklere yol açar. Bu olay aynı zamanda istenmeyen biyolojik reaksiyonları da tetikleyebilir [10, 42].

7.3 AŞINMA

Parçalar arasındaki rölatif hareket mekanik hasara yol açabilir ve küçük parçacıklarında aşınmaya bağlı olarak kopmasına neden olabilir. Biyomedikal uygulamalarda kullanılabilecek pek çok mekanizma vardır. İmplantlanmış bir malzemenin yüzeyi yeterinde pürüzsüz değildir. Temas tüm yüzeyde değil de pürüzlerde odaklanmıştır. Tüm

yüzey için nispeten düşük olan temas basıncı pürüzler üzerinde çok yüksek yerel basınçlara yol açabilir. Böyle lokal temas basınçları iki yüzeyin pürüzleri arasında birleşme veya yapışmaya neden olabilir. Devam eden hareket pürüzlerin kopmasına ve kopan pürüzler de adezif aşınmaya bağlı olarak hasara yol açar. Temas eden iki yüzeyden birinin diğerinden daha sert olduğu durumlarda aşınma olur. Burada kopan küçük parçacıklar aşınma yüzeyleri arasında sıkışır. Sert parçacıklarla oluşan bu durum davranış açısından zımparaya benzer. İlginçtir ki metal-polimer bağlantılarının içindeki metal bileşenlerin aşınması, polimer bileşenin aşınmasına da yol açabilir. Bu sert parçacıklar polimerlere hızlıca çarparak aşınma yaratır ve aynı zamanda da metal yüzeyini çizerek. Metaller sünek olduğundan dolayı bu çizilme işlemi oluklar meydana getirir. Bu olukların her iki tarafındaki sırtlar polimerik bileşenin aşınmasında büyük katkıda bulunur. Buna ters olaraksa seramik malzemeler sünek değildir. Seramikler de kazınabilir, ama seramikler plastik olarak deforme olmayıp, plastik deforme olmuş sırtlar oluşturmazlardır. Bu metal-polimer kombinasyonlarına oranla seramik-polimer total eklemlerinin çok daha az yıpranma oranlarına sahip olmasının temel sebebidir. Çizelgede bazı metal çiftlerinin sürtünme katsayıları verilmiştir. Çizelge 7.2 de farklı alaşım kombinasyonlarının aşınma korozyonu sonuçları ve Çizelge 7.3 de Co-Cr ve Ti-6Al-4V alaşımlarının kemik yüzeyle yaptığı aşınma testi sonuçları verilmiştir. Şekilde 7.1 de Ti-6Al-4V alaşımının aşınma testi değerleri görülmektedir. Noktasal yükleme hallerindeki yorulmaya bağlı veya ufak bir bileşenin geniş yüzeyler üzerindeki, geniş kayma mesafelerine bağlı olarak da aşınma ortaya çıkar. Total diz protezlerinde bulunan tibia bileşeni sürekli yüklüdür fakat eklem hareket ettikçe, tibial bileşenin temas ettiği nokta bir yüklenip bir de yüksüz kalır. Tibia bileşeninin basma kuvveti dolayısıyla bir kesme gerilmesi oluşur. Tekrar eden yükleme ve geri yükleme temas noktasının altında döngüsel bir kesme gerilmesi oluşturur. En sonunda bu, eklem yüzeylerine paralel olan yorulma çatlaklarının oluşmasına yol açar. Bu çatlaklar yorulma aşınmasına bağlı olarak kabarıp dökülerek partiküler artık oluştururlar [10].

Çizelge 7.1 Bazı metal çiftlerindeki sürtünme katsayıları [48].

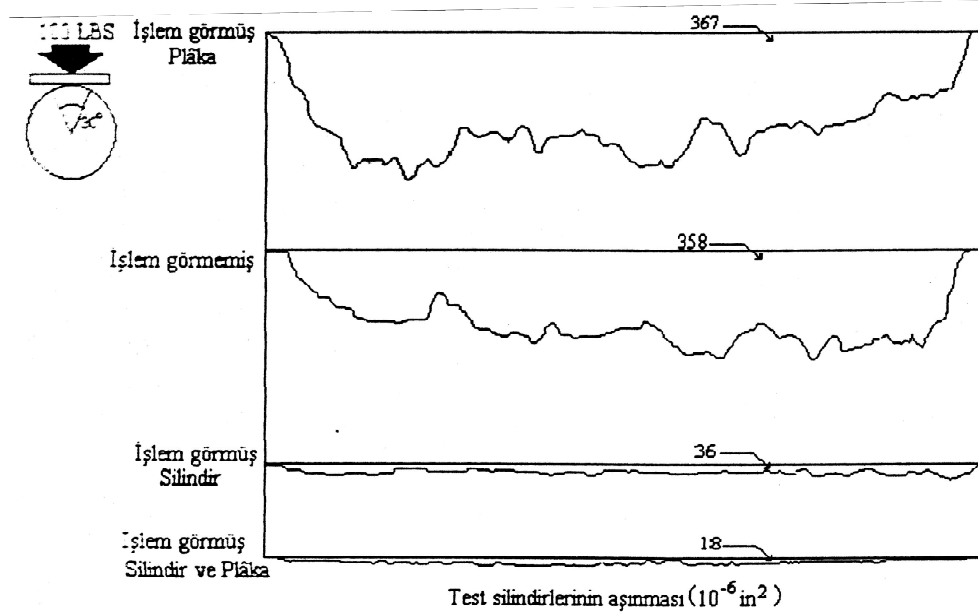
Malzeme Çiftleri	Sürtünme katsayısı(μ)
Altın-Altın	4,0
Platin-Platin	3,0
Alüminyum-Alüminyum	1,9
Gümüş-Gümüş	1,5
Bakır-Bakır	1,1
Molibden - Molibden	0,8
Çelik-Çelik	0,53
Titanyum-Titanyum	0,47

Çizelge 7.2 Farklı alaşım kombinasyonlarında aşınma korozyonu sonuçları [47].

Protez sapı	Protez başı	Adet	Aşınma ve Korozyon	
			Adet	%
Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo	76	5	7,0
Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	3	2	66,7
Ti-6Al-4V	Co-Cr-Mo	29	10	34,5

Çizelge 7.3 İki ayrı yük altındaki parlatılmış Co-Cr ve Ti-6Al-4V alaşımlarının kemik yüzeyle yaptığı 25 saatlik aşınma testlerinin sonuçları [46].

Malzemenin durumu	Parlatılmış Co-Cr		Parlatılmış Ti-6Al-4V		Yaklaşık oran
	446N	223N	446N	223N	
Yük					
Yüzey pürüzlülüğü(R_a)	0,28-0,38	-	0,7-1,24	-	3-1
Kemik Kaybı(mm)	0,9	0,5	2,4	1,8	3-1
Metal kaybı(mm ³)	0,11	1,04	23,06	24,53	200-1



Şekil 7.1 Ti-6Al-4V alaşımının aşınma testi değerleri [45].

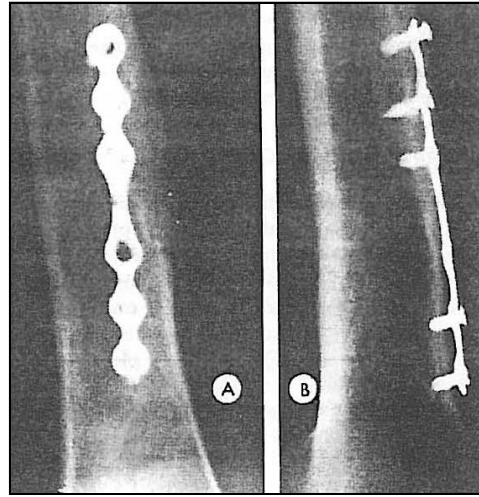
7.4 KOROZYON MINİMİZASYONU İÇİN VAKA ÇALIŞMALARI

Metal seçiminde laboratuvar araştırmalarının yanında klinik değerlendirme de önemlidir. Bir implantın korozyonu hiçbir enfeksiyon belirtisi olmaksızın, lokal ağrılar gibi semptomlara yol açabilir. Cerrahi sırasında çevreleyen dokunun gri veya siyah olarak renk

değiştirmesi gözlenebilir ve metal kalıntıları dokuda bulunabilir. Korozyon ortopedik implantların mekanik hatalarında da önemli rol oynar. Bu hataların çoğunluğu yorulmadan kaynaklanır. Bazı vakalar aşağıda gösterilmiştir.

1. vaka: 1,5 yıllık hizmetten sonra bir total kalça protezi kırıldı. Proteze X ışını ile bakıldığında femoral kök bölgesinin kırıldığı anlaşıldı. Femoral implant çıkarıldı ve analiz edildi. Malzemesinin döküm paslanmaz çelik olduğu anlaşıldı. İmplantın çimentosu mükemmel olmasa da yeterli görüldü. Bu uygulama için malzeme seçimi yetersiz olarak değerlendirildi. Döküm paslanmaz çelik kalça çivilerinde kullanılan dövülmüş çeliklerden mekanik olarak daha kötüdür. Sonuç olarak implantasyon esnasında kökte oluşan çizikler korozyon yorulma çatlaklarını başlatabilir. Kökün yorulma sonrası aşırı yüklenme kırığı ile hata verdiği görüldü. Bunun da ötesinde hata bölgesinde porozite gözlemlendi.

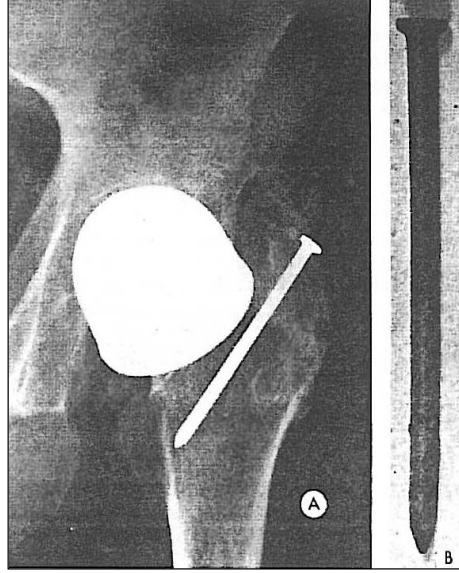
2. vaka: Bir hastanın kolu X ışını ile gözlemlendi. Şekilde 7.2 de görülen kemik plağı 30 yıl boyunca hastada takılıydı. Korozyondan dolayı vidalar yerlerinden oynamıştı. Plağın vanadyum çeliğinden yapıldığı görülmüştür. 1920'lerde vanadyum çeliği uygulamaları yapılmaktaydı fakat günümüzde implantlarda kullanılması yasaklanmıştır.



Şekil 7.2 Röntgen Filmi.

3. vaka: Şekilde 7.3'de bir artroplastinin radyografisi görülmektedir. Büyük trokanter için cerrah sıradan bir demir çivi kullanmıştır. İmplantın baş kısmı Co-Cr-Mo alaşımından

yapılmıştır. Çivi çıkarıldı ve aşırı derecede korozyona uğradığı görüldü. Günümüzde cerrahlar böyle bir çivi kullanmayı düşünmezler bile.



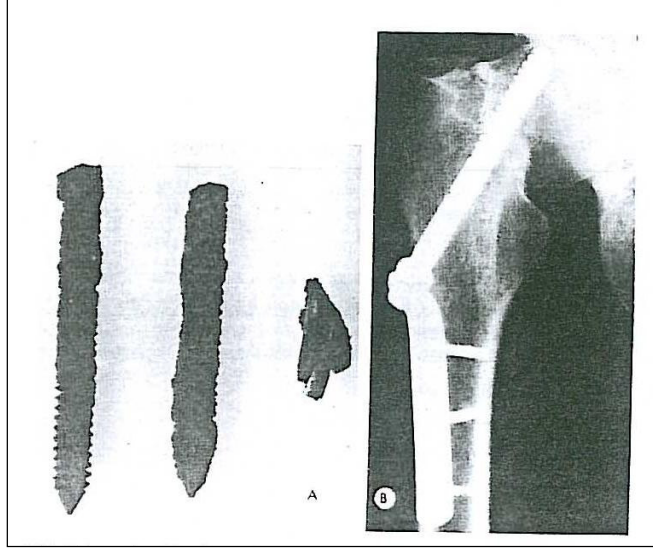
Şekil 7.3 Röntgen Filmi.

4. vaka: Müdahale edilen omuzunda ağrı ve hareketsizlik hissedilen bir hastadan çıkarılan vidalar incelenmiştir. (Şekil 7.4) Vidaların bir tanesinin Co-Cr-Mo alaşımı, diğerinin paslanmaz çelik olduğu görüldü. Galvenik korozyon olduğu gözlemlendi. Bu tip vakalardan karışık metal kullanımından uzak durarak kaçınılabilir.



Şekil 7.4 Röntgen Filmi.

5. vaka: Müdahale edilmiş kırık kalçanın radyografisinde kırık bir matkap parçası görülmüştür. (Şekil 7.5) Metalin çıkarılmasıyla korozyona uğramış olduğu görülmüştür. Rastgele karışık metaller implant malzemesi olarak kullanılmıştır.



Şekil 7.5 Röntgen Filmi.

Özetle aynı bölgede değişik tip implant malzemeleri kullanılmamalı aynı tip alaşım kullanmaya özen gösterilmelidir. İmplant üretim hatalarının en az olacağı şekilde elde edilmelidir. Cerrahide aletlerden implantlara veya dokuya metal geçişi engellenmeli, metal aletler ve implantlar arasındaki temastan kaçınılmalıdır. Son olarak vücudun bir bölümünde korozyona uğramayan bir metalin diğer bir bölgede uğrayabileceği unutulmamalıdır [34].

BÖLÜM 8

BIYOUYUMLULUK

Biyomalzemelerin indirgenmesi, aşınması ve korozyonu sonucunda biyolojik uyumluluk etkilenebilir.

8.1 VÜCUDUN BİYOMALZEMELERE TEPKİSİ

Vücudun biyomalzemelere cevabında rol oynayan hücreler eritrosit, lökosit ve trombositlerdir. Eritrositler oksijen taşınmasında görev alırlar. Lökositler bağışıklık sisteminde yer alan hücrelerdir. Lökositlerin alt tipi olan nötrofillerin fonksiyonu yabancı maddeleri içine almak ve yok etmek (yani fagositoz) olduğundan koruyucu mekanizma oluştururlar. Diğer bir grup olan monositler de fagositik hücrelerdir. Bunlar kan dolaşımından dokuya geçtiğinde görünümünü değiştirerek makrofajlara dönüşür. Makrofajlarda aktif olarak fagositoz yaparlar. Makrofaj fagositoz yaptıktan sonra diğer hücrelerle birleşerek dev hücre oluştururlar. Biyomalzemelerle ilgili olanı yabancı cisim dev hücresi olarak adlandırılır. Yabancı cisim dev hücrelerinin varlığı fagositik sistemin yabancı cismi yok etmede yeterli olmadığını gösterir. İnflamasyonun derecesine bağlı olarak doku harabiyeti oluşur ve normal dokunun kaybı, organ fonksiyonunun kaybı veya önemli kemik rezorbsiyonu ile sonuçlanabilir. Lökositlerin diğer bir alt grubu lenfositlerdir bunlar da immün sistemde rol alırlar. Trombositler ise pıhtılaşma mekanizmasında rol oynayan kan elemanlarıdır.

8.1.1 İnflamasyon

İnflamasyon herhangi bir damarlı dokunun doku yaralanmasına ilk cevabıdır. İnflamasyonun dört ana belirtisi vardır. Bunlar kızarıklık, şişlik, ısı artışı ve ağrıdır. Bu cevap hızlı ve normal bir cevaptır. Uzamışsa bir problem vardır. Yaralanma yerinde ilk olarak eritrositler gelirler daha sonra nötrofiller yaralanmadan sonraki 24 saat içinde görülürler ve 3-5 gün görülmeye devam ederler. Bu evre akut inflamasyon olarak adlandırılır. Yaralanma kaynağı ortadan kaldırılırsa cevap sonlanır ve doku normal

görünümüne döner. Eğer yaralanma kaynağı ortadan kaldırılmaz ve cevap devam ederse inflamasyon kronik inflamasyonun çeşitli evrelerine doğru ilerler. Bu devam eden cevapta nötrofiller yerlerini monosit / makrofaj serisinden oluşan büyük hücrelere bırakır. Bu hücreler de fagositiktir ve geri kalan doku debrisini ve savunma maddelerini temizlemeye çalışır. Görevlerini yapamadıklarında bir araya gelerek büyürler ve multinükleer dev hücreleri oluştururlar. Bu kronik inflamasyonu oluşturur ve genellikle doku veya organa zarar veren büyük doku debris kitlesiyle ilişkilidir [21, 41].

8.2 BİYOMALZEME KULLANILDIĞI DURUMLARDA İYİLEŞME

İlk olarak biyomalzeme yerleştirilirken dokuya zarar gelir ve bir iltihap oluşur. Bunu yara iyileşme tepkisi takip eder. Eğer malzeme kısa bir süreliğine takılıp çıkarılırsa iyileşme normal bir şekilde gelişir. Ama eğer malzeme vücutta uzun süre kalırsa tepki değişir. Vücutta yabancı bir malzeme olduğundan normal doku iyileşmesi gerçekleşemez. Vücudun ilk reaksiyonu bu yabancı malzemeyi yok etmeye çalışmaktır. Fagositler gelirler ve normal görünen iltihap kronikleşir. Eğer fagositler tarafından yakalanabilir ve indirgenebilir bir malzeme değilse reaksiyon iki yoldan birini tercih edecektir. Bu iki yol iyileşme sürecinde genel tepki malzemenin çevresinde fibroz bir doku oluşturmaktır ki o malzemeyi vücudun kalan kısmından ayırsın. Genel olarak şöyle bir inanış vardır. Fibroz kapsül ne kadar ince olursa malzeme o kadar biyouyumluluğa sahiptir. Daha nadir görülen bir tepki ise iltihabın kronik şekilde devam etmesi sonuçta dev hücreler veya granülün oluşmasıdır. Bu olay malzeme biyouyumlu olmadığı zaman gerçekleşir ve konakçı doku hala onu nötralize etmeye çalıştığında görülür.

Vücudun malzemeye cevabı ile ilgili problemler oluşabilir. Deriye çok yakın implante edilen malzemelerde tepki fibroz katman oluşturup bu malzemeyi dış katmanlara taşımak şeklinde olacaktır. Bu sebeple malzemeleri epidermis ve dermisin içinde tutması zordur. Deriyi geçerek yerleştirilen araçlar çevrelerinde fibroz bir katman oluştururlar ve epidermis ile malzeme arasında temas biter. Böylece derinin koruyucu bariyer etkisi ortadan kalkar ve dış ortamdan derin dokulara doğru bir yol oluşur. Bu durumda enfeksiyon oluşumu kolaylaşır. Fibroz kapsülünün oluşumu malzemenin biyouyumlu olduğuna dair bir kanıttır ve iyileşmenin erken basamağı olarak oluşur.

Fibroz kapsülün oluşumu genellikle porozlanmış malzemelerde gözlenmez. Eğer oyuklar yeteri kadar genişse lokal doku porların içine doğru büyüyecektir ve kapsül oluşturmayacaktır [21].

8.2.1 Enfeksiyon

Deride veya mukoz membranlarda bir harabiyet olup bakteri girişi olduğunda enfeksiyon riski gelişir. Enfeksiyon varlığı inflamasyonun sonlanmasını önler ve kronik inflamatuvar cevap gelişir. Bu durumda da yara iyileşmesi tamamlanamayacak ve yoğun skar dokusu gelişecektir. Yabancı cismin enfeksiyon üzerindeki etkisi şöyledir: Deri veya mukoz membranlar implantın iyileştirilmesine bağlı olarak hasara uğrarlar. Hasar ve yabancı cisim varlığı inflamatuvar cevabı başlatır. Malzeme dokunun içindedir ve yara iyileşmesi etkilenecektir. Bakterinin varlığı da zaten var olan problemlere eklenecektir. Çok iyi bilindiği gibi yabancı cismin bulunması enfeksiyon riskini büyük oranda artıracaktır ve enfeksiyon oluşturmak için gereken bakteri sayısını 10^6 'dan 10^2 'ye düşürecektir. Sadece enfeksiyon riski artmakla kalmayıp bunu tedavi etmek de güçleşecektir. Tedavinin tek yolu implantı çıkarmaktır.

Sağlık harcamalarının büyük bir kısmını oluşturan implantların yarattığı enfeksiyon problemi mikrobiyoloji, enfeksiyon hastalıkları, malzeme bilimi ve dizaynı, yüzey kaplaması ve cerrahi alanında çalışan pek çok kişiyi ilgilendirmektedir [10].

8.3 SERAMİKLERİN BİYOUYUMLULUĞU

Al_2O_3 seramikler cerrahide kullanılan ilk seramik malzemeler olmuşlardır. Günümüzde de femur başı protezlerinde kullanılmaktadır. Biyouyumluluk testleri olumlu sonuçlar vermiştir.

Hidroksiapatitlerin insandan alınan lenfosit doku kültürü üzerindeki çalışmalarda inert olduğu görülmüş ve klinik çalışmalar için uygun bulunmuştur [10].

Hidroksiapatitin serum sıvısı içindeki davranışının incelendiği bu araştırmada da sıvının malzeme ile reaksiyona girmediği gözlenmiştir [20].

8.4 POLİMERLERİN BİYOUYUMLULUĞU

Shunt ve katater uygulamaları gibi vücutta kısa süre kullanılacak polimer çeşidi olarak polivinklorid kullanılırken parmak eklemi ve yumuşak doku yenilenmesi için poliaktid tercih edilir. Silikon ve polietilen gibi uzun dönemde biyouyumluluğunu bozmadan devam edebilecek az sayıda polimer çeşidi mevcuttur. Polimerlerin su ve yağ emme özelliği de biyouyumluluğunu etkileyen özellikleridir. Malzemenin histolojik doku uyumluluğu genellikle iyidir. Polimer malzeme tasarımının da malzeme aşınması üzerine etkisi vardır. Total kalça protezinde acetabular yuva olarak kullanılan polimer aşınmalarını inceleyen bir çalışmada çimento ile sabitlenen acetabular yuvadaki polimer malzeme aşınmasının, vida ile sabitlenenden daha az olduğu belirlenmiştir.

Aşınma parçacıklarının çoğu bir bakteri büyüklüğünde yani birkaç μm kadardır ve fagositler tarafından kolayca çevrelenip indirgenebilirler. Polimerler genellikle ileri safhadaki indirgemelere dayanıklıdır [21, 7, 22, 10].

Klinik olarak polimetilmetakrilat (PMMA, kemik çimentosu) (Clementi ve ark. 1980) ve silikon elastomerlere (Kussovsky ve ark. 1994) verilen hücre tabanlı tepkiler gösterilmiştir.

Silikanın (SiO_2) uzun zamandır antijen adjuvan olduğu bilinmekteydi. Yani bir hayvan modelinde antijenle birlikte uygulandığında güçlü bir immün cevaba yol açıyordu. Silikon meme protezi kullanan hastalarda oto immün hastalıkların görülmesi bu ikisi arasında bir bağlantı olabileceği sorusunu akla getiriyordu. Kussovsky bu görüşü savunanların başındaydı. Bununla birlikte devam eden hayvan ve insan çalışmaları bu ikisinin arasında belirgin bir ilişkinin olmadığını göstermiştir. (Gabriel ve ark. 1994)

8.5 METALLERİN BİYOUYUMLULUĞU

Metalik implantlar yakın civarındaki dokunun şekil ve yapısını olumsuz yönde etkileyebilirler. Protez yüzeyinin yapısı, tasarımı, biyomekanik faktörleri, cerrahi sebepleri enfeksiyon ve operasyon sonrası işlemler, metal iyonlarına karşı hassasiyet, hastanın yaşı ve diğer hasta faktörleri biyouyumluluğu etkileyebilir.

316 ve 17-7PH çelikten elde edilen deney numuneleri farelerin omuz kaslarına yerleştirilip 4 ay sonra numune etrafındaki dokular analiz edilmiştir. Sonuçlar Çizelge 8.1’dir.

Çizelge 8.1 İmplant çevresindeki fare omuz kasının analizi [16].

Element	Ortalama Değer ± SS			
Alaşım	Cr	Ni	Mo	Fe
Kontrol Dokusu	3,7 ± 4,9	8,0 ± 9,3	1,8 ± 3,2	37,9 ± 34,6
316	76,0 ± 55,7	40,5 ± 41,2	8,4 ± 9,2	76,8 ± 45,7
17-7PH	12,2 ± 14,2	15,2 ± 11,5	-	34,6 ± 15,4

Östenitik paslanmaz çeliklerin protez malzemesi olarak kullanışı ASTM ve BSI tarafından tavsiye edilmiştir. Alaşım pasif haldeyken dokuda iyi tolere edilmektedir. Fakat zamanla iyonların taşınması ile doku reaksiyonları başlamaktadır. Bu reaksiyonlar proteze direk temasla veya aşınma artıklarının ortama, ardından da vücut sıvılarına karışmasıyla gerçekleşir. Fakat bu tür korozyonun gelişimi çoğu zaman protezin erken dönemde çıkarılmasına neden olacak boyutta değildir [17, 18, 23, 24, 7].

8.6 KOBALT-KROM ALAŞIMLARININ BİYUYUMLULUĞU

Bu alaşımların canlı dokudaki toksik etkisini incelemek, çok sayıda elementi içermesi nedeniyle kolay değildir. Kist-toksitler metal iyonlarının dokularda zamanla birikmesinden kaynaklanan bir problemdir. Genellikle inceleme Co, Cr, Ni, Mo için yapılır.

Bunlardan kobalt aşırı bir toksit element değildir. Bunun dokuda tutulması veya atılması kolayca anlaşılamaz. Serbest kobaltın fonksiyonel olarak açıkça ifade edilmesi de mümkün olmamaktadır. Yapılan araştırma uygulamalarında verilen kobalt diyetinin %80’i vücuttan geri atılmaktadır. Düşük kobalt seviyesinde ise kanda iki zıt etki tespit edilmiştir. Kobay farelere ve insanlara enjekte edilen solüsyon halindeki kobalt; farelerde anemiye sebep olduğu halde insanlarda bunun tam tersi olarak alyuvarların oluşumuna destek olmaktadır. Bu fark anlaşıldıktan sonra kobalt anemi tedavisinde destek olarak kullanılmaktadır. Fakat düşük seviyede değil de yüksek dozdaki kobalt ise kalp kaslarında yerleşip, bu kasların fonksiyonunu bozmasına rağmen ani zehirlenmeler nadirdir. Kobaylarda kullanılan saf kobalt protezin ise bir müddet sonra hayvanın kalp kaslarında kobalt elementinin birikmesine neden olduğu görülmüştür. At serumu içine enjekte edilen kobalt tozunun süspansiyon olarak verildiği kobaylarda da kötü huylu çizgili kas tümörlerine rastlanmıştır.

Krom elementinin kanda düşük düzeyde yayıldığı durumda bir zararı olmadığı halde miktar arttıkça toksik etkisinin arttığı görülmüştür. Ağız yoluyla alınan krom bileşikleri vücutta düşük düzeyde emilirler. Kromun bağışıklık sistemini yaygın olarak kuşatmasına rağmen dokulardaki yaygınlık oranı aşırı değişkendir ve normal seviyeyi tespit etmek oldukça güçtür.

Krom ağız yoluyla yüksek dozda alındığında böbrek ve kalp ile ilgili şoklara neden olabilmektedir. Cilt ile direkt temasından da ülserler meydana gelebilmektedir. Solunum yoluyla alınması halinde akciğer kanserleri yapmaktadır. Vücut hassasiyetini artırdığı konusunda da tartışmalar vardır.

Negatif yüklü krom iyonlarının plazma zarından dokuya serbestçe geçme kabiliyetine sahip olduğu canlı üzerinde yapılan deneylerden sonra anlaşılmıştır.

Molibden elementinin yeryüzü kabuğundaki düşük oranına rağmen kullanım yaygınlığı oldukça değişkendir. Hayvanlarda kesin toksik etkisi görülmüştür. Yüksek dozdaki kullanımda bağırsakların bozulması, koma haline ve kalbin şoka girmesine dahi neden olabilmektedir. Ayrıca kalsiyum ve fosforun vücut tarafından emilimini önleyerek osteoporozu hızlandırdığı bilinmektedir.

Nikel ise hayvan dokularına geniş oranda yayılmış sınırlı biyolojik aktiviteye sahip ana elementlerdendir. Kandaki normal nikel seviyesi 5 µg/l iken bu oranın artması durumunda, özellikle böbrekteki konsantrasyonunun artmasının ardından hipofiz bezi, dalak ve ciltte de seviye artmaktadır. Nikelin etkisi ile bu organlarda kanser oluşumunun yanısıra, vücut genelinde de yüksek hassasiyet gelişmektedir.

Sonuç olarak, kobalt esaslı alaşımların kan ya da dokulardaki yüksek konsantrasyonu toksik etkiye sebep olmaktadır. Protez takıldıktan sonra dokularda metal seviyesinin arttığı bilinmektedir. Fakat korozyonun düşük olmasından dolayı olumsuz etkinin alt seviyede olduğu tahmin edilmektedir. Dokularda biriken metaller toksik etki yapacak kadar üst seviyelere ulaşmasa da bunların potansiyel etkileri göz önünden uzak tutulmamalıdır.

Kobalt esaslı protez malzemelere karşı dokuların savunma mekanizmasının oluşturduğu kapsül, paslanmaz çelik için oluşturulan kapsüle göre daha ince olmaktadır.

Kobalt esaslı bu alaşımlara direk temas eden dokularda incelemelere yönelik bir araştırmanın sonuçları Çizelge 2 ‘de görülmektedir. Bu çalışmada, deney hayvanlarında 16 hafta süreyle takılı kalan protezlere temas eden, yakın dokulardan alınan numunelerin incelenmesi sonucu, Co, Cr ve Mo oranları daha önce alınan normal dokularla karşılaştırıldığında metal iyonlarının dokuya geçtiği, rakamlardan da açıkça anlaşılmaktadır [7, 25, 26, 27, 28, 29].

Çizelge 8.2 Kobalt esaslı alaşımla temas eden dokunun analizi.

Metaller	Co	Cr	Mo
Dokunun durumu			
Normal doku	3,7 ppm	2,9 ppm	1,8 ppm
Protezle temas halindeki doku	67 ppm	76,7 ppm	11,5 ppm

8.7 TİTANYUMUN BİYOUYUMLULUĞU

Titanyumun dokularda tolere edilmesi oldukça iyidir. Mide-barsak yoluyla emiliminin çok zayıf olmasına karşılık akciğer tarafından emilimi kayda değerdir. Metalin devamlı alınması durumunda ise kalp, akciğer, dalak ve böbreklerde birikim yaptığı görülmüş fakat çok kötü bir etkisine rastlanılmamıştır. Sadece TiO₂ tozlarının akciğerde hafif bir iritasyon gözlenmiş fakat bir akciğer hastalığına neden olmadığı gösterilmiştir.

Saf titanyumun pek çok yönden toksik olmadığı ve uygun özelliklere sahip olduğu görülmüştür. Fakat titanyumun mekanik özelliklerini iyileştirmek için katılan diğer alaşım elementlerinden bazıları aynı uyumlu sonuçları vermemektedir. Ortopedi hastalarına takılan titanyum implantlarının kullanımından uzun süre sonra kemik dokusu dışında protez ile temas halinde olan dokularda önemli miktarlarda titanyumun varlığı anlaşılmıştır.

Hareket halindeki mafsallarda kullanılan titanyum, zaten zayıf olan aşınma direnci, sürtünme ve yükün etkisi ile daha fazla açığa çıkmaktadır. Farklı çalışmalarda karşı eleman olarak Co-Cr alaşımları veya UHMWPE gibi malzemeler kullanılarak aşınma ve artıklarının azaltılması sağlanmıştır.

Ti-6Al-4V alaşımının, korozyon direncini artırmak için yapılan oksit film kaplama işlemelerini biyouyumluluğa olumlu katkı sağladığı yapılan araştırmalarla anlaşılmıştır. Ticari saf titanyumdan yapılmış, tavşan tibiasına takılan vida şeklindeki numunenin 180 gün sonra çıkarılarak kortikal kemik numunelerinin incelenmesi sonucu cerrahi işlemden 3 gün sonra dahi yara bölgesinde hızlı ve organize kemik hcreti üretiminin normal olarak başladığı gözlenmiştir. İmplant yüzeyinde direk olarak kemik oluşumuna rastlanmamakla birlikte, kemik / titanyum temas yüzeyinin zamanla arttığı hatta 6. haftanın sonunda implant etrafında kemik hücrelerinin implant yüzeyini kapladığı görülmüştür. alışmalar göstermiştir ki saf titanyumun implant malzemesi olarak kullanılması durumunda çevresindeki kemik dokusunun gelişimi aksamadan sürmektedir. Titanyum implantlar kemik dokusuna yerleştirildiğinde yüzey düzgünlüğü ve oksit film tabakasına bağlı olarak değişen bir kemik iyileşmesi vardır [29, 7].

SONUÇ

İnternal tespit veya eklem artroplastisi, biyouyumsuzluk, kemik erimesi, kemiğin yeniden kırılması, implantın gevşemesi, implantın eğilmesi yada kırılması gibi nedenlerle başarısızlığa uğramaktadır. Bu başarısızlık hastada ciddi boyutta ağrı ve ikinci bir cerrahi müdahale gerekliliği ile sonuçlanır.

Literatürde ortopedik implant ve protez üretmek, tasarlamak ve geliştirmek için gereken temel kriterler; biyouyumluluk, yeterli mekanik dayanım ve uygun yorulma ömrü, çoklu implant alaşımları için galvanik korozyon direnci, hafiflik, kemik dokusuna kolay bağlanabilirlik, maliyet, yüzey ve şekil biyouygunluğu, kemik elastisitesine yakın elastiklik ve spesifik tasarıma yatkınlık olarak verilmektedir.

Bahsedilen bu kriterleri sağlayan mükemmel bir malzeme bile doğru dizayn edilemediği takdirde umulmadık hasarlara neden olabilir. Bu nedenle malzemenin normal yapısal özelliklerinin kullanımını bozmayacak optimum bir tasarım önemlidir.

İmplantlar dizayn edilirken aşağıdaki faktörler göz önünde bulundurulur:

- Genel anatomi ve bundan sapmalar
- Cerrahi yaklaşım
- Cerrahi teknik
- Kırık bölgesinde yeterli yer
- Kırık tiplerinin çeşitliliği
- Yerel kemik miktarı
- Kemiklerdeki yerel iyileşme hızları
- Olası komplikasyonlar
- Fizyolojik ve biyomekanik koşullar
- Dinamik zorlanma ve ağırlık taşıma koşulları
- İmplantta kemiğin etkisi
- 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 yetinilmelidir. Biyolojik uyumluluğa ek olarak, implantın dayanıklı olması en önemli temel gerekliliktir. Yukarıdaki etkenlerin tümü göz önüne alındığında 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 karşılayamamasına neden olarak, kemiğin zayıf şekillenmesine neden olabilir. 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 sebebi ile kemikte kanla beslenme yetersiz olur.

Genellikle implantlar, ikinci bir travma gibi dramatik olayların olabileceği düşünülerek tasarımlanmamışlardır. İmplantların yorulma dayanımı sınırsız değildir. Elastik zorlanma alanındaki gerilmeler, yorulma hasarının başlaması için yeterli olabilir. İyi bir şekilde redükte edilmiş ve kırık uçlarının temas halinde olduğu kemik implantı destekleyecektir. Kritik değişken yüklenme, ancak internal tespitin tam stabil olmadığı, kusurlu kemik veya kırık boşluğunun bulunduğu durumlarda olabilir. Stabil tespitler sağlamak için özel cerrahi teknikler geliştirilmiştir. Tam stabil tespitin mümkün olmadığı kırık kemik parçalarının eksikliği yada bir araya getirilemeyen kırık parçalarının olduğu klinik durumlarla da karşılaşabilmektedir. Böyle durumlarda kemik greftlerinin implantasyonu ile kemik iyileşmesini hızlandırılabilirdiği ve yeterli stabilite sağlandığı görülmüştür. Bu alanda yapılmış olan çalışmaların bazıları şunlardır.

Eric V. Lewis, MD ve ark. distal tibia kırıklarının intramedüller fiksasyonunda distal vida konfigürasyonlarını değerlendirmişlerdir. Eğilme ve burulma rijitliğinde niceliğe dayalı optimal vida konfigürasyonu bulunmaya çalışılmıştır. Bir, iki ve dört vida kullanılarak, beş distal vida konfigürasyonu oluşturularak, ön-arka ve sağ-sol eğilme ve burulma deneyine tabi tutulmuştur. Testler sonucunda en önemli artış iki vida kullanıldığında elde edilmiştir [59].

Michael Sirkin, MD ve ark. distal tibia kırıklarında kullanılan iki çapraz vidanın koronal ve sagittal stabilitesini, iki paralel koronal vida ve üç vidanın biyomekanik karşılaştırmasını yapmışlardır. Çekme ve eğilme testleri uygulanarak bir grupta çapraz vidalar paralel koronal vidalarla diğer grupta ise paralel koronal vidalar üç vida kombinasyonu ile karşılaştırılmıştır. Kırık yerindeki oynamalar ölçülmüştür. Sonuç olarak paralel koronal vidalar çapraz vidalardan her iki testte de güçlü bulunmuştur. Üç vida ile paralel koronal vidanın karşılaştırılmasında önemli bir farklılık bulunmamıştır [60].

Emil H. Schemitsch, MD ve ark. ters oblik intertrokanterik femoral kırıklarda kullanılan 135° kayabilen kalça vidası, 95° kondüler vida ve intramedüller kalça vidasının biyomekanik özelliklerini araştırmışlardır. Rijitlik, zorlanma ve proksimal femur lateral yer değiştirmesi değerlendirilmiştir. Sonuç olarak implant seçiminin biyomekanik olarak önemli olmadığı bulunmuştur. İntramedüller kalça vidası önemli ölçüde kemik kaybı olan olgularda büyük stabilite ve deformasyona yüksek direnç göstermektedir [61].

Douglas W. Lundy, MD ve ark. stabil olmayan subtrokanterik femur kırıklarında 95° kondiler yassı plak, 95° kondiler vida plak (DCS) ve 135° kompresyon kalça vidası (DHS)'nın biyomekanik özelliklerini araştırmışlardır. 400 N a kadar aksel basma kuvveti uygulanmıştır. Bu 5 defa tekrarlanmış sonrasında plak kırılncaya kadar yük uygulanmıştır. DHS en rijit (586N/m) bulunmuş, bunu DCS(404N/m) ve 95 ° yassı plak (260N/m) takip etmiştir. Plak kırılncaya kadar uygulanan yük en fazla DHS (4877N) için gerekmiş. DCS(3107N) ve 95 ° yassı plak (2272N) bunu takip etmiştir. Sonuç olarak DCS 95 ° yassı plağa göre biyomekanik olarak üstün bulunmuştur. Çalışma modeli DHS için tam uygun değildir [62].

Srino Bharam, MD ve ark. stabil ve stabil olmayan intertrokanterik femur kırıklarında 2 ve 4 delikli 135° dinamik kalça vidası (DHS) plağının biyomekanik etkilerini araştırmışlardır. Her iki plağın stabil kırıklardaki ortalama rijitliği kontrol grubunun %64 ü kadardır. Stabil olmayan kırıklarda iki plak arasında %11 rijitlik farkı vardır. Her iki plağın lokalize rijitlikleri benzer sonuçlar vermiştir. Plak kırılncaya kadar uygulanan yük 2 delikli plak için ortalama 3454 N, 4 delikli plak için 3140 N dur. İki plağın rijitlik ve plak kırılncaya kadar uygulanan yük değerleri arasında anlamlı istatistiksel fark yoktur. Sonuç olarak her iki kırık şeklinde 2 delikli plak 4 delikli plak ile benzer biyomekanik özelliklere sahiptir [63].

Burkhard W. Wippermann, MD ve ark. koyun tibiasındaki dairesel defekte blok ve granüler hidroksiapatit seramik ve otolog kanselloz kemik greft kullanılması karşılaştırılmış. Defektin boş bırakıldığı grup kontrol grubu olmuştur. Gruplara burulma testi uygulanmıştır. Granüler, blok ve otogreft grupları arasında önemli farklılık yokken, kontrol grubu diğerlerine göre anlamlı ölçüde güçsüzdür. Önemli olduğu düşünülmesine de granüler seramik için sonuçlar blok seramik kadar iyi değildir [64].

Richard D. Peindl, PhD ve ark. total kalça protezi varlığında 1/3 orta ve distal femur kırıklarında DCS plak ve intramedüller çivileri test etmişlerdir. Örneklere burulma ve eksenel yükleme testlerini uygulamışlardır. Plak ve intramedüller çivi kullanımı femoral shaftı burulma yükleri altında önemli derecede zayıflatmıştır. İntramedüller çivi ile protez arasındaki mesafe 2 cm den az olduğunda yük taşıma kapasitesi eksenel yüklemeye kontrol grubuyla benzerdir. Plak ve protez arası mesafe 10 cm altında olduğunda femoral shaftı önemli derecede zayıflatır. Plak ve protez üst üste geldiğinde yük taşıma kapasitesi kontrol grubuyla benzerdir [65].

Daniel Garneau, MD ve ark. suprakondiler femur kırıklarının tespitinde kilitli kondiler plak ve intramedüller çivi kullanımını karşılaştırmışlardır. Örneklere eksenel ve burulma yükleri uygulanmıştır. Kilitli kondiler plak her iki testte de intramedüller çiviye göre önemli derecede yüksek rijidite göstermiştir. Plak tüm örneklerde proksimaldeki vida deliklerinden kırılmıştır. İntramedüller çivide fiksasyonun kaybı distal bölümde olmuştur. Hem plak hemde çivi benzer eksenel yük değerinde kırılmıştır [66].

Emil H. Schemitsch, MD ve ark. total kalça protezinin uç kısmındaki protez çevresi kırıklarda plak tel tespit sistemlerinin biyomekanik karşılaştırmasını yapmışlardır. Plak önce proksimalden tel distalden bikortikal vida ile tesbit edilmiştir. Tel fiksasyonu için üç ayrı yöntem uygulanmıştır. 4 nokta eğilme ve ofset rotasyonel yükleme testleri yapılmıştır. Daha sonra teller çıkarılarak unikortikal vida tespiti yapılmış ve testler tekrar edilmiştir. Sağlam kemikle karşılaştırıldığında tel ve vida tespiti yapılan grupta rijitliğin azaldığı bulunmuştur. Unikortikal ve bikortikal vidaların kullanıldığı grupta da aynı sonuçlar elde edilmiştir. İki fiksasyon sistemi birbiri ile karşılaştırıldığında unikortikal ve bikortikal vidaların kullanıldığı sistemin daha rijit olduğu tespit edilmiştir. Tel fiksasyonu için kullanılan üç yöntem benzer biyomekanik rijitlik göstermektedir [67].

Paul Saiz, MD ve ark. fibula kırıklarında dört ayrı tekniği biyomekanik olarak değerlendirmiştir. Bu teknikler a) lateral plak b) posterior plak c) lateral plak ve K çivisi d) lateral plak ve oblik vidadır. Her örnek deformasyona kadar eğilme testi ve burulma kullanılarak deforme edici test uygulanmıştır. Lateral plak ve oblik vidanın hem eğilme hem de burulma rijiditesi diğer tekniklerden fazla bulunmuştur [68].

Michael Zlowodzki, MD ve ark. distal femur kırıklarının fiksasyonunda retrograd intramedüller çivi, az invaziv stabilizasyon sistemi ve açılı yassı plağın biyomekanik incelemesini yapmışlardır. Katastrofik eksenel ve burulma yüklemeleri kullanılmıştır. Sonuç olarak eksenel yüklemelerde az invaziv stabilizasyon sistemi plağa göre daha iyi fiksasyon sağlarken eşit burulma mukavemetine sahiptir. İntramedüller çivi ile karşılaştırıldığında az invaziv stabilizasyon sistemi daha iyi sonuç sağlarken intramedüller çivinin burulma mukavemeti daha iyidir. Katastrofik eksenel yükleme az invaziv stabilizasyon sisteme çoğunlukla fiksatörün plastik deformasyonuna nadiren de vida gevşemesine neden olur [69].

Bradley R. Merk, MD ve ark. distal femur kırıklarının fiksasyonunda dinamik kondiler vida, distal femur çivisi, kilitli kondiler plak ve az invaziv stabilizasyon sistemini karşılaştırmışlardır. Her femura mekanik eksen boyunca yük uygulanmıştır ve kırık hattındaki oynama koronal planda ölçülmüştür. Distal femur çivisi, kilitli kondiler plak ve az invaziv stabilizasyon sistemi dinamik kondiler vidadan daha rijit fiksasyon sağlamıştır ve bu üçünün rijitlik değerleri arasında istatistiksel farklılık yoktur. Bununla birlikte distal femur çivisinde ve kilitli kondiler plakta bozulma için en yüksek yükler tespit edilmiştir [70].

Thomas F. Higgins, MD ve ark. distal femur kırıklarının fiksasyonunda sabit açılı vida-plak ile kondiler yassı plak kullanımının biyomekanik analizini yapmışlardır. Uygulanan eğilme testi sonuçlarına göre her iki sistemin rijiditesi ve mukavemetinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır [71].

KAYNAKLAR

- [1] **Ege, R.**, (1989) *Travmatoloji*, Ankara, s.360-380
- [2] **Evans, F. G.**, (1973) *Mechanical Properties Of Bone*, Charles, C., Thomas Pub, Springfield Illionious, USA.
- [3] **Jao-Young Rho.**, *Mechanical Properties And The Hierarchical Structure Of Bone*, 23 p.
- [4] **Terrier A.**, *Adaptation Of Bone To Mechanical Stress*, Theoretical Model, Experimental Identification And Orthopedic Applications., Thesis, Swiss Federal Intitute Of Technology.
- [5] **Öztuna, V.**, (2005) *Biyomekanik*, Mersin Üniversitesi.
- [6] **Barbosa, M. A., Rocha, L., Puers, R.**, *Biomaterials In Orthopedics Implant Monitoring*, Monitoring Of Orthopedic Implants, Lisevier Science Publisers.
- [7] **Akdoğan, G.**, (1998) *Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması*, Gazi Üniversitesi, Ankara, s. 4-58.
- [8] **Battal, T.**, (1996) *Hassas Döküm İle Üretilen Femoral Nakillerin Isıl Sprey Yöntemleri İle Geliştirilmesi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, s.5-47.
- [9] **Ratner, B. D., Hoffman, A. G.**, *Biomaterials Science, An Introduction To Materials İn Medicine*, 1996, San Diego.
- [10] **Enderle, J. D., Blanchard, M. S., Bronzino, D. J.**, *Introduction To Biomedical Engineering*.
- [11] **Ayhan, H.**, (2002) *Biyomalzemeler*, Hacettepe Üniversitesi, Bilim Teknik Dergisi, 17 s.
- [12] **Gülmez, T.**, 1998, *Östenitik Paslanmaz Çelik Ortopedik İmplantların İyon Nitrürlemeyle Yorulma Dayanımlarının Artırılması*, İstanbul Teknik Üniversitesi.
- [13] **Chu, C. C.**, (1982) *Journal Of Biomedical Materials*.
- [14] **Park, J. B.**, (1979) *Biomaterials An Introduction*, New York, p. 46-75.
- [15] **Hill, D., Wiley, J.**, (1998) *Desing Engineering Of Biomaterials For Medical Devices*, Biomaterials Science And Engineering Series, Toronto.
- [16] **Ferguson, A. B., Laning, P. G., Hodge, E. S.**, (1960) *Ionazition Of Metal Implants In Living Tissues*, J. Bone Joint Surgery.
- [17] **Scales, J. T., Roantre, B. M., Perry, R., Eboral, R.**, (1973) *Ten Years Of Fixation Of Fractures*.
- [18] **Williams, D. F.**, (1976) *Corrosion Of Implant Materials*, Annu. Rev. Mater, p. 1-45.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- [19] Santavirta, S., Nordström, D., Santavirta, S., Nordström, D., Ylinen, P., Konttinen, Y. T., Silvennonia, T., Rokanen, P., *Biocompatibility Of Hydroxyapatite-coated Hip Protheses.*
- [20] Martin, R. I., Brovon, P. W., (1994) *Formation Of Hydroxyapatite In Serum, Journal Of Materials Science: Materials In Medicine.*
- [21] Elgert, K. D., (1996) *Understanding The Immun System, Immunology, Wiley-LPSS, New York.*
- [22] Hernandez, J. R., Keating, E. M., Faris, P. M., Meding, J. B., Ritter, M. A., (1994) *Polyethylene Wear In Uncemented Acetabular Components, The Journal Of Bone And Joint Surgery.*
- [23] Gruen, T. A., Amstutz, H. C., (1975) *A. Failed Vitallium/Stainless Steel Total Hip Replacement, Journal Of Biomedical Materials Research.*
- [24] Meachim, G., (1976) *Histological Interpretation Of Tissue Changes Adjacent To Orthopedic Implants, London.*
- [25] Manifold, I. H., Platts, M. M., Kenedy, A., (1968) *Cobalt Cardiomyopathy In A Patient On Maintenance Haemodialysis.*
- [26] Williams, D. F., (1982) *Properties And Clinical Uses Of Cobalt-Chromium Alloys, Florida.*
- [27] Langard, S., (1973) *Metals In The Environment, London.*
- [28] Polak, T., Turk, J. L., Frey, J. R., (1973) *Studies On Contact Hypersensitivity To Chromium Compounds.*
- [29] Williams, D. F., (1981) *Fundamental Aspects Of Biocompatibility, Florida.*
- [30] Williams, D. F., (1973) *Implant In Surgery, London.*
- [31] Shirkanzadeh, M., (1992) *Electrochemical Preparation Of Protective Oxide Coatings On Titanium Surgical Alloys, Materials In Medicine.*
- [32] Sennerby, L., Thomsen, P., Ericson, L. E., *Journal Of Materials Science, Materials In Medicine.*
- [33] Park, J. B., (1979) *Biomaterials Science And Engineering, New York, p.111-172.*
- [34] Park, J. B., Bronzino, J. D., (2003) *Biomaterials Principles And Applications, p.250-310.*
- [35] Atik, Ş., Yetkin, H., Kaymak, Ö., (1996) *Ortopedi Ve Travmatoloji, Ankara, 84 s.*
- [36] Üçsular, İ., (1993) *Stress Analysis In Critical Cross Sections Of Dynamic Compression Bone Plates, Thesis, Dokuz Eylül Üniversitesi.*
- [37] Yılmaz C., *Kırık ve Çıkıkların Oluş Mekanizması, Sınıflama, Bulgu ve Belirtileri, Mersin Üniversitesi.*
- [38] Küçük, M., Aksoy, R. S., Havıtcıoğlu, H., (1993) *Altı Delikli Kemik Plaklarında Gerilme Analizi, 6. Ulusal Makine Teorisi Sempozyumu Bildiri Kitabı.*
- [39] Cottrell, H., (1964) *The Mechanical Properties Of Materials, New York.*

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- [40] **Hayden, W. G., Moffatt, W. G., Wulff, J.,** (1965) *The Structure And Properties Of Materials*, New York.
- [41] **Hildebrand, H. F., Veron, C., Martin, P.,** (1988) *Biocompatibility Of Co-Cr-Ni Alloys*, New York.
- [42] **Merritt, K., Brown, S. A.,** (1985) *Corrosion And Degradation Of Implant Materials*, Philadelphia.
- [43] **Shackelford, J. F., Alexander, W., Park, J. S.,** (1995) *Practical Handbook Of Materials Selection*.
- [44] **Wise, D., Tarantolo, D., Altobelli, D., Yaszemski, M., Gresser, J.,** *Human Biomaterials Applications*, New Jersey.
- [45] **Robert, H. S.,** (1972) *New surface treatments*, *Titanium Science and Technology*, Saffe, R. I., Ed., MIT, Cambridge, p. 2051-2516.
- [46] **Bischoff, U. W., Freeman, M. A., Smith, D., Tuke, M. A. ve Gregson, P. J.,** (1994) *Wear induced by motion between bone and titanium or cobalt-chrome alloys*, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 76-B, No.5.
- [47] **Stephen, D. C., Robert, L. B. ve Clemow, A. J. T.,** (1994) *Corrosion and Wear at the modular interface of uncemented femoral stems*, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 76-B, No 1, p.68-72.
- [48] **Robinowicz, E.,** (1954) *Frictional properties of titanium and its alloys*, *Met. Prog.*, Vol.65, 107 p.
- [49] **Okazaki, Y., Ito, A. ve Tateishi, T.,** (1994) *Effect of alloying elements on anodic polarization properties of titanium alloys in acid solutions*, *Materials Transactions, JIM*, Vol.35, No.1, p.58-66
- [50] **Okazaki, Y., Ito, A. ve Tateishi, T.,** (1995) *Effect of Mo and Pd on corrosion resistance of V-free titanium alloys for medical implants*, *J. Japan Inst. Metals*, Vol. 59, No.10, p.1061-1069.
- [51] **Semlitsch, M.,** (1972) *Implant metals for plates, screws and artificial joints in bone surgery*, *Sulzer Tech. Rev.*, Vol.54, 245 p.
- [52] **Delore Stellite Ltd.,** (1971) *The Properties of Delore-Stellite Alloys*, United Kingdom.
- [53] **Langer, R., Cima, L. G., Tamada, J. A. ve Wintermantel, E.,** (1990) *Future directions in biomaterials*, *Biomaterials*, Vol. 11, 742 p.
- [54] **Kattz, J. L.,** (1971) *Prosthetic and restorative materials for bone*, *Biomaterials*, Bement, a. l., Ed., Battelle Seattle Research Center, Univ. of Washington Press. Seattle, London, p. 79-103.
- [55] **Timings, R. L.,** (1985) *Materials Technology, Level 3.*, Longman Group Ltd., New York.
- [56] **Aslan, N.,** (1994) *A Polymeric Composite Hip Joint Prosthesis*, Ph. D. Thesis, University of Ulster, Jordanstown, Enland.
- [57] **Leninger, R. I. ve Bigg, D. M.,** (1986) *Polymers, Handbook of Biomaterials Evaluation*, von Recum, A. F., Ed., Mcmillan Publishing Company. New York, p. 25-37.

KAYNAKLAR (devam ediyor)

- [58] **Heimke, G.**, (1986) *Ceramics, Handbook of Biomaterials Evaluation*, von Recum, A. F., Ed., Mcmillan Publishing Company, New York, p. 39-53.
- [59] **Eric V. Lewis**; *Quantitative Evaluation of Distal Screw Configuratioins in Intramedullary Fixation of Distal Tibial Fractures: A Biomechanical Study*, University of Texas Houston Healt Science Center, Houston.
- [60] **Sirkin M.**, *Biomechanical Comparison of Distal Locking Screws for Tibial Nailing*, New Jersey Medical Shool, Newark.
- [61] **Schemisch, E. H.**, *Biomechanical Comparison of İntramedullary and Extramedullry Fixation for Reverse Obliquity Intertrochanteric Femoral Fractures*, University of Toronto, Toronto.
- [62] **Lundy, D. W.**, *Biomechanical Comparison of Plates Used in the Treatment of Unstable Subtrochanteric Femur Fractures*, Georgia Baptist Medical Center, Atlanta.
- [63] **Bharam, S.**, *Biomechanical Analysis of Two- Hole 135° DHS Plate for Stable and Unstable Intertrochanteric Fractures*, Lenox Hill Hospital, New York.
- [64] **Wippermnn, B. W.**, *Comparison of Block and Granular Hydroxyapatite Ceramic in a Sheep Tibia Segmental Defect*, Trauma Department, Hannover Medical School, Hannover, Germany.
- [65] **Peindl, R. D.**, *Fixation of Mid-and Distal-Third Femoral Fractures in the Presence of a THA Component: A Biomechanical Assessment*, Carolinas Medical Center, Charlotte, North Carolina, USA.
- [66] **Garneau, D.**, *Comparative Biomechanical Analysis of a Locking Condylar Plate and a Retrograde Intramedullary Nail for Supracondylar Femur Fracture Fixation*, Hopital de l'Enfant Jesus, Laval University, Quebec, Canada.
- [67] **Schemitsch, E. H.**, *Periprosthetic Fractures about the Tip of Total Hip Arthroplasty: A Biomechanical Comparasion of Plate –Cable Fixation Systems*, University of Toronto, Toronto.
- [68] **Saiz, P.**, *Fibula Fracture Fixation Techniques: A Biomechanical Study*, The Phoenix Orthopaedic Residency Program, Phoenix.
- [69] **Zlowodzki, M.**, *Biomechanical Evaluation of the Less Invasive Stabilization System , Angled Blade Plte, and Retrograde Intramedullary Nail for the Fixaton of Distal Femur Fractures: An Osteoporotic Cadaveric Model*, Vandrbilt University Medical Center, Nashville, Tennessee, USA.
- [70] **Merk, B. R.**, *A Biomechanical Comparison of Distal Femoral Fracture Fixation: The Dynamic Condylar Screw, Distal Femoral Nail, Locking Codylar Plate, and Less Invasive Stabilization System*, Northwestern University, Chicago, Illinois, USA.
- [71] **Higgins, T. F.**, *Biomechanical Analysis of Fixed- Angel Screw Plate Fixation vs. Condylar Blade Plate Fixation for Distal Femoral Fractures*, University of Utah, Salt Lake City. Utah, USA.
- [72] **Toan, T.**, *Biomechanics of Fractures and Fixation* ,2005 .
- [73] **Kocatürk, U.**, *Açıklmalı Tıp Terimleri Sözlüğü*, 1994, Ankara

EK AÇIKLAMALAR A

TIBBİ TERİMLER

TIBBİ TERİMLER

Acetabular	:	Acetabulum ile ilgili
Acetabulum	:	Kalça kemiğinin dış yan tarafında femur başının oturduğu yuvarlak çukurluk
Ampütasyon	:	Kol veya bacak gibi bir organın veya çıkıntı şeklinde uzanan bir oluşumun kesilip çıkarılması
Artiküler	:	Eklemlerle ilgili
Artrodez	:	Eklemleri oluşturan kemik kısımların ameliyatla hareket edemeyecek şekilde tespit edilmesi
Artroplasti	:	Ameliyatla suni eklem oluşturma
Atrofi	:	Beslenme yetersizliği sonucu bir organ veya oluşumun normal yapı ve görevini kaybetmesi
Bikortikal	:	Kemiğin iki yüzündeki kortikal tabakayla ilgili
Dermis	:	Epidermis altındaki deri tabakası
Diafiz	:	Uzun kemiğin iki ucu arasında kalan gövde kısmı
Distal	:	Gövdeden uzak, merkezden uzak
Ekstremité	:	Kol ve bacak
Eleve etmek	:	Yukarı kaldırmak
Epidemis	:	Derinin epitel hücrelerinden oluşan dış tabakası
Epifiz	:	Uzun kemiğin gövde kısmı ile birleşen iki uç kısmından her biri, kemiğin uç kısmı
Femur	:	Uyluk kemiği, kalça kemiği ile diz arasındaki uzun kemik
Fibula	:	Ön bacağı oluşturan iki kemikten ince olanı
Fiksasyon	:	Tespit etmek
Fissur	:	Çatlak
Graft	:	Bir yerden alınıp diğer bir yere eklenen canlı doku parçası
Humerus	:	Omuz ile dirsek arasındaki uzun kemik, üst kol kemiği

TIBBİ TERİMLER (devam ediyor)

İn vivo	: Canlı içinde, canlı vücudunda
İnklüzyon	: Etrafı başka bir şeyle çevrilmiş herhangi bir madde, başka bir oluşum içine hapsedilmiş her hangi bir şey
İnternal	: İç, içe yakın, iç kısımda bulunan
Kallus	: Kırık kemik uçları arasında oluşan yeni kemik dokusu
Kanül	: Herhangi bir vücut boşluğuna sokulan tüp şeklindeki ortası açık boru
Kardiovasküler	: Kalp ve kan damarlarıyla ilgili
Katastrofik	: Sonucu kötüye giden
Kateter	: Tüp şeklinde ortası açık madeni, lastik veya plastikten yapılma araç
Klavikula	: Köprücük kemiği
Kondil	: Uzun kemiğin uç kısmındaki ekleme iştirak edecek olan yumru şeklindeki kabartı
Koronal plan	: Alın kemiği ile aynı düzlemdeki plan
Korteks	: Organın dış kısmı
Lateral	: Yan, yan tarafla ilgili, yana ait
Malleol	: Fibula ve tibianın alt ucunda ayak bileğinin iki yanındaki yuvarlak kabartılardan her biri
Malleolar	: Malleolle ilgili
Membran	: Zar
Menisküs	: Başta diz eklemi olmak üzere bazı eklemlerin kemik yüzleri arasında bulunan yarımay şeklindeki fibröz kıvrımdak
Metafiz	: Uzun kemikte gövde ile epifiz arasında kalan kısım
Nekroz	: Dokunun belli bir bölümünün herhangi bir sebeple hayatini kaybetmesi, doku ölümü

TIBBİ TERİMLER (devam ediyor)

Osteojenik	: Kemik oluşması ile ilgili
Osteoporoz	: Kemik dokusunda kalsiyum kaybı sonucu atrofi gelişmesi ile belirgin durum
Osteosentez	: Kemik yapımı
Osteotomi	: Kemiği kesme
Patella	: Diz eklemi önündeki yassı kemik, diz kapağı
Pelvis	: Önde ve yanlarda kalça kemiği arkada sakrum ve koksiksden meydana gelen kemik oluşum, leğen kemik
Posterior	: Arka, arkada bulunan, arka kısımla ilgili
Proksimal	: Gövdeye yakın, merkeze yakın
Radius	: Dirsek ile bilek arasında yer alan iki kemikten dışta yer alanı
Retrograd	: Geriye yönelik, geriye giden
Rezeksiyon	: Kesip çıkarma, organ veya oluşumun bir bölümünü veya tamamını ameliyatla çıkarma
Sagital plan	: Vücudun ortasından ön arka doğrultuda geçen dikey plan
Segment	: Bir bütünün bölümlere ayrılmış kısımlarından her biri
Sinusoid	: Organ yapısındaki genişlemiş kan damarlarından oluşan geniş aralıklardan her biri
Spinal	: Omurga ile ilgili
Spinoz proses	: Diken şeklindeki çıkıntı
Suprakondiler	: Kondil üstünde
Sütür	: Dikiş, dikmek
Tibia	: Ön bacağı oluşturan iki kemikten kalın olanı, kaval kemiği
Trochanter	: Femur boynunun hemen altında yer alan iki çıkıntıdan her biri
Vertebra	: Omurgayı oluşturan kemiklerden her biri

ÖZGEÇMİŞ

Ebru IŞIK GÖKÇEK, 1975 yılında Ankara’da doğdu. Kastamonu Abdurrahmanpaşa Lisesi’nden mezun olduktan sonra 1993 yılında Zonguldak Karaelmas Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü’nü kazandı. 1999 yılında mezun oldu.2003 yılında Zonguldak Karaelmas Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda yüksek lisans eğitime başladı. Halen İstanbul Bayındırlık ve İskan Müdürlüğü’nde makine mühendisi olarak çalışmaktadır.

ADRES BİLGİLERİ

Adres: İstanbul Bayındırlık ve İskan Müdürlüğü Beşiktaş İSTANBUL

Tel: (212)2746480

E-posta: ebrulight@hotmail.com