

TC.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PLAK TAKILI BİR DİZİN SONLU ELEMANLAR
METODU KULLANARAK ÜÇ BOYUTLU MEKANİK
ANALİZİ**

Bahadır M. YİĞİT

Tez Yöneticisi

Doç. Dr. M. Halidun KELEŞTEMUR

Yüksek Lisans Tezi

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

ELAZIĞ, 2008

TC.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PLAK TAKILI BİR DİZİN SONLU ELEMANLAR
METODU KULLANARAK ÜÇ BOYUTLU MEKANİK
ANALİZİ**

Bahadır M. YİĞİT

Yüksek Lisans Tezi

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu tez, 19.09.2008 tarihinde aşağıda belirtilen jüri tarafından oybirliği / oyçokluğu ile başarılı / ~~başarısız~~ olarak değerlendirilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. M. Halidun KELEŞTEMUR

Üye: Prof. Dr. Mustafa AKSOY

Üye: Prof. Dr. Emine ÜNSALDI

Üye:

Üye:

Bu tezin kabulü, Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmamın yürütülmesinde yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Doç. Dr. M. Halidun KELEŞTEMUR'a, yardımlarından dolayı Sayın Doç. Dr. Hasan ALLİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Maddi ve manevi desteklerini her zaman gösteren aileme, üzerimdeki emekleri için çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
ŞEKİLLER LİSTESİ	III
TABLolar LİSTESİ	V
SİMGELER	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 İmplant	3
2.2 İmplant ve Biyo-malzemelerin Geçmişi	3
2.3 İmplant Cihazlarıyla İlgili Sorunlar	4
2.4 Bağışıklık Sistemi ve Biyo-uyumluluk	5
2.5 İmplant Yapımında Kullanılan Malzemeler, Biyo-malzemeler	6
2.5.1 Kırık Sabitlemesinde Kullanılan Biyo-malzemeler	6
2.6 Kemik ve Biyomekaniği	7
2.6.1 Kemiğin Bileşimi	7
2.6.2 Kemiğin Mekanik Özellikleri	8
2.7 Diz ve Yapısı	9
2.7.1 Tibia (Kaval Kemiği)	11
2.7.2 Dizin Mekaniği	12
3. İMPLANT KULLANIMI	16
3.1 Kırıklar	16
3.1.1 İmplant Tasarımı ve Kırık Sabitlemesinin Biyomekaniği	19
3.1.2 Vida Sabitlemesi	19
3.1.3 Plak ve Vida Sabitlemesi	21
3.2 Üst Tibia Osteotomisi, Açık Kama Osteotomileri	27
3.2.1 Açık Kama Osteotomileri	28
3.2.2 Avantajları ve Dezavantajları	30

3.2.3 AKO’da Yapılması ve Yapılmaması Gerekenler	32
3.2.4 Tespit Yöntemleri	33
4. İMPLANT MALZEMELERİ	35
4.1 Metaller	35
4.1.1 Paslanmaz Çelik	36
4.1.2 Titanyum Alaşımları	38
4.1.3 Kobalt Alaşımları	39
4.2 Seramikler	40
4.3 Polimerler	41
4.4 Karbon Malzemeler	43
5. ÜST TİBİA OSTEOTOMİSİNDE KULLANILAN PLAKLARIN HASAR ANALİZLERİ	44
5.1 Malzeme ve Metot	44
5.2 Modelin Hazırlanması	45
5.3 Modellerin Paslanmaz Çelikte Simülasyonu	46
5.3.1 A Grubu	46
5.3.2 B Grubu	50
5.3.3 C Grubu	54
5.3.4 D Grubu	57
5.3.5 E Grubu	61
5.4 Modellerin Titanyumla Simülasyonu	64
5.5 Sonuçların İrdelenmesi	64
6. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER	65
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	68

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1	Tibia kesiti	7
Şekil 2.2	İnsan kortikal kemiğinde çekme gerilme-uzama diyagramı	8
Şekil 2.3	İnsan kortikal kemiğinde yöne bağlı çekme gerilme-uzama diyagramı	8
Şekil 2.4	Kortikal kemikte uzama hızına bağlı gerilme-uzama diyagramı	9
Şekil 2.5	Diz ekleminin yapısı	9
Şekil 2.6	Tibianın önden görünüşü	11
Şekil 2.7	Alt bacağın yandan görünüşü	12
Şekil 2.8	Alt bacağına etkili yükler	12
Şekil 2.9	Etkili yüklerin bileşenleri	13
Şekil 2.10	Patella, levye kolu uzunluğunu artırır	14
Şekil 2.11	Patella üzerine etkili kuvvetlerin statik analizi	15
Şekil 3.1	Uzun kemik kırıklarının OTA (Orthopaedic Trauma Association) sınıflandırması ..	17
Şekil 3.2	Diyafizyal kırıklar	18
Şekil 3.3	Ortopedik kemik vidasının yapısı	20
Şekil 3.4	Kendinden kılavuzlu olmayan vida, kendinden kılavuzlu vida	20
Şekil 3.5	Kortikal kemik vidaları	21
Şekil 3.6	Süngersi kemik vidaları	22
Şekil 3.7	Germe bandı prensipleri	22
Şekil 3.8	Müller kompresyon plağı	23
Şekil 3.9	Tubular plak türleri ve uygulanması	25
Şekil 3.10	Plato kırıkları için çeşitli tipte buttress plakları	26
Şekil 3.11	İçe açılmış diz eklem bozukluğunun tipik radyolojik görüntüleri	27
Şekil 3.12	Hernigou'nun içten AKO tekniği	29
Şekil 3.13	Goutalier'in tarif ettiği sement kama ve destek plağı ile AKO tespiti	29
Şekil 3.14	Puddu plağının çeşitli görünüşleri	30
Şekil 5.1	Mekanik deney grupları	45
Şekil 5.2	Önden E2 mekanik deney numunesi ve SolidWorks modeli	45

Şekil 5.3 Yandan E2 mekanik deney numunesi röntgen görüntüsü ve SolidWorks modeli	45
Şekil 5.4 A grubu modelin elemanları ve düğüm noktaları görüntüsü	46
Şekil 5.5 A grubu sistemin mekanik deney grafiği	47
Şekil 5.6 A grubu sistemin gerilme analiz sonucu (arka)	48
Şekil 5.7 A grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön)	48
Şekil 5.8 Mekanik deney sonucu A grubu plak	49
Şekil 5.9 A grubu vidaların gerilme analizi (alttan)	49
Şekil 5.10 Mekanik deney sonucu A grubu vidalar	50
Şekil 5.11 B grubu sistemin mekanik deney grafiği	51
Şekil 5.12 B grubu sistemin gerilme analiz sonucu (arka)	52
Şekil 5.13 B grubu plakların gerilme analiz sonucu (ön)	52
Şekil 5.14 Mekanik deney sonucu B grubu plaklar	53
Şekil 5.15 B grubu üst vidaların gerilme analizi (yan)	53
Şekil 5.16 Mekanik deney sonucu B grubu vidalar	53
Şekil 5.17 C grubu sistemin mekanik deney grafiği	54
Şekil 5.18 C grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön)	55
Şekil 5.19 Mekanik deney sonucu C grubu plak	56
Şekil 5.20 C grubu sistemin gerilme analiz sonucu (yan)	56
Şekil 5.21 Mekanik deney sonucu C grubu vidalar	57
Şekil 5.22 D grubu sistemin mekanik deney grafiği	58
Şekil 5.23 D grubu sistemin gerilme analiz sonucu (yan)	59
Şekil 5.24 D grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön)	59
Şekil 5.25 Mekanik deney sonucu D grubu plak	60
Şekil 5.26 D grubu üst vidaların gerilme analizi	60
Şekil 5.27 Mekanik deney sonucu D grubu vidalar	61
Şekil 5.28 E grubu sistemin mekanik deney grafiği	62
Şekil 5.29 E grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön)	62
Şekil 5.30 Mekanik deney sonucu E grubu plaklar	63
Şekil 5.31 Mekanik deney sonucu E grubu vidalar	63

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4.1 İmplantlarda kullanılan metaller ve alaşımlarının bileşenleri	35
Tablo 4.2 İmplantlarda kullanılan metaller ve alaşımlarının mekanik özellikleri	36
Tablo 4.3 316 tip paslanmaz çeliğin bileşenleri	37
Tablo 4.4 316 tip paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri	38
Tablo 4.5 Ti-6Al-4V alaşımının bileşenleri	39
Tablo 4.6 Ti-6Al-4V alaşımının bileşenleri	39
Tablo 4.7 Polimer malzemelerin mekanik özellikleri	41
Tablo 5.1 Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri	44
Tablo 5.2 A grubu modelin eleman ve düğüm sayıları	46
Tablo 5.3 B grubu modelin eleman ve düğüm sayıları	50
Tablo 5.4 C grubu modelin eleman ve düğüm sayıları	54
Tablo 5.5 D grubu modelin eleman ve düğüm sayıları	57
Tablo 5.6 E grubu modelin eleman ve düğüm sayıları	61
Tablo 5.7 Gruplara göre paslanmaz çelik ve titanyum için elde edilen en yüksek gerilme değerleri	64

SİMGELER

E: Elastisite (Young) modülü

σ : Gerilme

ε : Uzama

F: Kuvvet

W: Ağırlık

$\alpha, \beta, \gamma, \theta, \phi$: Açılar

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

PLAK TAKILI BİR DİZİN SONLU ELEMANLAR METODU KULLANARAK ÜÇ BOYUTLU MEKANİK ANALİZİ

Bahadır M. YİĞİT

Fırat Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

2008, Sayfa: 67

Diz ekleminde en sık görülen hastalık, içe dönük diz eklem bozukluğudur. Üst tibia osteotomisi, bu bozukluğun tedavisinde son yıllarda oldukça sık kullanılan cerrahi yöntemdir. Bu tedavi yönteminde plak ve vida kullanılmaktadır. Plak ve vida sistemlerinin vücut içindeki davranışları kesin olarak bilinmemektedir.

Bu çalışmada, farklı plaklar takılmış beş sistemin katı modellenmesi ve sonlu elemanlar ile gerilme analizi çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlar, yapılmış olan mekanik deneyler ile karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi ile çözüm için ANSYS paket programı kullanılmıştır.

Yapılmış olan analizlerin büyük çoğunluğu mekanik deney ile uyumluluk göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Proksimal tibial osteotomi, Biyomekanik, Sonlu elemanlar metodu, ANSYS

ABSTRACT

MsC Thesis

THREE DIMENSIONAL MECHANICAL ANALYSIS OF A PLATE IMPLANTED KNEE USING FINITE ELEMENTS METHOD

Bahadır M. YİĞİT

Firat University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Metallurgy and Material Engineering Department

2008, Page: 67

The most common disease of knee joint is varus gonartroz. Proksimal tibial osteotomy is a surgical method frequently used for treatment of isolated varus gonartroz, recently. In this method, plate and screw were used. In vivo behaviors of the plate and screw systems are not exactly known.

In this study, solid modeling and finite elements stress analysis of five different plate implanted systems were studied. Results were compared with the previously done mechanical tests. ANSYS commercial software was used for finite elements method.

The obtained results from the finite element analysis are mostly matched with the performed mechanical tests.

Keywords: Proksimal tibial osteotomy, Biomechanic, Finite elements method, ANSYS

1. GİRİŞ

Diz eklemi günlük hayatta en çok kullanılan eklemlerden birisidir. Karmaşık anatomik ve fonksiyonel yapısından dolayı, diz eklemi ilgilendiren birçok hastalıkla karşılaşmaktadır. Diz eklemi en sık görülen hastalıklarından birisi de içe dönük diz eklem bozukluğudur. Dizde içe doğru şekil bozukluğu, yük dağılımının bozulmasına neden olarak, iç eklem kıkırdığının yapısal bozulmasına yol açar [1].

İçe doğru diz eklem bozukluğu tedavisinde son 40 yıldır kendini kabul ettiren Proksimal (Üst) Tibial Osteotomi (PTO), alt bacak şekil bozukluklarında kullanılan en eski cerrahi girişimlerden biridir. Tibial osteotomi hakkında bilinen ilk yazılı bilgiler, 1875 yılında diz eklemine ait bir şekil bozukluğunu düzeltmek için yaptığı ameliyatı bildiren Volkmann'a aittir. 1970'lerden sonra da plak kullanılan tibial osteotomi yaygınlık kazanmaya başlamıştır [1].

AKO (Açık Kama Osteotomisi) tekniğinde yer alan ilk kama olarak sement destekli plaklı osteosentez tekniği, Goutallier'in, kemik sementini postero-laterale, destek plağını ise laterale yerleştirdiği çalışmasıdır. Puddu ise destek plak ve sement kamanın fiksasyon sisteminde yapmış olduğu rolün her ikisini birlikte üstlenen ve kendi adıyla anılan, özel bir plak tasarlamıştır. Paslanmaz çelikten yapılan ve 2 adet deliği bulunan kelebek şeklindeki plağın, proksimalindeki deliğine 6,5 mm'lik spongiöz vida distalindeki deliğe ise 4,5 mm'lik kortikal vida gönderilerek sabitleme sağlamıştır. Kemik osteoporotik olması durumunda 4 delikli plak kullanılmasını tavsiye etmiştir [1].

Benzer plak-vida kullanımı, kırıkların sabitlenmesinde de kullanılmaktadır. Kırık sabitlemesinde kullanılan plakların ve vidaların boyutları ile malzemeleri, birçok değişkene bağlıdır. Bunlar arasında; kırık tipi, kırığın boyutu, kırılan kemiğin tipi, hastanın yaşı ve sağlığı gelmektedir. Tercih edilen plak ve vidalar, kırığın iyileşmesiyle birlikte çıkarılabilecek yapıda ve boyutta olmalıdır. Gereğinden büyük plak seçimi hem ilk ameliyatta hem de iyileşme sonrası çıkarılmasında cerrahi kesik boyutunu artırıp iyileşme süresini uzatırken, küçük plak seçimi de kemiğin iyileşmeden implantın yükü taşıyamaması sebebiyle yeniden kemik kırılması ile sonuçlanabilir.

İmplant yapımında kullanılacak malzeme de önem teşkil etmektedir. Vücut içi ortam, çoğu implant malzemesi için oldukça korozyf ve uyumsuzdur. Vücut içinde korozyona uğrayan implant malzemesi, yük taşımada da yetmezlik göstereceği için, korozyon dayanımı implant malzemesinin yükü taşıyacak kadar mukavemetli olmasından daha önemlidir. Vücut içi

kullanımı için bir diğer önemli gerekli özellik de malzemenin vücut tarafından reddedilmemesidir. Herhangi bir uyumsuzluk durumunda yumuşak dokuda şişme, iltihap gibi sorunlar görülebilir.

Genç hastalarda tedavi sonunda yerinden çıkarılan bu plaklar, yaşı ileri olan hastalarda sürekli olarak yerlerinde bırakılırlar. Tedavi müddetince veya sürekli kalacaksa, mevcut plak bulunduğu konumda, mekanik kuvvetler etkisi altında çalışmak durumundadır. Bu mekanik kuvvetler genel olarak eksenel basma yüklemeleri ve burulma yüklemeleri şeklindedir. Sistem canlı vücudunda bulunduğundan bu yüklemeler statik olmaktan ziyade dinamik yüklemeler diğer bir deyişle tekrarlanan gelişigüzel yüklemeler şeklinde meydana gelir. Bu sebeple, üst tibia osteotomisi için kullanılan mevcut plakların tasarımında gerilme analizi ve yorulma büyük önem taşır. Paslanmaz çelik veya değişik Ti alaşımlarından üretilen plakların malzeme olarak mekanik özellikleri bilinmekle beraber, sistem içerisindeki davranış ve özellikleri hakkında bilgiler oldukça eksiktir.

Bu çalışmada, üst tibia osteotomisi için kullanılan değişik geometrik yapıdaki plaklarda, takılı bulunduğu sistem içerisinde (3 boyutlu olarak) plak ve vidaya ait mekanik gerilme analizleri gerçekleştirilecek ve deneysel olarak daha önce yapılmış olan sonuçlar ile karşılaştırmalar yapılacaktır.

Konu ile ilgili tamamlanan bir tez çalışmasında bazı ön çalışmalar yapılmış, numuneler üzerinde (in vitro) basma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Esenkaya tarafından geliştirilen plakların mekanik performanslarının yüksek olduğu bu ön çalışmada tespit edilmiştir. Fakat teknik imkânların yetersizliğinden malzeme ve mekanik karakterizasyon tamamlanamamıştır.

Bilgisayar ortamında, plak takılmış bu sistemin katı modellenmesi ve gerilme analizi çalışılacaktır. Özellikle Araştırmacı Prof. Dr. İrfan ESENKAYA tarafından geliştirilen, uygulanan ve patenti alınan üç farklı tip mevcut kamalı plaklar ve piyasadaki T plak biyomekanik açıdan karakterize edilecek, sözü geçen çalışmacının yönetiminde gerçekleştirilen dana tibiası üzerindeki deneysel verilerle bu sonuçlar karşılaştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 İmplant

İmplantlar ve biyomedikal protez cihazları, insan vücudu gibi biyolojik sistemlerde kullanılan ve asıl parçanın işlevini görmesi amaçlanan yapay cihazlardır. Bu cihazlar istenilen kullanım yerine göre polimer, metal ve seramik malzemelerden veya bunların birleşimlerinden yapılırlar. Metaller öncelikli olarak insan vücudunda ortopedik amaçlarla cerrahi implant olarak kullanılırlar. Diğer kullanım yerleri arasında rekonstrüktif cerrahi, kozmetik cerrahi, kalp kapakçığı parçaları ve diş uygulamaları gelir [2].

İnsan vücuduna yerleştirilecek herhangi bir malzeme için aranılacak ilk özellik; biyo-uyumlu olması ve vücutta ters tepkimeye neden olmamasıdır. Malzeme vücut ortamında dayanabilmeli ve tasarlandığı şekilde görev yapmadığı zamandan sonra bozunmamalıdır. Örneğin kardiyovasküler sistemde kullanılan metaller kanı pıhtılaştırmamalıdır. Kalp kapakçıklarında HS-21 ve HS-25 kobalt-krom bileşimleri ve titanyum kullanılır [2].

Tasarım da kan pıhtılaşmasının önüne geçmek için bir diğer önemli etkidir. Korozyon da metal iyonlarının vücut ortamına salınmasıyla ve implant metalin bozulmasıyla ilişkili olduğu için biyo-uyumluluk konusu içerisinde [2].

2.2 İmplant ve Biyo-malzemelerin Geçmişi

İnsan vücudunu ilk onarma girişimleri muhtemelen kaydedilmemiştir. Vücut içerisinde metal kullanımının geliştirilmesiyle ilgili birkaç tarihi açıklama vardır [3,4,5,6,7]. 1850'den öncesinde tahta ve fildişi gibi metal olmayan malzemeler, demir, altın, gümüş ve bakır gibi yaygın metaller, diş ve burun gibi basit protezleri üretmekte ve kırılmış kemikleri iyileşirken bir arada tutmak için kullanılıyorlardı [8]. Metal implantasyonunun ilk kaydı, 1565'te Petronius tarafından yarık bir damağın bir altın plakla onarımını konu edinmişti [3,5]. Yaklaşık 100 yıl sonra Hieronymus Fabricius yara dikişinde altın, demir ve bronz telleri kullanmıştır. 1775'te içten sabitlemeye karşı olan cerrah Pujol ile içten sabitlemeyi destekleyen ve pirinç teller kullanan Icart arasındaki tartışmalar artmıştır [3,5]. Icart enfeksiyonla ilgili sorunlarla karşılaşmıştır fakat kemik kırıklarını onarmak için tel kullanımında başarılı olan Lapeyode ve Sicre isimli iki Fransız cerrahtan alıntı yapmıştır. 1829'da Levert, köpeklerde kurşun, altın, gümüş ve platin telleri denemiştir [3,8] fakat bu metaller açıkça istenen mekanik

niteliklere sahip değildi. Üstelik anestezi olmadan insanlar, önemli protezlerin veya sabitleme aparatlarının yerleştirilmesi amacıyla yapılan uzun cerrahi işlemlere dayanamıyorlardı [8].

Biyo-malzemelerin ikinci dönemi, 1850 ve 1925 arasındaki acil yöntem harici cerrahinin hızlı gelişimi ile belirlenir. 19uncu yüzyılın ortalarına yakın dönemde anestezi kullanılması bu gelişimi hızlandırmıştır [8]. 1886'da Hansmann içten sabitlemeler için metal plaklar kullanmıştır. Nikel kaplamalı çelik olan bu plaklarda, kemik içine yerleştirilecek vidalar için delikler bulunmaktaydı. Bazıları deriden dışarı çıkıntı yaparak kolayca alınmasını sağlayan kenar eğimlerine sahipti [2]. Ayrıca X ışınları Roentgen tarafından 1895'te keşfedilmiş [2] ve 1800'lerin sonunda birçok iskelet yapısı sorununun gerçek doğasını ilk kez açığa çıkartarak ortopedide derhal uygulama bulmuştur. Sonunda, Lister tarafından öne sürülen steril cerrahi işlemlerin kabul edilmesiyle cerrahi sonrası enfeksiyon oranı yavaş yavaş fakat çarpıcı biçimde azalmıştır [8].

1925'ten günümüze kadar olan kısım ise, üç önemli gelişimle sonuçlanan üçüncü dönemdir. İlki, 1936'da kobalt krom [4] ve 1926'da 302 [4] ve 1940'larda da 316 paslanmaz çelik alaşımların geliştirilmesidir [8]. İkincisi 1940'lar ve 1950'lerde polimer kimyanın ve plastiklerin keşfidir. Üçüncüsü ise, penisilin ve diğer antibiyotiklerin işe yarar miktarda üretiminin bulunmasıdır. Sonradan oluşabilecek cerrahi enfeksiyon oranlarını azaltabilme yeterliliğinde olması ve biyolojik dokularla uyumlu birçok cihazın üretilmesi, cerrahların son derece farklı sorunları iyileştirebilme yeteneğini önemli miktarda geliştirmiştir. Günümüzde genel olarak kullanılan birçok biyo-malzeme 25 yıldan daha uzun bir süre önce geliştirilmiştir; arada geçen yıllarla kademeli olarak iyileştirilmişlerdir [8].

2.3 İmplant Cihazlarıyla İlgili Sorunlar

İdeal olarak biyo-malzemenin üstesinden gelmesi gereken birçok sorun vardır. Mekanik özelliklerini riske atmadan, ekonomik yöntemlerle istenilen şekil verilebilmelidir. Vücut sıvılarının içinde korozyona uğramamalıdır. Bu nitelik “fretting” korozyonu ve çatlaktan sakınmayı gerektirir. Biyo-malzemeler hastayı zehirlememelidir; bu nedenle zehirli madde bulundurmamalıdır veya bu tür maddeler malzeme yapısı içine yeterince hapsedilmelidir. Özelliklerine zarar verilmeden basınçlı buhar, radyasyon veya etilen oksit gazı ile kolayca mikropardan arındırılabilmelidir. Hem ara sıra meydana gelen ani aşırı yüklemelerde hem de tekrar eden yüklerden meydana gelen yorulmadan dolayı malzeme kırılmamalıdır. Gerilmeleri güvenli sınırlarda tutmak için mukavemet ve yorulma özellikleri, özellikle gerilme yoğunlaşmalarından kaçınılamayan yerlerde, implantın şekli ile beraber kullanılmalıdır [8].

Genellikle, malzeme bir veya iki yıl değil, daha fazla süre iş görmelidir. Azar azar yayılacak zehirli iyonlar birikmemeli veya uzun zamanda bağışıklık tepkisine yol açmamalıdır. Sonuç olarak, implantlar çıkartılabilecek veya hasar gördüklerinde değiştirilebilecek malzemelerden yapılmalıdırlar. Vücudun reaksiyon gösterdiği malzemeler, cerrahın çıkartmasını da zorlaştırabilirler [8].

2.4 Bağışıklık Sistemi ve Biyo-uyumluluk

Bütün organizmalar yabancı maddeleri uzakta tutmayı denerler; eğer bunda başarısız olurlarsa ve molekülleri yok edilebilir görünüyorsa saldırgan nesneyi yok etmek veya dayanıklı ise lifli doku içinde hapsedmek için oldukça fazla uğraşırlar. Yabancı malzemeyi belirleme sorunu oldukça karmaşıktır. Günümüzde insanlar vücutlarının çeşitli bölümlerine yabancı maddeler yerleştirmesi için cerrahlara para verirler, fakat bedenleri hâlâ “hapset veya yok et” temel esasına takılıp kalmıştır. Bazı durumlarda lifli hapsetme savunması implant üzerinde kötü etkiye sahip değildir fakat genel kural olarak, biyo-malzemeler bedenin doğal eğilimi olan hapsetme veya yok etme davranışından sakındırılmalıdır. Vücut savunmasını (örneğin, bağışıklık sistemi) ortadan kaldırarak bunu yapmak doğru bir yöntem değildir. İşleme devam etmenin en iyi yolu, implantı vücudun kimyasal alıcıları tarafından görünmez kılmaktır. Bütün malzemeler kolayca “yabancı” olarak tanınabileceği için bunu yapmak zordur. Hatırlanması yararlı bir ilke, biyolojik moleküllere benzeyen moleküllü malzemelerin yok edici hücreler tarafından saldırıya daha açık olacağıdır. Örneğin, naylon ve polietilen, uzunlukları boyunca hidrojenli karbon çekirdeklere sahiptirler. İkisi arasındaki temel farklılık naylonun NH_2 son gruba sahipken polietilenin CH_3 son gruba sahip olmasıdır. Proteinlerin de naylon benzeri türde olması dolayısıyla, naylon, bağışıklık sisteminin hücreleri tarafından bozulmaya polietilenden daha yatkındır. Diğer yandan, polietilen gibi dayanıklı bir malzemeden vücuda uygun bir doku eklenmesi de çok zor olabilir. Aslında, hem bağışıklık sisteminden etkilenmeyen, hem de doku yapışmasına cevap verebilen bir polimer yoktur. Diğer bazı malzemeler bağdoku hücreleri için ilgi çekici olabilir; örneğin hidroksiapatit kemik minerali ile neredeyse özdeştir ve iskelet içine nakledildiğinde hızla bütünleşecektir. Ne yazık ki hidroksiapatit, kemiğin sağlamlığı ve mukavemetine yakın değildir. Genel olarak kullanılan sağlam ve dayanıklı olan metaller gibi malzemeler bağışıklık sistemi tarafından yok edilemezler, bu yüzden beden bunları lifli doku içerisine hapsetme eğilimindedir. Bu durum, onların kemiğe sağlam bir şekilde takılmasını engeller [8].

2.5 İmplant Yapımında Kullanılan Malzemeler, Biyo-malzemeler

Biyo-malzeme adlandırması genellikle insana yerleştirilen protez veya diğer tıbbi aletlerin yapımında kullanılan insan yapımı malzemeleri kapsar. Malzeme biliminin birçok alanındaki ilerlemeye rağmen, modern teknolojinin yaşayan bir canlıdaki herhangi bir parçayı asıl yapıdan daha üstün bir yapay malzemeyle (veya organla) değiştirebileceğini sanmak bir hata olacaktır. Buna rağmen, nadiren de olsa asıl organla değiştirilen parçanın, bir bütün olarak aslından daha iyi çalışabileceği düşünülebilir. Örneğin, kemiğin bir parçası benzer yapıdaki bir titanyum alaşımıyla değiştirildiğinde daha yüksek bir mukavemete sahip olur fakat kemik değişen yüklere uyum ve zamanla yorulma hasarını onarma yeteneğinden yoksun kalır [8].

2.5.1 Kırık Sabitlemesinde Kullanılan Biyo-malzemeler

Kırıkların iyileştirilmesinde metaller, mukavemetleri ve sürekliliklerindeki üstün özellikleri nedeniyle başlıca kullanılan malzeme grubudur. Venable, Stuck ve Beach'ın 1937'deki raporuna göre metaller, yumuşak dokunun tuzlu ortamına yatırıldıklarında elektrik potansiyeli üretirler; bu da bölgesel doku ölmesine, metalin korozyonuna ve sonuçta implantların gevşemesine yol açar. Bu raporla beraber, düşük elektrolitik katsayılı metaller değerlendirilmiş ve denenmiştir. Bu yüzden günümüzdeki çoğu implant 316L paslanmaz çeliğinden, Ti-6Al-4V alaşımından veya ticari saflıktaki titanyumdan (Ti ve oksijen) üretilmektedir. Günümüzde krom ve nikel duyarlılığı hakkındaki endişeler artmaktadır. İç sabitleme cihazlarından olan metal duyarlılığı komplikasyonlarının kırık düzelmesindeki fiili değişim etkisinin oranı bilinmemektedir; fakat oldukça düşük görünmektedir [9].

Bütün metaller ve alaşımları tuzlu ortamda korozyona uğrarlar. Bu korozyon, metal bileşenlerin (plaklar veya çiviler ve vidalar) arasındaki hareketten doğan “fretting” aşınma ile önemli miktarda artar. İmplantların çoğu, korozyon dayanımı için pasifleştirilir. Korozyonun etkisi ve elektrolitik potansiyelin etkisini en aza indirmek için benzer olmayan malzemelerin kullanımından kaçınılmalı ve yerleştirme sırasında implantın çizilmemesine dikkat edilmelidir [9].

Biyolojik uyumlu implantlar poliglolik asit gibi emilebilir polyesterlerden yapılırlar; hâli hazırda deneme safhasındadır ve sınırlı klinik uygulamada kullanılmışlardır. Üstün yönleri, yeni oluşan kemiğe yüklerin aşamalı etkimesini sağlamaktır ve implantın çıkarılması için ilave cerrahiye olan ihtiyacı giderirler. Ancak, şu anda uzun kemik sabitlemesi için yeterli çekme

mukavemetine sahip değildirler. Bozulma oranları da bir diğer potansiyel klinik sorundur. Ayrıca bazı biyo-uyumlu polimerlerde sonradan %8 oranında enfeksiyon bildirilmiştir [9].

2.6 Kemik ve Biyomekaniği

Kemik, insan vücudunun temel yapı elemanıdır. Kemiklerin temel görevleri arasında iç organları korumak, vücut hareketini sağlamak ve kasların bağlanacağı eklemleri oluşturmak yer alır. Kemik bu görevleri yerine getirebilmesi için kendine has yapısal ve mekanik özellikleri vardır. Diğer yapı malzemeleriyle karşılaştırıldığında, kemiğe has bir özellik de kendisini onarabilmesidir. Kemik ayrıca, mekanik ihtiyaçtaki değişime uyum sağlayabilmek için şeklini, mekanik davranışını ve özelliklerini değiştirebilir [10].

2.6.1 Kemiğin Bileşimi

Biyolojik terimlerle kemik, vücudun çeşitli yapı elemanlarını birbirine bağlayan bir *bağ dokusudur*. Mekanik terimlerle ise, birçok katı ve sıvı fazlardan oluşan kompozit bir malzemedir. Kemik; hücrelerden, liflerin organik mineral matrisinden ve kolajen (erimeyen protein) liflerin çevrelediği bir taban maddesinden meydana gelir. Kemikte ayrıca mineral tuzları şeklinde inorganik maddeler de vardır. Kemiğin inorganik bileşeni kemiği katı ve göreceli olarak sert yapar; organik bileşen ise esnekliği ve çabuk iyileşmesini sağlar. Kemiğin bileşenleri türlere, yaşa, cinsiyete, kemiğin tipine, kemik dokusunun türüne ve kemik hastalığının bulunmasına göre değişim gösterir.

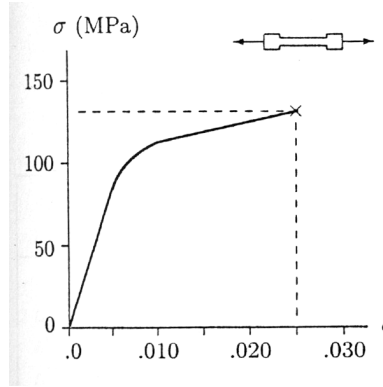


Şekil 2.1. Tibia kesiti [12].

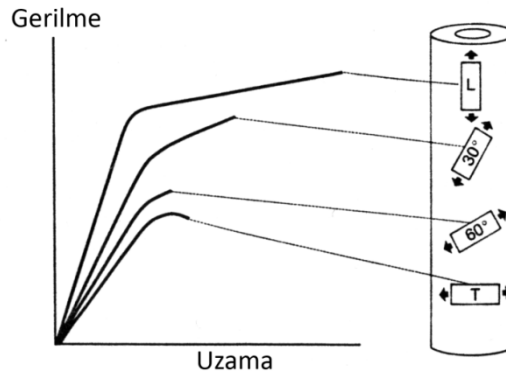
Gözle görülebilir seviyede, bütün kemikler iki tip dokudan meydana gelmiştir (Şekil 2.1). Kortikal veya yoğun kemik dokusu, uzun kemiklerin diyafizini ve tüm kemiklerin dış kabuğunu (korteks) oluşturan yoğun bir malzemedir. Sünger doku (cancellous, trabecular) ise, kortikal kemikle kaplanan seyrek ağ yapısındaki ince tabakalardan (trabeculae) oluşur. Kemikler, periosteum denilen yoğun lifli bir zarla kaplanmıştır. Periosteum, eklem kıkırdağı ile kaplanmış eklem yüzeyleri hariç bütün kemikleri kaplamaktadır [10, 11].

2.6.2 Kemiğin Mekanik Özellikleri

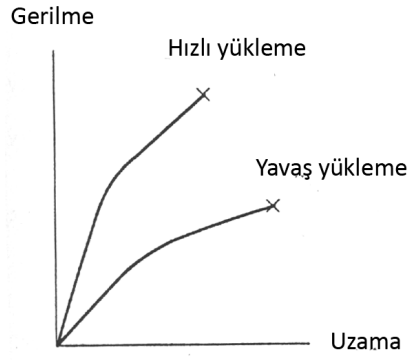
Kemik, çeşitli hücrelerden ve farklı malzeme özelliklerine sahip organik ve inorganik maddelerden oluştuğu için homojen olmayan bir malzemedir. Farklı yönlerde mekanik özellikleri farklı olduğu için de anizotropik bir malzemedir. Bu yüzden kemiğin mekanik davranışı, uygulanan yükün büyüklüğüne bağlı olduğu kadar, yönüne de bağlıdır (Şekil 2.3). Örneğin, kemiğin basma mukavemeti, çekme mukavemetinden daha yüksektir. Kemik, viskoelastik (zamana bağlı) malzeme özelliği gösterir. Kemiğin mekanik davranışı, uygulanan yüklerin uygulanma hızına da bağlıdır. Kemik, çabuk uygulanan yüklere, yavaş uygulanan yüklerden daha iyi dayanım gösterebilir (Şekil 2.4). Bir başka deyişle, kemik, yüksek uzama hızlarında daha sert ve mukavemetlidir [10,11]. İnsan kemiğinin bileşenlerini belirleyen çok fazla değişken olduğu için [10], elastik modülü 17 – 24 GPa arasında değişim gösterir [13].



Şekil 2.2. İnsan kortikal kemiğinde çekme gerilme-uzama diyagramı [10].



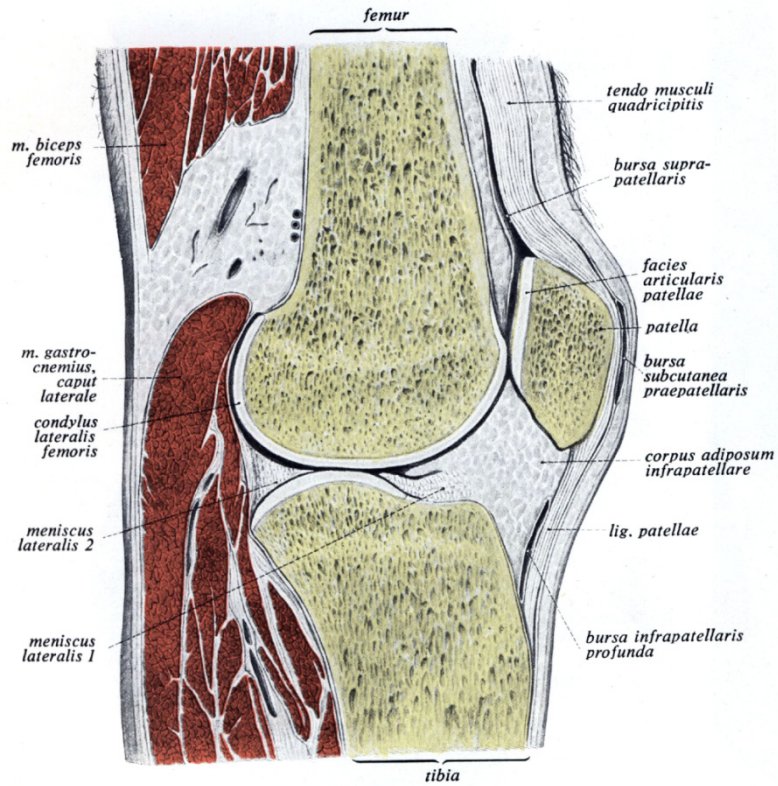
Şekil 2.3. İnsan kortikal kemiğinde çekme gerilme-uzama diyagramı [11].



Şekil 2.4. Kortikal kemikte uzama hızına bağlı gerilme-uzama diyagramı [10].

2.7 Diz ve Yapısı

Diz, vücuttaki en büyük eklem olup, menteşe tipi ve sinovyal bir eklemdir (Şekil 2.5). Doğru düzlemde bacağın bükülme ve uzama hareketine ilaveten diz eklemi, içe ve dışa dönüşlere çok az da olsa izin verir. Diz eklemi, büyük yüklere dayanacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca, şok hasarlara karşı hassas bir yapıya sahiptir [1,10].



Şekil 2.5. Diz ekleminin yapısı [14].

Diz, tibiofemoral (kaval-uyluk arası eklem) ve patellofemoral (diz kapağı-uyluk arası eklem) eklemlerden oluşan iki bağlantı noktasına sahiptir. Tibiofemoral eklem femur ve tibia'nın iç ve dış kondilleri arasında iki farklı bağlantısı vardır. Bu bağlantılar menisküs denen kıkırdak tabakalarıyla ayrılır. Medial (içe doğru) ve lateral (dışa doğru) menisküsler femur ve tibia'nın arasındaki teması engellerler ve darbe emici olarak iş görürler. Patellofemoral eklem ise patella (diz kapağı) ile femoral kondilin ön ucu arasındaki bağlantı noktasıdır [10].

Patella, dizi çarpmayla ilgili hasarlardan da korunur. Dizin dengesi, eklemi çaprazlayan bağlar, kaslar, menisküs ve ligamentöz (bağ) yapılarla sağlanır. Çoğu diz yaralanması, iç tarafta oluşan bağ ve kıkırdak hasarı şeklinde görülür [10].

Dizi çaprazlayan bağlar koruyucudur, hareket için iç kuvvetleri sağlar ve/veya diz hareketini kontrol eder. Dizin kaslarla kontrolü ise esas olarak kuadriseps kasları ve diz ardındaki kas grubu tarafından sağlanır. Kuadriseps kas grubu, rektus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius kaslarından oluşur. Rektus femoris kası ön iç leğen kemiği çıkıntısına ve patellaya tutunur ve esas hareketi kalçada bükülme, dizde uzama hareketidir. Vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius kasları patella boyunca femur ve tibia'yı bağlar ve hepsi dizin uzatıcı kaslarıdır. Biseps femoris, semitendinoz ve semi membranoz kaslar hamstring kas grubunu oluşturur ki, bunlar kalçanın uzanma, dizin bükülme ve tibia'nın biraz iç ve dış yöne dönüşlerini kontrol eder. Semitendinoz ve semimembranoz kasların leğen kemiğinde üst, tibia'da alt bağlantıları vardır. Biseps femoris kasının leğen kemiği ve femurda üst, tibia ve fibulada alt bağlantıları vardır. Keza diz ardı kasının da femur ve tibia'da bağlantıları vardır. Bu kasın esas işlevi dizin bükülmesidir. Dizin diğer kasları sartorius, gracilis, gastrocnemius ve plantaristir [10].

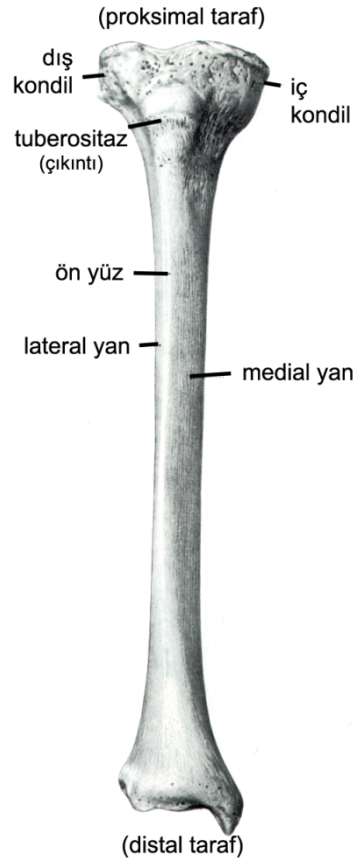
Tam uzama pozisyonunda olan bir diz eklemine bükülmeye başlaması esnasında kendi eksenine etrafında kıvrılmış ve gerilmiş olan büyük bağları gevşeyerek iki eklem yüzü arasında hareketin başlamasına izin verirler. Bu olay esnasında popliteus kası da, tutunmuş olduğu femurun dış yan kondilini ve dış menisküsü arkaya doğru çekerek, femura tibia üzerinde biraz dış rotasyon yaptırır. Eklem yüzleri, uzanma pozisyonunda daha fazla bir alanda temas ederler. Bu nedenle uzanma pozisyonunda menisküsler genişleyerek sıkışır, bükülme pozisyonunda ise eski pozisyonlarına dönerek daha serbest hale gelir [1].

Temel olarak anatomik eksen alınırsa koronal (alından aşağı inen) düzlemde femur shaftı ve tibia shaftı arasında $4,9^\circ$ lik ($\pm 0,7$) bir dışa doğru dizilimi bulunur. Mekanik eksen olarak tanımlanan çizgi ise femur başının merkezinden, kondillerarası çentikten, tibia platosunun orta noktasından ve dikey eksene göre $1,2^\circ$ ($\pm 2,2$) içe doğrudur. Femur eklem yüzü ise, femur

şaftına göre 85° dışı doğrudur. Tibial eklem yüzü ise, erkeklerde 1° ($\pm 1,5$), kadınlarda 0,1° ($\pm 1,7$) hafifçe içe doğru eğilimlidir. Bu parametrelerde yaşı'n öneme rastlanmamaktadır. Femur cismi ile femur başı arasında koronal planda 126° açı bulunmaktadır. Buna ilave olarak eksenel düzlemde femur başı ve boynu 15° öne doğru dönük pozisyonundadır. Üst femurun morfolojik yapısı mekanik eksenindeki değişiklikler ve dize yük aktarımı açısından önemlidir [1].

2.7.1 Tibia (Kaval Kemigi)

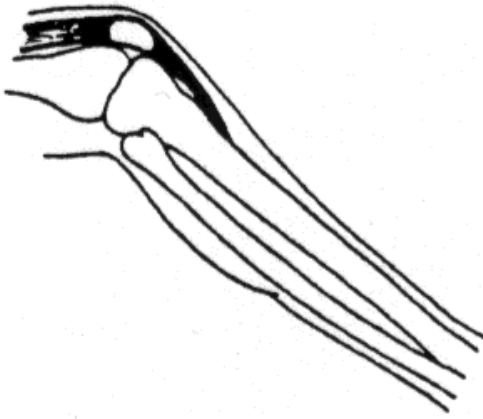
Tibia (Şekil 2.6) esas vücut ağırlığını taşıyan kemik olup, bacağın ön-iç yanındadır. İskeletimizin ikinci en büyük kemigidir. Üst kısmı oldukça büyüktür. Çünkü femurun kondilleri ile eklemleşen iç ve dış tibia platoları bu bölgeyi oluşturur. Buralarda bulunan eklem yüzleri femur kondilleri ile eklem yapar ve iki kemiğin eklem yüzleri arasında menisküsler bulunur. İç plato daha büyük ve daha konkavdır. Tibia platosu eklem yüzü arkaya doğru 10 derece eğime sahiptir. Eklem yüzü kemik uzun eksenine diktir. Kemiğin alt kısmı talus ve fibulayla eklem oluştururken, üst kısım da diz eklemine alt eklem yüzünü oluşturur. Tibia üst kısmının altında dış, arka ve alt kısmında fibulanın proksimali ile eklem oluşturur [1].



Şekil 2.6. Tibianın önden görünüşü [14].

Koronal düzlemde iç ve dış platolar kısmen düz olmasına rağmen sagittal düzlemde ise iç plato içbükey, dış plato dışbükeydir. Bu iki yüzey birbirinden, üzeri kıkırdakla kaplı olan kondiller arası çıkıntı ile ayrılır. Tibial çıkıntı, şekli ve büyüklüğü ile içe-dışa hareket ve dönüşte dengeye katkıda bulunur. Üst tibia'nın ele gelen parçaları önde tibial çıkıntı. ve dış yanda yer alan Gerdy çıkıntısıdır. Gerdy çıkıntısına iliotibial band yapışırken, tibial çıkıntıya patellar tendon yapışır. Tibianın üst kısmında ve arkasında düzensiz bir çıkıntı bulunur ve soleal çizgi olarak adlandırılır. Buraya soleus kası yapışır. Tibianın anteromedialine semitendinöz, semimembranöz ve grasilis kasları yapışır [1, 10].

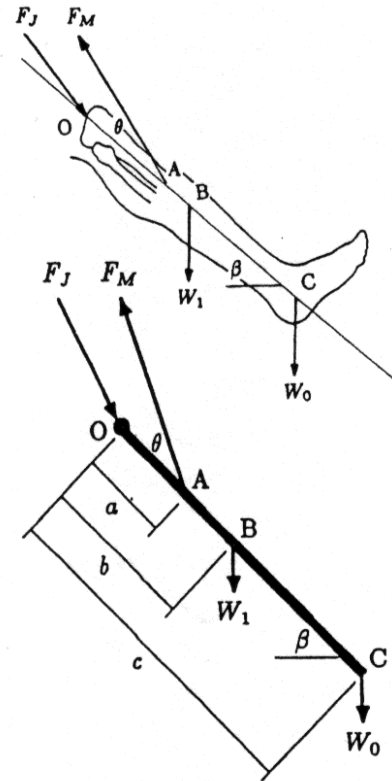
2.7.2 Dizin Mekanik



Şekil 2.7. Alt bacağın yandan görünüşü [10].

modeli Şekil 2.8'de gösterilmiştir. W_1 alt bacağın ağırlığı, W_0 ayakkabının ağırlığı, F_M patellar tendon boyunca tibiya kuadriseps kası tarafından iletilen çekme kuvveti, F_J ise tibia üst yüzeyine femur tarafından uygulanan tibiofemoral eklem iletilme kuvvetidir. Tibiofemoral eklem merkezi O'dadır ve patellar tendon A noktasında tibiya bağlanır. Alt bacağın ağırlık merkezi B noktasıdır. O ile A, B ve C arasındaki uzaklıklar sırasıyla a, b ve c olarak ölçülmüştür. Alt bacakta tibia yatayla β açısı, kuadriseps kas gücü de tibia ile θ açısı yapar şekilde gösterilmiştir [10].

Ağırlık ayakkabısı giyen bir kişi dikkate alınırsa; oturur durumda, alt bacakta kuadriseps kasını gererek bükme ve uzatma hareketleri yapar (Şekil 2.7). Alt bacakta geçerli yükler ve bacağın basit mekanik



Şekil 2.8. Alt bacağa etkili yükler [10].

Etkili olan kuvvetlerin yatay (x) ve dikey (y) bileşenleri ile yönleri Şekil 2.9'da gösterilmiştir. Kas gücünün bileşenleri

$$F_{Mx} = F_M \cos(\theta + \beta) \quad (i)$$

$$F_{My} = F_M \sin(\theta + \beta) \quad (ii)$$

Burada F_M , F_{Jx} , F_{Jy} olmak üzere üç bilinmeyen vardır. Bu iki boyutlu (düzlemsel) problemin çözümü için bütün üç denge durumları kullanılmalıdır. Saatin ters yönündeki momentler pozitif kabul edilsin, O'ya göre alt bacağın dönme dengesi göz önüne alınacak olursa:

$$\sum M_O = 0 : \quad (a \cos \beta) F_{My} - (a \sin \beta) F_{Mx} - (b \cos \beta) W_1 - (c \cos \beta) W_0 = 0$$

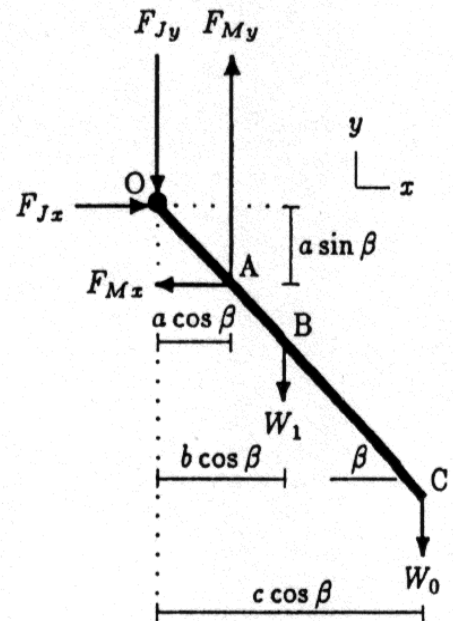
Üstteki denklemler bu son denklemde yerine konur ve F_M için çözüm yapılırsa:

$$F_M = \frac{(bW_1 + cW_0) \cos \beta}{a[\cos \beta \sin(\theta + \beta) - \sin \beta \cos(\theta + \beta)]} \quad (iii)$$

Denklem (iii) yatayla β açısını yaparak öne uzatıldığı zaman bacağına destek olan kuadriseps kası tarafından harcanması gereken gücün büyüklüğünü verir. F_M bir kez belirlendiğinde yatay ve dikey kuvvetler boyunca diz eklemine oluşan tepki gücünün bileşenleri x ve y yönlerinde alt bacağın iletim dengesi göz önüne alınarak değerlendirilmelidir:

$$\sum F_x = 0 : F_{Jx} = F_{Mx} = F_M \cos(\theta + \beta)$$

$$\sum F_y = 0 : F_{Jy} = F_{My} - W_0 - W_1$$



Şekil 2.9. Etkili yüklerin bileşenleri [10].

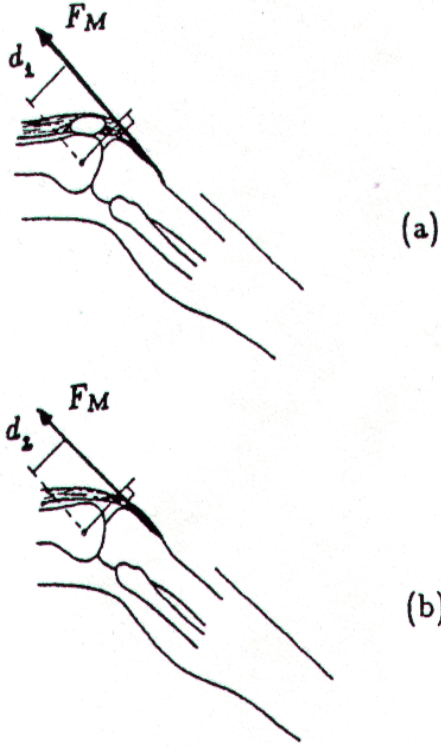
$$F_{Jy} = F_M \sin(\theta + \beta) - W_0 - W_1$$

Sonuç olarak, diz eklemine tibia yüzeyine uygulanan basınç kuvveti büyüklüğü

$$F_j = \sqrt{(F_{jx})^2 + (F_{jy})^2} \quad \text{şeklinde bulunur.} \quad (iv)$$

Patellar tendon boyunca tibia üzerine kuadriseps kası tarafından harcanan F_M kuvveti, tibianın uzun eksenine normal ve tanjant bileşenlerine dayanılarak açıklanabilir. Tanjant bileşeni F_{Mt} , tibianın uzun eksenine aynı çizgi üzerinde gücü iletir ve tibiofemoral eklemin yüzeylerine baskı uygularken, kas gücünün normal bileşeni F_{Mn} 'nin esas işlevi, diz eklemi etrafında tibianın dönmesini sağlamaktır. F_M 'nin normal bileşeni θ 'nın sinüs fonksiyonu olduğundan patellar tendon ve tibianın uzun eksen arasındaki daha geniş açı, kas kullanımının daha geniş döndürme etkisini gösterir. Bu, geniş θ açısı için şunu ifade eder: Daha az kas gücü diz eklemi sıkıştırmaya harcanır ve kas çekmesinin daha büyük kısmı diz eklemi üzerinde alt bacağın döndürülmesine harcanır. Patellanın en önemli biyomekanik fonksiyonlarından birisi, kuadriseps kasının ve patellar tendonun ön yerdeğiştirmesini sağlamaktır. Böylece θ açısını

artırarak dizin dönme merkezine göre diz gerici kas kuvvetlerinin levyeye kolu uzatılmış olur (Şekil 2.10a) [10].



Şekil 2.10. Patella, levyeye kolu uzunluğunu artırır.

Patellanın cerrahi olarak kaldırılması, patellar tendonu diz eklemine daha yakın hale getirir ki (Şekil 2.10b), kas gücünün levyeye kolu uzunluğunun azalmasına sebep olur ($d_2 < d_1$). Göreceli olarak uzun bir levyeye kolu avantajını kaybederek, kuadriseps kası diz eklemi üzerinde alt bacağın dönüşü için normalden daha fazla güç harcamak zorunda kalır [10].

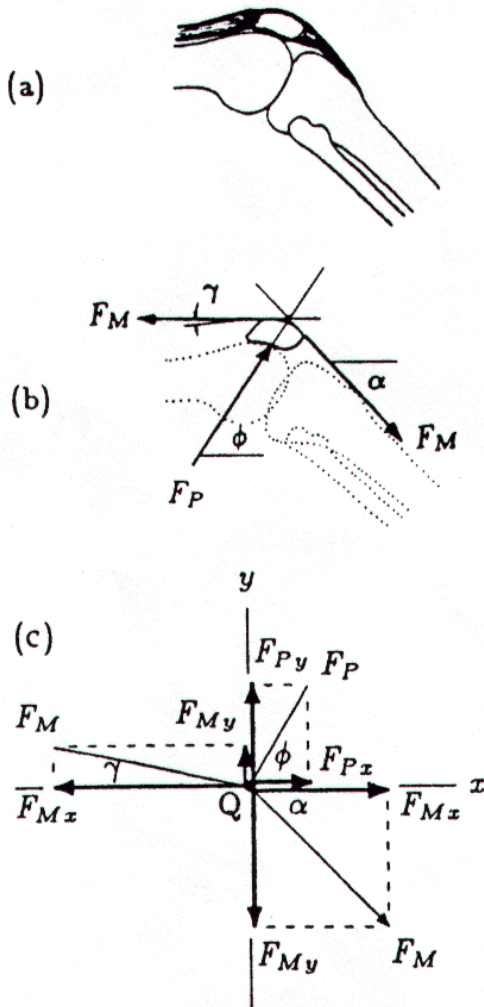
İnsan dizi, tibiofemoral ve patellofemoral eklemlerden oluşan iki eklem yapısına sahiptir. Kasta ne kadar yüksek çekme gücü uygulanırsa, patella üzerinde o kadar fazla baskı gücü oluşur [10].

Alt bacağın serbest vücut diyagramı düşünülerek tibiofemoral eksen etrafını tutan güçler dikkate alınsın. Patellar tendondaki gerilmeyi belirleyerek ve gerilmeyi kuadriseps etrafında uniform kabul ederek, patellanın serbest vücut diyagramı düşünülerek, patellofemoral ekleme uygulanan sıkıştırma gücü hesaplanabilir. F_M , patellar ve kuadriseps tendonlarındaki gerilme kuvvetinin büyüklüğü

uniform; F_P patella femoral ekleme harcanan gücün büyüklüğü, α patellar tendon ve yatay arasındaki açı, γ kuadriseps tendon ve yatay arasındaki açı, θ eklemden basınca tepki kuvveti etki çizgisi arasındaki bilinmeyen açı. Buradaki üç kuvvetli sistem, patellanın dengesi için aynı zamanda işlemelidir. Önce patellar ve kuadriseps tendon kuvvetlerinin hareket hattını uzatarak, olağan Q kesişme noktasını belirlenebilir. Q noktasına bağlı olan çizgi ve F_P 'nin uygulama noktası, F_P 'nin uygulama çizgisine uyacaktır. Kuvvetler Q'ya dönüştürülebilir ve denge formülleri uygulanabilir. x ve y yönlerinde patellanın dengesi için denklemler [10]:

$$\sum F_x = 0 : F_P \cos \phi = F_M (\cos \gamma - \cos \alpha)$$

$$\sum F_y = 0 : F_P \sin \phi = F_M (\sin \alpha - \sin \gamma)$$



Bu denklemler ϕ açısı için ve patella üzerinde patellofemoral eklemden femur tarafından uygulanan sıkıştırma kuvvetinin büyüklüğü olan F_P birlikte çözülür [10]:

$$F_P = \left(\frac{\cos \gamma - \cos \alpha}{\cos \phi} \right) F_M$$

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \alpha - \sin \gamma}{\cos \alpha - \cos \gamma} \right)$$

Şekil 2.11. Patella üzerine etkili kuvvetlerin statik analizi [10].

3. İMPLANT KULLANIMI

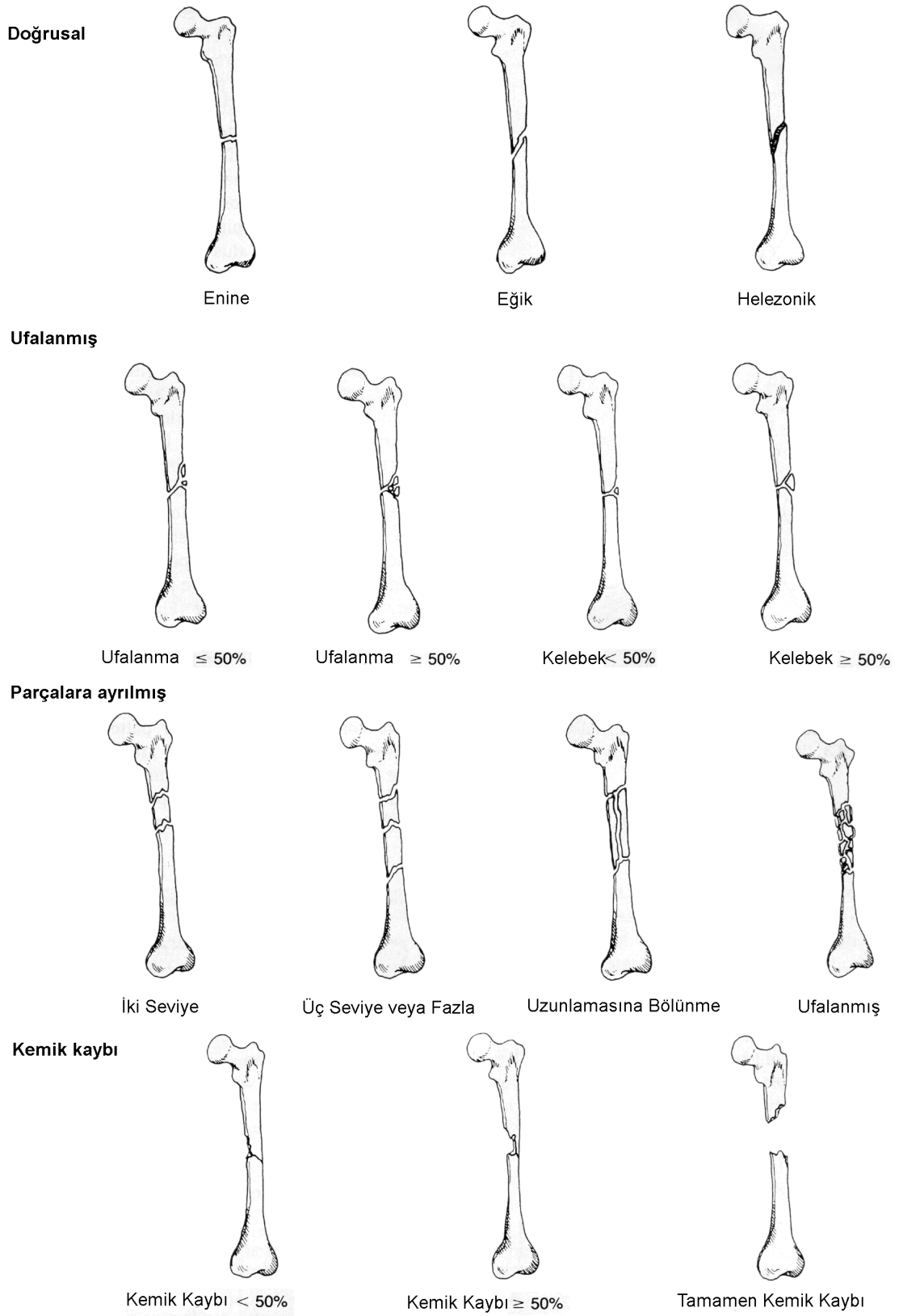
3.1 Kırıklar

Kırık iyileştirmesinde amaç, ekstremitede (kol veya bacak) en iyi işlev dönüşünün sağlanması ve anatomik pozisyona en yakın şekilde kırık bütünlüğünün elde edilmesidir. Çünkü ekstremiteye ilave zarar vermeden cerrahi müdahale mümkün değildir; seçilen teknik, ek doku hasarını ve kemik yarasını en aza indirmelidir. Ekstremiteye ve planlanan iç sabitlemeye uygulanacak mekanik gerilmeler de ayrıca dikkate alınmalıdır. Uygulamada bu işlevi en iyi şekilde yerine getirebilecek implantlar geliştirilmiştir. Kırık iyileşmesinin oluşmayacağı şekilde kırığın biyolojisi çok bozulmuşsa, implant veya eksplant uygulaması tahmin edilebileceği gibi başarılı sonuçlanmaz [9].

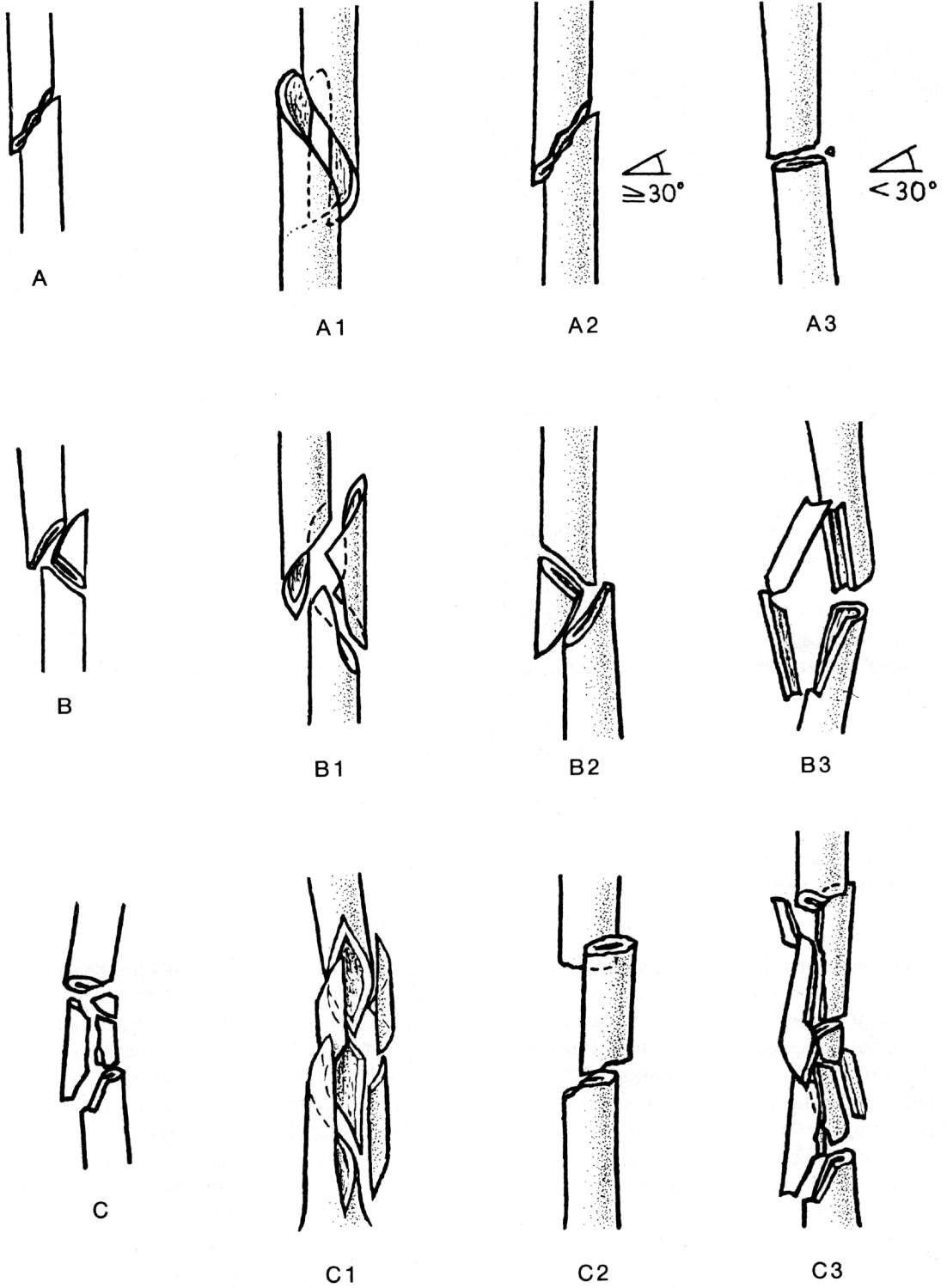
Kemikte kırılma meydana geldiğinde, normal durumda rijitliğini koruyan kemik parçaları ve etrafındaki dokular, kırılma sonrasında kuvvet dağılımının eksikliğiyle serbestçe hareket ederler. Yük taşıma yeteneğini ve normal uzuv görevini yeniden kazandırmak için düzgün anatomik hizalama ve yapısal süreklilik yeniden sağlanmalıdır [14].

Tibiadaki kırıkları iyileştirebilmek için uygulanan kabul edilebilir ilk içten sabitleme uygulamaları 1950'lerde görülmektedir. Tibia, ön-iç yüzeyinin tamamen derialtı ve vücudun hassas bir bölgesi olması nedeniyle en fazla kırılmanın yaşandığı kemiktir. 1945'te İsviçre Ulusal Sigorta şirketi, tüm tibia ve fibula kırıklarının yaklaşık %40'ının kalıcı hasarla sonuçlandığını bildirmiştir [14].

Ortopedik cerrahinin en öncelikli sorumluluğu, işlev bozukluğunun önlenmesidir. Ancak, serbest doku transferinde artan başarıların elde edildiği, osteokondüktif biyomalzemelerin geliştirildiği ve yakın gelecekte mümkün olabilecek cerrahi işlem boyunca veya sistematik olarak yaralı bölgeye doğrudan uygulanabilecek osteoindüktif (kemik yapımını uyaran) malzemelerin hasarlı ekstremitenin tedavisinde biyolojik müdahalenin olacağı bir döneme yaklaşıyoruz. [9].



Şekil 3.1. Uzun kemik kırıklarının OTA (Orthopaedic Trauma Association) sınıflandırması [9].



Şekil 3.2. Diyafizyal kırıklar. **A,** Basit kırıklar: 1, spiral; 2, eğik; 3, yatay. **B,** Kama kırıkları: 1, spiral kama; 2, eğilme kaması; 3, parçalı kama. **C,** Kompleks kırıklar: 1, spiral; 2, segmentli; 3, düzensiz [9].

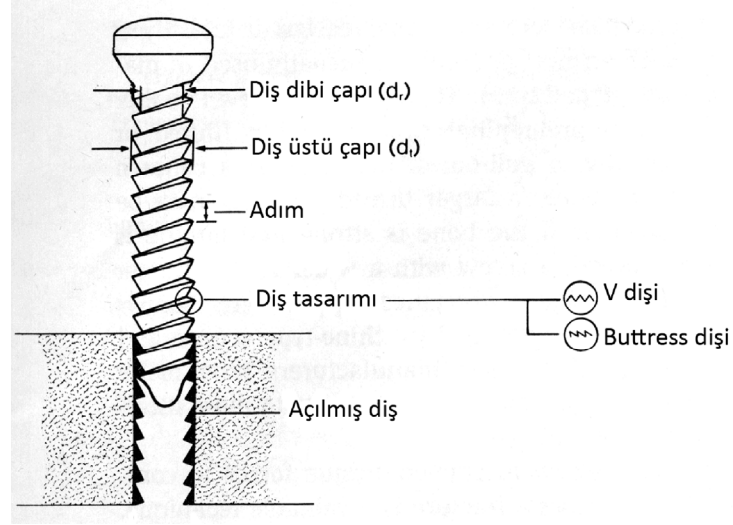
3.1.1 İmplant Tasarımı ve Kırık Sabitlemesinin Biyomekaniği

Kemik hasarının değerlendirilmesinde genellikle bahsedilen etkenler; yükün türü, büyüklüğü ve oranı ile kemiğin malzeme ve yapı özellikleridir. Kemik, gerilmenin uygulandığı yöne bağlı gerilme-uzama ilişkisi gösteren anizotropik bir malzemedir. Sünger ve kortikal kemikler de kendi kesitlerinde çapları ve gözeneklilikleri ayrı oldukları için ilave olarak heterojen bir yapıdadır. Vücut dışında kortikal kemiğin uzaması %2'yi aştığında kırılma olurken, sünger kemikte uzama %7'yi aşana kadar hasar görülmez. Kırılma görüntülerini incelerken, yüklemenin biçimi yaralanmanın ve olası benzer yaralanmaların mekanizmasının anlaşılmasını sağlar. Yükler genelde çekme, basma, eğme, kayma, burulma veya bunların bileşimi olarak tanımlanır. Kemik kırılmasının biçimi yumuşak doku yaralanmasının ve kırığın sağlamlığı konusunda önceden bilgi verebilir [9].

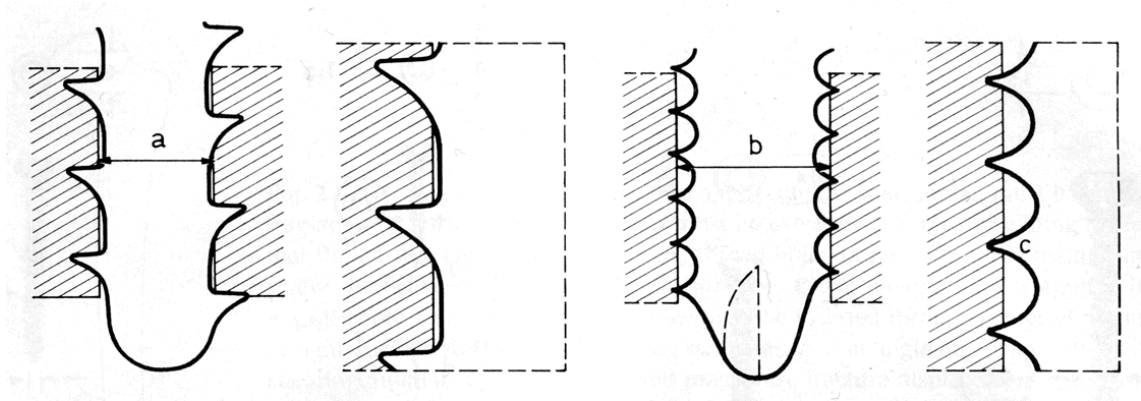
Malzeme mekanik özellikleri, gerilme-uzama eğrileriyle, yapı özellikleri de yükleme deformasyon eğrileriyle ifade edilirler. Alan atalet momenti ve kutupsal atalet momentinin yapısal özellikleri, implantlarda istenen katılık ve mukavemeti elde etmek için değiştirilir. Çoğu implant yükleme deformasyon eğrisinin elastik deformasyon bölgesinde çalışır. Medullar çivi, plak ve vidalar veya dıştan sabitleyici kullanıldığında cerrahi öncesi tasarımı, dış veya iç sabitlemenin taşıyacağı kuvvetleri ve implantın yorulma ömrünü dikkate almalıdır; bu ayrıca cerrahi sonrası iyileştirme programını belirlemek için de gereklidir [9].

3.1.2 Vida Sabitlemesi

Vidalar; baş, shaft, diş ve uç olmak üzere dört parçalı yapısı olan karmaşık aletlerdir (Şekil 3.3). Baş altıgen, artı şekilli, yarıklı veya yıldız (Phillips) tasarımı olabilen, tornavida için bağlantı işlevi gören kısımdır; ayrıca kemik üzerine vidalar tarafından yapılan basmaya karşı bir karşı kuvvet görevi görür. Shaft veya gövde, vidanın baş ve dişli kısımlar arasındaki düzgün kısmıdır. Diş; iç çapı, diş çapı (dış çap), komşu dişler arasındaki uzaklık ve hatve (bir tam turda kemik içinde aldığı mesafe) ile tanımlanır. Kök bölümü (iç bölüm) vidanın çekme kuvvetlerine dayanımını belirler ve diş ara yüzeyinde kemiğin alanını ve dişin kök bölümünü ilişkilendirir. Makine vidaları öncelikli olarak kalça bastırma vida cihazlarını femurun gövdesine sabitlemekte kullanılır. Makine vidaları için delinecek deliğin boyutu çok önemlidir. Geniş bir vida deliği dişlerin tutunması için güvenilmez olacaktır; dar bir delik ise vidanın içeri yerleştirilmesine olanak vermeyecek veya kemiğe yerleştirirken parçalanmaya sebep olacaktır. Kendinden kılavuzlu vida için (Şekil 3.4), kortikal kemikteki deliğin delgi noktası, yumuşak kemik için kullanılandan 0,3 mm daha geniş olmalıdır. Vidalar ve delme noktaları cerrahi işleminden önce düzgün boyutta olmaları için kontrol edilmelidir [9].



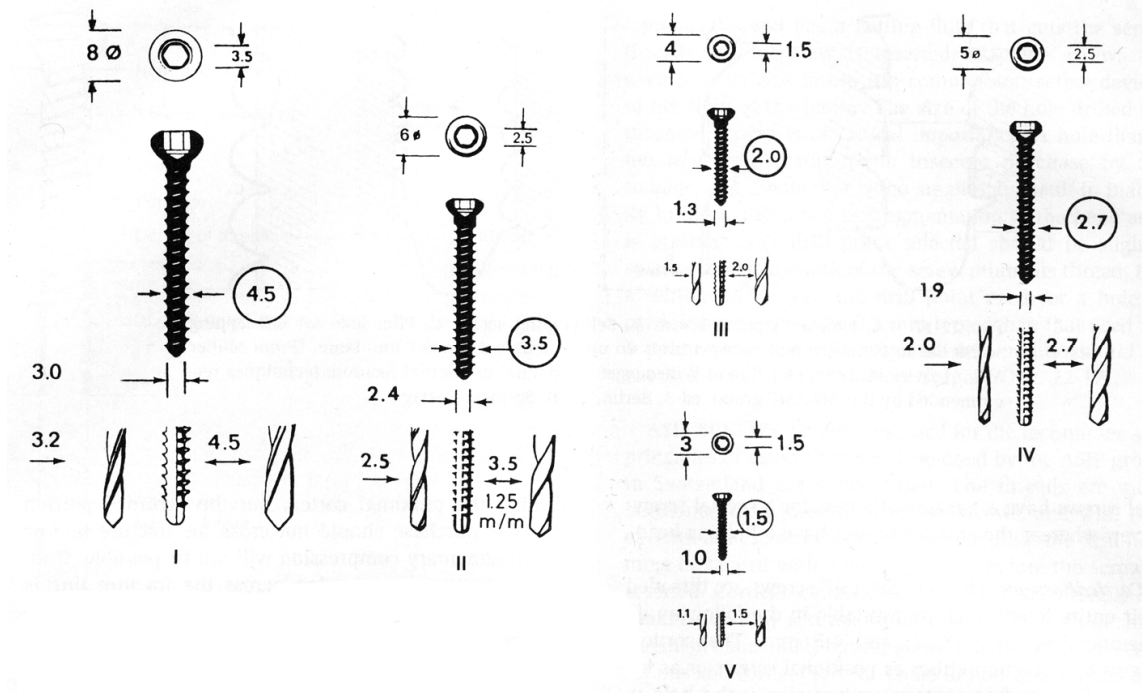
Şekil 3.3. Ortopedik kemik vidasının yapısı [9].



Şekil 3.4. A, Kendinden kılavuzlu olmayan vida. B, Kendinden kılavuzlu vida [9].

ASIF VİDALARI: Kemik yapımının esasları ve teknikleri için İsviçre'deki ASIF grubu tarafından geliştirilen vidalar geniş ölçekte kullanılırlar. Vida dişleri makine vidalarınınkinden daha yataydır ve nadir istisnalar dışında bu vidalar kendinden kılavuzlu değildir; deliğe vida yerleştirilmeden önce bir delici kılavuz ile diş açılmalıdır. Kortikal, süngersi ve malleolar tasarımlar ASIF vidaları arasında bulunur. Küçük parçaları ve küçük kemikleri sabitlemek için mini-vidalar, standart süngersi ve kortikal vidaları ile birlikte çeşitli uzunluk ve çapta bulunmaktadır. Standart süngersi ve kortikal vidaların başı, özel bir tornavida için altıgen şeklinde yuvaya; daha küçük vidalar da yıldız (Phillips) başa sahiptir [9].

Kortikal vidalar: Kortikal ASIF vidaları tüm boyda dişlidir ve 4,5-3,5-2,7-2 ve 1,5 mm çaplarında bulunurlar. Bu vidalar, eğer korteks yanındaki delik fazla delindiye kırıklar arası basma için pozisyonel vida veya sıkma vidası şeklinde işlev görebilir (Şekil 3.5) [9].



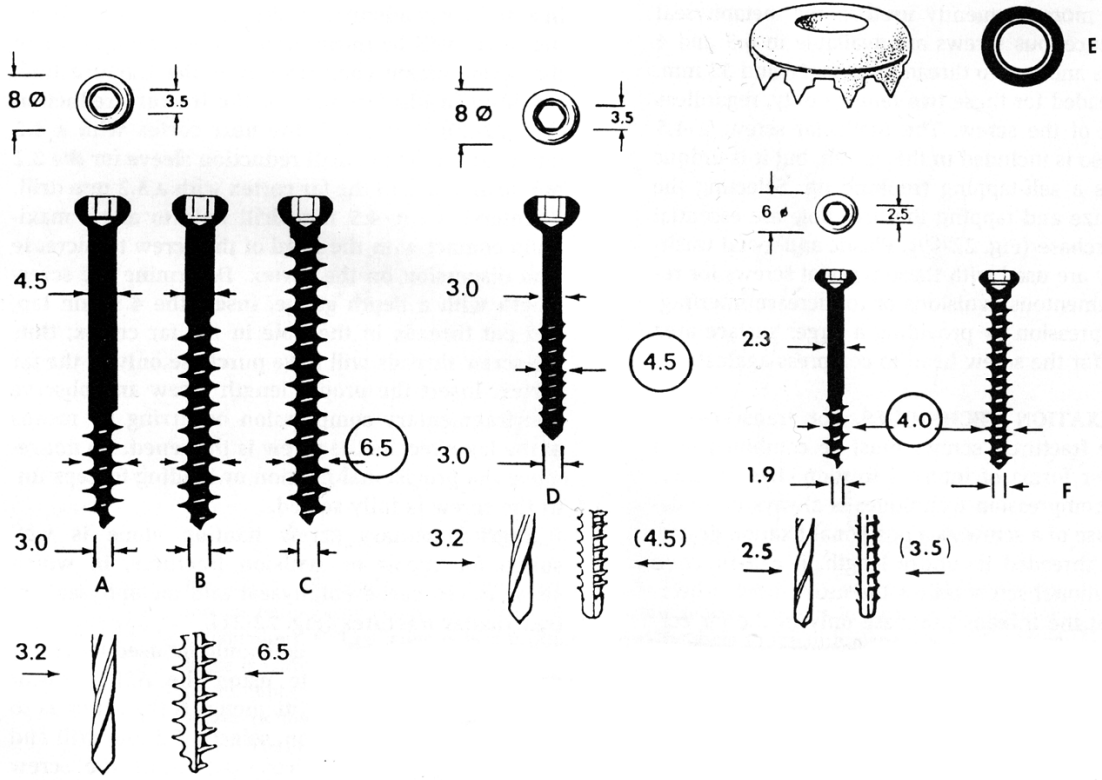
Şekil 3.5. Kortikal kemik vidaları [9]

Süngerli vidalar: Bu vidalar, yumuşak süngerli kemikte daha fazla tutunmayı sağlamak için daha geniş dişlere sahiptir ve bundan dolayı metafizyel alanda daha fazla kullanıma sahiptir. Süngerli vidalar çapı 6,5 ve 4 mm ile diş uzunluğu 16 ve 32 mm şekillerinde bulunurlar. Vidanın boyu ne olursa olsun sadece bu iki diş uzunluğuna sahiptirler. Bu grubun içinde olan bir başka vida olan malleolar vida ise, 4,5 mm'lik bir vidadır fakat kendinden kılavuzlu testere uca sahip olduğu için kendine özgüdür. Düzgün delgi boyutu ve delik kılavuzlaması güvenli bir tutunma için gereklidir (Şekil 3.6) [9].

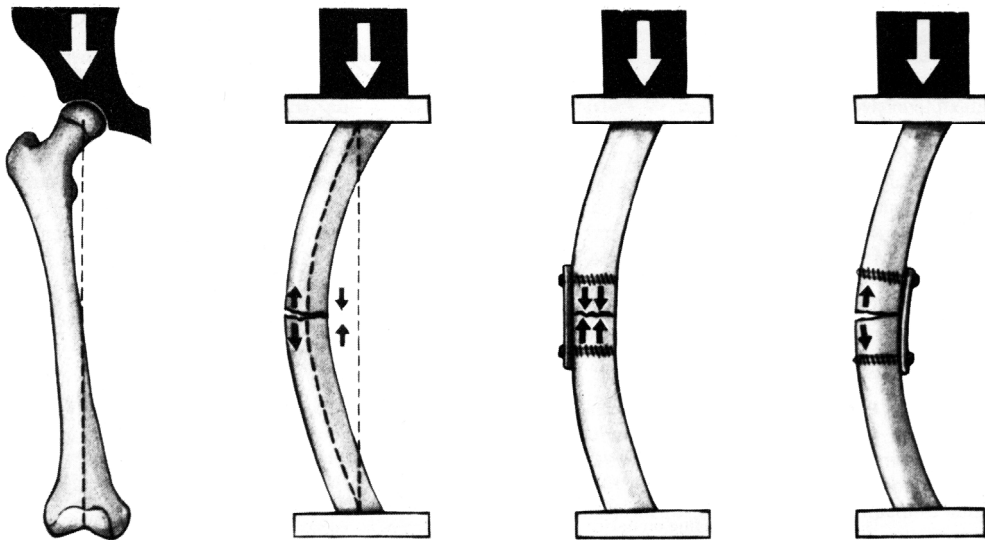
3.1.3 Plak ve Vida Sabitlemesi

Kırıkların plak ve vida ile sabitlenmesi, bu yüzyıl boyunca sürekli tasarım değişimleri ve gelişim geçirmiştir. Pauwels ilk kez kırıklarda, dağınık parçaların sabitlenmesinde germe bandı prensiplerini belirlemiştir. Bu mühendislik prensipleri, olağandışı yüklenmiş bir kemiğin konveks tarafındaki çekme yüklerini basma yüklerine dönüştürmenin uygulamasıdır. Bu, bir germe bandının (kemik plağı), kemiğin çekme (veya konveks) tarafı üzerinde kırık boyunca yerleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Çekme kuvvetleri bu konumda germe bandı tarafından etkisizleştirilir ve basma kuvvetlerine dönüştürülür. Eğer plak, kemiğin basma (veya konkav) tarafına uygulanmışsa, bükülme, yorulma ve hasar olasıdır. Bu nedenle germe bandı plağı uygulamanın basit prensibi, kemiğin çekme (konveks) tarafına yerleştirilmesidir. Öyle ki kemik

basma kuvvetlerine maruz kalacak ve böylece germe bandı aparatının ağır ve rijit olmasına gerek kalmayacaktır (Şekil 3.7). Germe bandı prensipleri ayrıca dirsek ve diz kapağı kırıklarında da iğneler veya vidalar ve kablolar ile de kullanılır. Germe bandı ve eksenel basma prensipleri sıklıkla plaklarda ve vidalarda kullanılırken birleştirilir [9].

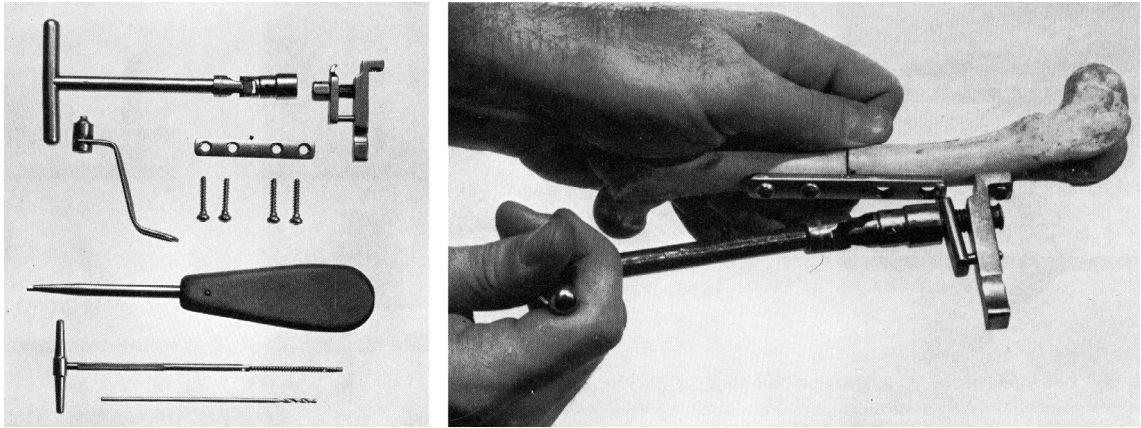


Şekil 3.6. Süngersi kemik vidaları [9]



Şekil 3.7. Germe bandı prensipleri [9].

Eksenel basmanın kullanılması süngersi kemikteki kırıkların birleştirilmesini desteklemektedir. Bu uygulama başlangıçta Key tarafından tanımlanmış ve sonra Charnley tarafından yaygınlaştırılmıştır; şimdi ise tamamen benimsenmiştir. Ancak, kortikal kemik üzerinde basmanın etkileri tartışmalıdır. 1951’de Eggers ve ark. kortikal kemiğin iyileşmesinde temas-basma elemanının önemli olduğunu göstermişlerdir ve vida yuvaları eğimli plaklarını tanıtmışlardır. Egger plağı basma yönündeki yüklemeleri karşılamak için ekstremitenin kaslarının kasılmasında ve normal yükleme içerisinde güvenilirdir. Fakat pratikte bu basma meydana gelmeden hasar olabilir; özellikle vidalar kırık rijitliğini düzeltmek için yeterince sıkıldığında ve böylece plağın oluklarında yeterince kayamadığında gerçekleşir. Belçika’dan Danis parçaları aktif olarak basan plağı ilk tanımlayanlardan biridir; bu çalışmada bir cıvata, vida sıkılmadan önce plakta son vidaya karşı basma uygulamak üzere kullanılmıştır. A.B.D.’den Venable ve Stuck benzer bir plak üretmiştir. İsveç’teki AO grubundan Müller, Allgöwer ve diğerleri kırıklara basma uygulamak için bir kompresyon plağı ve donanımını tasarlamışlardır (Şekil 3.8). Bu plak 1963’te ilk açıklanmasından beri birçok değişikliğe uğramıştır [9].



Şekil 3.8. Müller kompresyon plağı [9].

Plaklar yapılan açık teknik uygulamalar neticesinde kırığın anatomik redüksiyonu ile kas-tendon birim ve eklemlerinin erken çalışması için kararlılığı sağlar; fakat erken ağırlık yüklenmesine karşı korunmalıdır. Plak ile sabitlemenin dezavantajları arasında çıkarılmalarından sonra kemiğin yeniden kırılması, osteoporoz, plak tahrişi ve az da olsa immünolojik reaksiyon görülebilir [9].

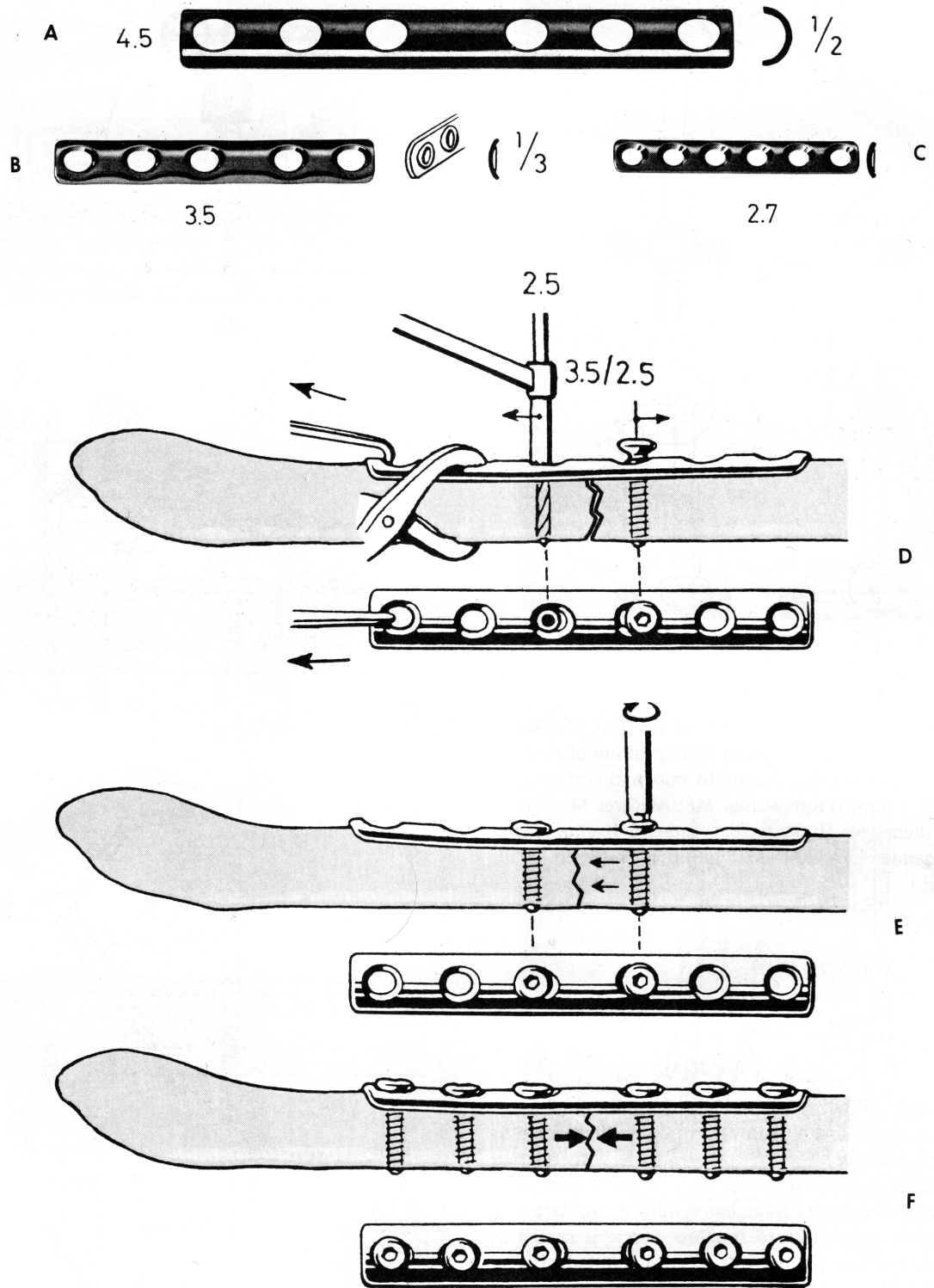
Plaklar, vidaların tek başlarına karşı koyamayacakları deformasyon kuvvetlerini etkisizleştirirler. Kırık redüksiyonunun en uygun şekilde sağlanabilmesi için kırık hatlarının belirlenmesi gerekir. Vidaların uygulanması da ayrıca önemlidir; çünkü yanlış yerleştirme veya ardışıklık ilave bir yer değiştirme ya da kayma ile sonuçlanır ve redüksiyon kaybı olur. Herhangi bir tip plağın işlev görmesi için uygun şekilde kemiğe vida ile sabitlenmesi gerekir.

Genellikle buttress (payanda) plağı hariç kırığın üstüne ve altına 6 – 8 tutunma noktası gereklidir. En genel yapılan hatalardan biri ise yetersiz uzunlukta plak kullanmaktır. Yerleştirme sırasında vidaların aşırı sıkılmasından kaçınılmalıdır. Yaranın kapatılmasından önce vida-kemik ara yüzeyindeki gerilme gevşemesine zaman vermek için bütün vidalar yeniden sıkılmalıdır [9].

Özel plak tasarımları arasında yarı tüp şeklinde (semitubular), bir-üç ve bir-çeyrek tüp şeklinde plaklar, T ve L plaklar, dinamik kompresyon plakları ve cobra arthrodesis plakları yer alır. Femur gibi uzun kemiklerde geniş plak denen gerilme yoğunlaşmasını en aza indiren temas yüzeyini azaltan delikli plaklar kullanılır. Plakların birçok farklı türü ve tasarımı işlevsel olarak dört grupta toplanabilir: Nötralizasyon plakları, kompresyon plakları, buttress plakları ve köprü plakları [9].

Nötralizasyon plakları, kırık parçaların vidalar yardımıyla sabitlenmesini sağlar ve burulma, bükülme ve kayma kuvvetlerini nötrleştirirler. Bunlar genellikle kırığın kama kısmının kırık içinde vida sabitlemesinden sonraki kelebek veya kama tipi parçalı kırıklarda kullanılırlar. Plağın sağlamlığı parçalar arası vida ile önemli şekilde geliştirilebilir. Nötralizasyon plaklarıyla sabitlenen genel kırıklar humerus, radius ve ulna ile fibulanın B tipi kama kırıklarıdır. Nötralizasyon plağının sabitleme tekniği aslında kompresyon plağı ile aynıdır, fakat kompresyon plaklarının vida delikleri farklıdır [9].

Kompresyon plakları burulma, bükme ve kayma kuvvetlerine karşı koyarlar ve kırık bölgesi boyunca ya harici çekme cihazları ile veya dinamik kompresyon plak tasarımlarındaki özel tasarım kendinden-kompresyonlu delikler boyunca basma oluştururlar; bu delikler vidanın tutunduğu gibi plağın uzunluğu boyunca kompresyonu uygularlar. Dinamik kompresyon plakları A tipi şaft kırıklarında, enine veya kısa eğik diyafizyal kırıklarda veya B tipi kırıklarda kama kırıklarının kırıklar arası sabitlemesinden sonra kullanılırlar. Uygulama tekniğindeki çeşitler arasında kırıklar arası vidayı plağın dışından yerleştirmek, kompresyonu en yakın iki vida ile plak boyunca uygulamak ve sonra kalan vidaları kırıktan ve plağın ortasından düzensizce doldurmak gelir. Ayrıca semitubular plak genellikle fibular kırıkların sabitlenmesinde kompresyon plağı olarak da kullanılabilir (Şekil 3.9) [9].



Şekil 3.9. Tubular plak türleri ve uygulanması A, Semitubular plak. B, 1/3 tubular plak. C, 1/4 tubular plak. D-F, Enine fibula kırığının 1/3 tubular plak ile kompresyonu [9].

kaybolması yeterli iyileşmeyi akla getirmesine rağmen, vida delikleri boyunca yeniden kırılma oluşabilir [9].

3.2 Üst Tibial Osteotomi, Açık Kama Osteotomileri

Orta ve ileri yaş grubu hastaların ortopedi polikliniklerine en sık başvuru nedeni eklem ağrılarıdır. Bu yakınmalar içerisinde diz ağrılarının, özellikle de dizde iç kompartıman bozulması ve şekil bozukluğuyla giden tek taraflı eklem bozukluğunun yeri büyüktür (Şekil 3.11) [1].



Şekil 3.11. İçe açılmış diz eklem bozukluğunun tipik radyolojik görüntüleri [1].

Günümüze gelinceye kadar tek taraflı eklem bozukluğunu oluşturan faktörler ve tedavileri hakkında pek çok çalışma yapılmıştır. Tedavi seçenekleri genel olarak destekleyici tedavi ve cerrahi tedavi olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Son yıllarda tüm diz protezinin malzeme, tasarım ve üretim teknolojilerindeki büyük gelişmelere rağmen, bu yaş grubundaki hastalarda protezin ömür boyu hizmet vermesi beklenemez. Aksine, protez dışı tedavi yöntemleri ile diz eklem bozukluğu olan hastaların büyük çoğunluğunda uzun yıllar boyunca ağrısız ve fonksiyonel bir diz elde etmek mümkündür [1].

Diz çevresinde dizilim bozuklukları ile birlikte görülen eklem bozukluklarının tedavisinde kemik açılması seçeneği 1958'den beri kullanılmaktadır. Dizde içe dönük veya dışa dönük şekil bozukluklarının tedavisinde uygulanan proksimal tibial osteotomi (üst tibial kemik açma), dizilimi düzelterek anormal yük geçişinden dolayı ortaya çıkan kıkırdak ve kemik hasarını engelleyip iyileşmeye olanak tanımaktadır. Literatürde özellikle iç kısmı tutan, tek

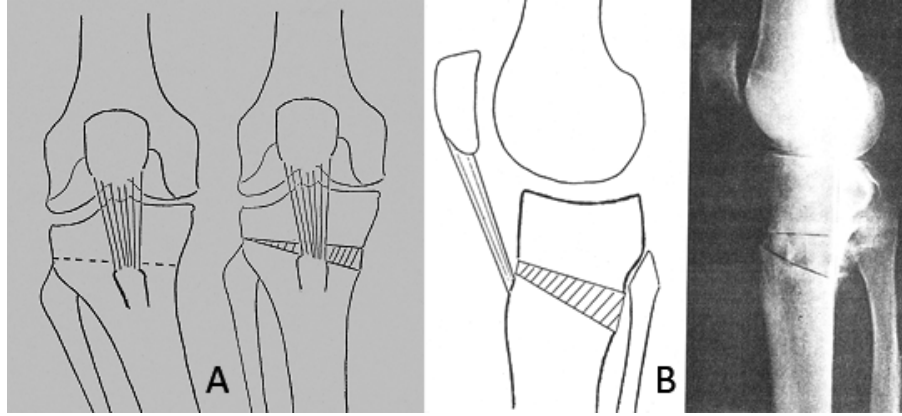
tarafli eklem bozukluklarının tedavisinde uygulanan osteotomilere genel olarak “High Tibial Osteotomy”, “Upper Tibial Osteotomy” ve “Proximal Tibial Osteotomy” gibi farklı tanımlamalar kullanılmıştır. Anlam karışıklılığı yaratmamak için diğer terimlerden daha kullanışlı olduğuna inanılan, proksimal tibial osteotomi (PTO) tanımlaması klinik olarak kullanılmaktadır. Tek tarafli içe dönük diz eklem bozukluğunda, hastaya protez cerrahisi öncesi kendi dizi ile uzunca bir süre konforlu hareket imkanı sağlayan PTO sık tercih ettiğimiz eklem plastik tamiri dışı diz eklem bozukluğu tedavi yöntemlerinden bir tanesidir. Ağrının giderilmesi ve diz fonksiyonlarının geri kazanılması amacı ile PTO uygulamasının uzun dönem sonuçlarında zamanla başarı oranının düşmesi ve eklem plastik tamirindeki gelişmeler tibial osteotomi kullanım alanını daraltmıştır. Bununla birlikte genç ve aktif hastalarda dikkatli bir değerlendirme sonrası uygulandığında, hala en iyi seçeneklerden birisidir [1].

Hastalıkların tedavisindeki amaç; öncelikle hastaya zarar vermemek ve mümkün olan en az girişimle, en iyi sonucu almaktır. Tek tarafli içe dönük diz eklem bozukluğu hastalarının mümkün olan son aşamaya kadar eklem plastik tamiri yapılmaksızın, kendi dizleri ile yaşamaları daha uygundur [1].

3.2.1 Açık Kama Osteotomileri (AKO)

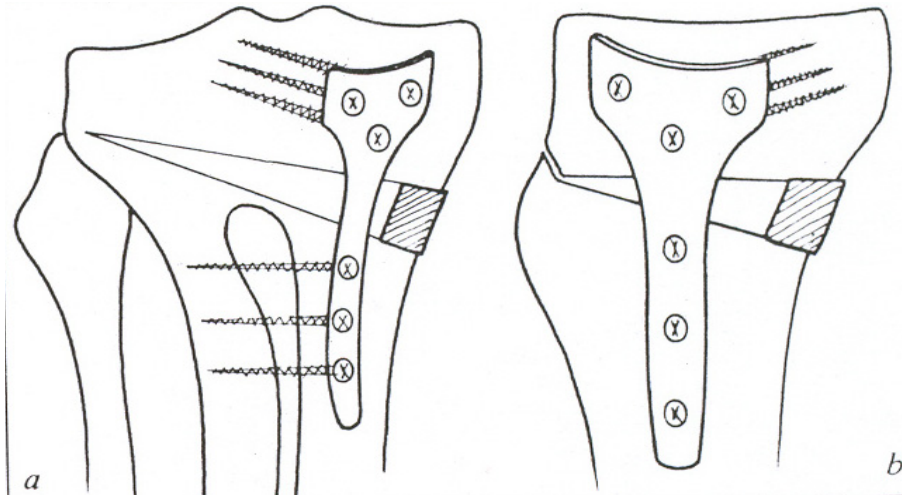
Dizin tek parçalı eklem iltihaplarında içten AKO ile dizilimin düzeltilmesinin başarılı bir teknik olduğu konusunda pek çok çalışma mevcuttur. İçten AKO tekniği özellikle dizin tek tarafli eklem bozukluğunda nörolojik sorunlara ve KKO’si sonrası total diz protezlerinde gözlenen sıkıntılara yol açmaması nedeniyle son yıllarda gittikçe artan bir ilgi ile yapılmaktadır [1].

Debeyre, bu tekniği 1951 yılında, içten sabitleme yapmaksızın tibial çıkıntının üstünden uygulamış ve dış korteksin sağlam bırakıldığı olgularda yeterli sıkışma sağlandığı için sorun çıkmadığını belirtmiştir (Şekil 3.12). Ancak, bugün plak-vida ile içten tespit yapılmaktadır. Bundan amaç dengeyi sağlamak olduğu kadar, dize erken yük verebilmektir [1].



Şekil 3.12. Hernigou'nun içten AKO tekniği. A, önden arkaya; B, lateralden görünüş [1].

İçten AKO tekniğinin orijinalinde Hernigou ve arkadaşları tarafından çekme sonrası oluşan boşluğun leğen kemiği çıkıntısından alınan süngerimsi yapıdaki yama (gref) ile doldurulması önerilirken , Goutallier ve arkadaşları, 1992 yılında leğen kemiği çıkıntısından alınan tam kat kalınlıktaki kemik yama yerine sement kullanarak destek plak ile sabitlenmesini sağladıkları olgularının sonuçlarını rapor etmişlerdir. Bu teknikle yapılan 107 osteotomide sement kama ile ilgili olarak her hangi bir özel sorun gözlenmemiş, hastaların kendi dokusundan yama alınması sonrası gözlenen hastalığın önüne geçildiği gibi, dikey düzlemdeki düzeltmenin ameliyat sonrasında da yeterli olduğunu görmüşlerdir. Goutallier, kemik sementini arka-laterale, destek plağını ise laterale yerleştirmiştir (Şekil 3.13). Literatürde AKO tekniğinin kullanıldığı ilk sement destekli plaklı osteosentez tekniği budur [1].



Şekil 3.13. Goutallier'in tarif ettiği sement kama ve destek plağı ile AKO tespiti [1].

Puddu ise destek plak ve sement kamanın sabitleme sisteminde yapmış olduğu rolün her ikisini birlikte üstlenen ve kendi adıyla anılan, özel bir plak tasarlamıştır. (Şekil 3.14).

Paslanmaz çelikten yapılan ve 2 adet deliği bulunan kelebek şeklindeki plağın, üstteki deliğine 6,5 mm’lik gözenekli vida altındaki deliğe ise 4,5 mm’lik kortikal vida gönderilerek sabitlemeyi sağlamıştır. Kemiğin minerali azalan kemik olması durumunda 4 delikli plak kullanılması tavsiye etmiştir. Plakların metal blok derinliği (kama) 4 mm olup, 5 değişik kama yüksekliğine sahiptir (5, 7,5, 10, 12,5, 15 mm). Puddu, osteotominin 7,5 mm veya daha az olduğu durumlarda yamanın tibiadan alınmasını, bunun üzerindeki düzeltmelerde ise leğen kemiği kanattan (ala osis ilium) yama alınmasını tavsiye etmektedir [1].



Şekil 3.14. Puddu plağının çeşitli görünüşleri [1].

Klinik uygulama sonrası, 1. nesil Puddu plaklarında kemik açma bölgesinde düzeltme kayıpları ve kaynama sorunlarının gözlenmesi üzerine Puddu plağı üzerinde, kalınlığının artırılması, vida deliği sayısının artırılması ve kama uzunluğunun artırılması gibi dengeyi artırıcı yönde pek çok değişiklik yapılmıştır. Puddu’nun cerrahi tekniği ve plağının benimsenip popüler olması sonrasında Spahn’ın C-plağı ve Puddu plağına benzer ancak daha kararlı plaklar ve Lobenhoffer’in popülerize ettiği Tomofix plağı gibi pek çok plaklı tespit yöntemi literatüre sunulmuştur [1].

Koshino ve arkadaşları 2003 yılında yapmış oldukları bir çalışmada içten AKO tekniğinde pürüklü hidroksiapatit kamalar, kendinden yamalı ve çift destek plak ile tespit uygulamışlar ve ortalama 8 haftada kemiğin kaynadığını bildirmişlerdir. Kendinden kemik yaması (otogref) için fibula orta kısmından 2 cm kemik rezeksiyonu yapılarak ameliyat edilen 18 hastanın tamamında, 6 yıl takip sonrasında diz ağrısı iyileşmiş ve yürüme kapasitelerinde düzelme görülmüştür. Hastaların hiç birinde total diz protezine geçiş veya yama kemiğin çökmesi gözlenmemiştir [1].

3.2.2 Avantajları ve Dezavantajları

AKO’nin diğer teknikler göre üstünlüklerini genel olarak sıralayacak olursak; en önemli avantajı fibulaya ve tibio-fibuler ekleme dokunulmamasıdır. Dolayısıyla peroneal sinir

felci riski yoktur. Literatürde yer alan peroneal sinir felci Hernigou'nun 93 vakalılık serisindeki tek vakadan ibarettir. İçten AKO tekniği kemik açma ile birlikte diz bağlarının dengesizliklerinin düzeltilmesi hususunda tercih edilmektedir. Diğer tekniklere göre daha az kas ayırma gerektiği gibi, tek kemik açma ile yapılabilen daha kolay bir cerrahi tekniktir. Osteotomi tibia içinden yapıldığı için, ön kompartıman kaslarının tibia üst ucundan sıyrılmasına gerek yoktur. Böylece kompartman sendromu, kas güçsüzlüğü gibi sorunlar daha az görülür. Üst tibiada kemik kaybının olmaması, yüksek derecelerde düzeltmeye izin verebilmesi, düzeltmenin ameliyat sırasında ayarlanabilmesine olanak sağlaması ve ileride yapılması muhtemel diz protezi girişimine diğer osteotomilerden daha az sorun teşkil etmesi, yeni geliştirilen tespit materyalleri sayesinde, çok küçük uzunlamasına kesikler ile yapılabilmesi sayabileceğimiz diğer avantajları arasındadır [1].

Hernigou, tibia eklem yüzündeki kırıldak hasarının en fazla olduğu bölgenin önde ya da arkada olmasına göre, tibial eğimi değiştirerek yükü çok hasarlı olduğu bölgeden daha az hasarlı olan bölgeye aktarmak amacı ile AKO önermiştir. Fowler ise, 2000 yılında Puddu iç AKO'ni modifiye ederek 5° ve daha az düzeltmelerin teknik olarak KKO'lere nazaran daha kolay yapılabilmesine işaret etmiştir [1].

Üst tibial osteotomi için genel seçim ölçütleri dışında, iç yan bağ gevşekliği ile ön ve arka çapraz bağ yetmezliği olan hastalarda özellikle AKO tercih edilmelidir. Çünkü içte açılacak osteotomi açıklığına bağlı olarak iç yan bağ kendiliğinden gerginleşeceği gibi, yine AKO'si ile tibial eğim ayarlanmak suretiyle bağ yetmezliği olan hastalarda tibianın öne ve arkaya yer değişikliği engellenip, eklem dengesini düzenlenebilmektedir. Ön veya arka çapraz bağların yetmezliği AKO için sakıncalı değildir. İç açılı şekil bozukluğu ve ön çapraz bağ yetersizliğinin birlikte olduğu olgularda osteotomiye ilaveten ACL rekonstrüksiyonu yapılabilir [1].

Normalde üst tibia eklem yüzünün arkaya doğru 10°'lik bir eğimi (slope) vardır. Üst tibianın üçgen şeklinde bir yüzeyi olmasından ötürü, kemik açılması sonrası buraya ekleyeceğimiz veya çıkartacağımız kamanın yüksekliği ön düzlemde önde veya arkada dizilimini etkilediği gibi tibianın eğimini de etkileyecektir. Bu durumda AKO arkaya doğru eğimi arttırırken, KKO tibianın arkaya doğru eğimini azaltmaktadır. Osteotominin uzun dönem sonuçları için aşırı bir arkaya doğru eğim zararlıdır. Aşırı bir arkaya doğru eğim ön çapraz bağın yetersiz olduğu durumlarda tibianın öne doğru yarı çıkık hale gelmesini teşvik etmektedir. Konulacak kamanın yerleşimine ve osteotominin açısına göre tibianın önden arkaya düzlemdeki eğimi değişebilir. Bu nedenle Hernigou ve arkadaşları AKO'nun yapılması esnasında arka kamanın gereken yükseklikte olması gerektiğini belirterek, ortaya yerleştirilen kamanın

arkadaki kamadan 2 mm daha kısa, en öndeki kamanın ise en arkadaki kamadan 6 mm. kısa olmasını tavsiye etmiştir. Platonun arkaya doğru eğiminin artmasını engellemek için kamanın tabanı arkada daha yüksekte, önde daha aşağıda olmalıdır. İçten AKO yöntemi ile 3 boyutlu düzeltme sağlanabilir [1].

Dezavantajları ise kemik yaması gerekmesi, bacakların uzaması, patella oynaklığı, kaynama süresinin daha uzun olması ve yamanın dokuyla hatalı bütünleşmesine bağlı olarak düzeltme kayıplarının olabilesidir. Bütün bu yan etkiler rijit bir iç sabitleyicinin kullanılmasıyla en aza indirilebilir [1].

3.2.3 AKO'da Yapılması ve Yapılmaması Gerekenler

İçten AKO için gerekli şartları sıralayacak olursak; 65–70 yaşlarını geçmeyen, aşırı kilolu olmayan, genç, aktif, izole tek parçalı diz eklem bozukluğu olan, içe doğru dizilim bozukluğu ile birlikte aşırı dengesizlik ve hareket kaybının birlikte bulunmadığı, sağlam dış kompartmanı ve içte cilt probleminin olmadığı hastalarda tercih edilmelidir [1].

Diz bozukluğundan etkilenen bacakta kısalık veya dizin içe açılı itilmesi ile birlikte eklem alt kısmında obliterasyon mevcut ise 15°'ye kadar olan düzeltmelerde AKO'si tercih edilir. AKO'leri ile iç harmstring kaslarının aşırı gerginleşip diz iç kolonunda aşırı açılmaya neden olmadan önce yaklaşık olarak 15°'ye kadar olan düzeltmeler yapılabilmektedir. Daha yüksek içe dönük açılarında diğer metotlar özellikle Maquet veya dual osteotomiler tercih edilebilir [1].

Eğer sagittal planda tibial eğimin düzeltilmesi cerrahi plana eklenecekse bükük şekilde kalma kabul edilebilir. Bacak uzamasının yasak olduğu ve içteki yumuşak doku örtünmesinin iyi olmadığı hastalarda AKO uygulanamaz. Diz dış taraf kompartmanında artroz bulunmaması (sağlam olması) AKO için bir ön koşuldur. Hastanın dış taraf eklem ağrısı olmamalı ve dış taraf kompartman da radyolojik olarak kemik ve eklemi tutan durum bulguları bulunmamalıdır [1].

Kronolojik ve fizyolojik olarak çok yaşlı hastalarda, dizin mikrobik olmayan çürüme, kemik iyileşme problemi olan hastalar, büyüme plağı açık olan genç hastalar, 90°'nin altında bükülme veya 15°'nin üzerinde bükük kalmanın olduğu, iç tibia düzleminde veya iç femoral kondilde aşırı kemik kaybı, aşırı ligament dengesizliği ve yarı çıkık olması durumunda, mikroba bağlı olmayan inflamasyonlu eklem hastalıkları ve 20°'nin üzerinde içe dönük açılı şekil bozukluğu olan hastalarda içten AKO yöntemi uygulanamaz. Göreceli engeller ise aşırı patellofemoral diz eklem iltihabı, fazla kilolu hastalar, önceden geçirilmiş lateral menisektomi ameliyatları ve hastanın ameliyat sonrası dönemde sigarayı bırakma konusundaki isteksizliğidir [1].

3.2.4 Tespit Yöntemleri

İç taraf AKO'si getirdiği avantajlar nedeniyle günümüzde gittikçe artan bir popülerite kazanmakta ve değişik implantlarla sabitlenmesi sağlanmaktadır. Son yıllarda geliştirilen özel implantlar sayesinde işlem daha kolay uygulanır hale gelmiş ve erken diz hareketine izin verecek kadar güçlü tespit imkânı ortaya çıkmıştır. Stabil bir implant AKO tekniğinin başarısı için zorunludur [1].

İçten AKO tekniğinde, KKO'lerinin tersine osteotomi hattında kompresyonun aksine uygulanan trikortikal yamanın ya da metal kamanın çökmesini engellemek önemlidir. Hernigou ve arkadaşları, iç taraftan AKO'si sonrası içten tespit kullanmadıkları olgularda %22 oranında düzeltme kaybına rastlarken plak-vida kullanarak tespit ettikleri açık osteotomilerde %90 oranında başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. İçten AKO tekniğinde osteotomi boşluğunun kapanmasını engellemek amacıyla plağa monte edilmiş ve osteotomi boşlukları arasına giren metalik kama kullanımı ve plak ile açılı stabil vida kullanımı günümüzde en sık kullandığımız, en önemli iki metottur. Dışa açılı dizde iç kısım konveks yüzey olduğu için plak bir gergi bandı olarak işlev görür. Geçmişte ise Hernigou ve arkadaşları osteotomi boşluğunun kapanmaması amacıyla önceleri "T" plak kullanmakta iken daha sonraları kemik yaması veya kemik yerine kullanılan hidroksiapatite pürüklü ve akrilik kemik çimentoları ile birlikte "T" plak kullanmışlardır [1].

Nakhostine ve arkadaşları, KKO'de iç tibia platosu altında plastik deformasyon alanını tamamladılar. İç taraftan AKO tespitinde de kararlılığı belirleyen ana faktör lateraldeki plastik deformasyon bölgesinin sağlam kalması ve osteotominin açılması esnasında bu bölgenin menteşe özelliğinden faydalanılması olduğu pek çok çalışmada belirtilmiştir [1].

Puddu tekniği ile klasik frontal planda yapılan osteotomilerde görülen implant başarısızlıkları nedeniyle Lobenhoffer tarafından geliştirilen biplanar (iki planlı) osteotomi tekniğinde, osteotominin ön kısmı ters "V" şeklinde koronal planda tibial çıkıntısını da içine alacak şekilde yapılır. Osteotominin arka kısmı ile ön kısmı arasında 130°'lik bir açı vardır. Bu sayede patellar tendon insersiyonu korunarak rotasyonel olarak daha kararlı olduğu, kısa boylu hastalarda daha kullanışlı olduğu ve kuadriseps kaldıraç koluna karşı daha iyi direnç sağladığı öne sürülmüştür. Lobenhoffer ve arkadaşları TomoFix adlı bir tür internal sabitleyiciyi (plak sabitleyici) tespit amaçlı kullanarak, 166 vaka üzerinde uyguladıkları tekniklerinde operasyon sonrası hastalara hemen parsiyel yük verdirmişlerdir. 1 vakada psödoartroz ve 2 vakada düzeltme kaybı dışında bütün osteotomilerin başarı ile kaynadığını gözlemlemişlerdir. Yalnızca 3 vakada enfeksiyon problemi ile karşılaşmışlardır. Puddu plağı ile Tomofix plağının

karşılaştırıldığı çalışmasında Lobenhoffer, biplanar medial açık osteotomi sonrası Puddu plağı uygulanan 101 hastanın 6'sında kaynamama ve düzeltme kaybı saptarken, Tomofix ile tespit edilen 112 osteotomi olgusunda herhangi bir komplikasyona rastlamamıştır [1].

Literatürde Puddu tekniğinin uzun dönem sonuçları konusunda bir çalışma olmamakla birlikte düzeltme kaybı ve kaynamama oranını 101 hastadan oluşan serisinde 6 olarak veren Lobenhoffer'in çalışmasında komplikasyon görülen hastaların tamamında 12.5 mm ve üzerinde düzeltme uygulanması ve kendi dokusundan yama yerine sentetik yama kullanmasından ötürü sonuçları hiç de yüz güldürücü olmamıştır. İnternal tespit ile yapılan AKO uygulamalarında, kallus distraksiyonu metodu ile yapılan AKO vakalarında gözlenen çivi dibi enfeksiyonu veya nörolojik komplikasyonlara rastlanmamaktadır [1].

4. İMPLANT MALZEMELERİ

4.1 Metaller

Oldukça fazla metal ve alaşım türlerinin bilinmesine rağmen, çok az miktarı implant malzeme olarak kullanılabilmektedir. Kullanılamama sebeplerinin başında sağlıksız olmaları, vücutta korozyona uğramaları ve çok pahalı olmaları gelmektedir. Özellikle insanda kullanım için üretilmiş olan ilk metal alaşımı, kemik kırığında plak ve vida olarak kullanılmak üzere tasarlanmış “Sherman vanadyum çeliği”dir [16].

Kobalt-krom malzemeler, 1936’dan başlayarak Venable’nin ortopedide bu tür alaşımları bildirdiğinden beri cerrahi implantlarda üretilmiş ve etkinliği kanıtlanmış ilk korozyon dirençli alaşımlardır ve bunlar genellikle iskelet protezlerinde kullanılacak metal olarak göz önüne alınmıştır. Genel olarak döküm ve dövme ile üretilmiş şekilde kullanılır; paslanmaz çelikte olduğu gibi dövülmüş malzeme oldukça mukavemetlidir. Değiştirilmiş bir Co-Cr alaşımı %35 nikel içerir. Dövülebilir ve 1800 MPa gibi paslanmaz çelikte Co-Cr alaşımından $\frac{3}{4}$ kat daha yüksek bir çekme mukavemetine sahip olması için ısıtılardan geçirilebilir [8].

Tablo 4.1. İmplantlarda kullanılan metaller ve alaşımlarının bileşenleri [2].

Malzeme	C	Ti	Cr	Fe	Co	Ni	Mo	Diğerleri
316	<0,08	-	18,5	kalanı	-	12	3,0	0,75Si; 0,03P; 0,03S
Co-Cr dökme	<0,36	-	28,5	<0,75	kalanı	<2,5	6,0	<1,0 Si
Co-Cr dövme	<0,15	-	20,0	<3,0	kalanı	<2,5	-	15,3 W
Titanyum	0,10	kalanı	-	0,30	-	-	-	0,015H; 0,13O; 0,07N
Ti-6Al-4V	0,08	kalanı	-	0,25	-	-	-	6,0Al; 4,0V; 0,0125H; 0,13O
MP35N	-	-	20,0	-	35,0	35,0	10,0	-
Tantal	0,01	0,01	-	0,01	-	-	0,01	Tantal (kalanı)

Metaller ve alaşımları, aktif-pasif dönüşümü uygulandıktan sonra implant olarak kullanılırlar; bundan dolayı korozyon dayanımı sonuçları koruyucu yüzey tabakasının gelişimi ile ilgilidir. Bu metaller implant şeklinde kullanılırken yüzeylerindeki koruyucu tabaka film ile pasif konumdadırlar ve tuzlu ortamlardaki korozyona çok dayanıklıdırlar. Günümüzde cerrahi implant malzemesi olarak kullanılan metaller arasında paslanmaz çelik (316L), kobalt-krom-molibden-karbon, kobalt-krom-tungsten-nikel, kobalt-nikel-krom-molibden, titanyum, Ti-6Al-

4V ve tantal gelir. Bu metallerin ve alaşımların bileşimleri ve mekanik özellikleri toplu olarak Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de verilmektedir [2].

Tablo 4.2. İmplantlarda kullanılan metaller ve alaşımlarının mekanik özellikleri [2]

Malzeme	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Elastik Modülü (GPa)
316, tavllanmış	207	517	200
316, soğuk işl.	689	862	200
Co-Cr, dökme	450	655	248
Co-Cr, dövme	379	896	242
Titanyum	485	550	110
Ti-6Al-4V, tavllanmış	830	895	124
Tantal, tavllanmış	140	205	-
Tantal, soğuk işl.	345	480	-
MP35N, tavllanmış	240 - 655	795 - 1000	228
MP35N, soğuk işl., yaşl.	1585	1790	-

4.1.1 Paslanmaz Çelik

Çelikler ve kaplanmış çelikler cerrahi amaçlarla 1900’lerin başından beri kullanılmaktadır [3,4,5]. Fransız Berthier’in 1821’de demire eklediği krom, korozyon direncini oldukça fazla geliştirmiştir [17]. Paslanmaz çelik ismiyle 1912’de duyurulmuştur [18]. 1926’da 302 tip ve diğer paslanmaz çelikler ortopedik cerrahide kullanılmaya başlanmıştır. II. Dünya Savaşı sırasında da 316 tip paslanmaz çelikler geliştirilmiştir [5].

316L tipi paslanmaz çelik, implantın geçici olması durumunda en yaygın kullanılan malzeme olmasıyla birlikte, bazı kalıcı implantlarda da kullanılmaktadır. 316L, kullanılan implant malzemeleri içinde vücut sıvılarına en az dayanıklısıdır, fakat korozyon direnci bazı kullanımlarda ihtiyacı karşılamaktadır; eğer malzeme soğuk şekillendirmeye uğramışsa mekanik özellikleri oldukça iyidir. Bu malzeme hemen hemen inklüzyonlardan arınmıştır. Inklüzyonlar sıklıkla çukurcuk korozyonu dayanımına zararlı olan kükürt içerir [2].

Paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarının her ikisi de korozyona karşı dirençlerini yüzeylerinde oluşan CrO_2 kaplamaya borçludurlar; implant uygulanması sırasında bu tabakanın çizilmemesi önemlidir. Bu alaşımların sünekliliği ısıl işlemle artırılabilir; mukavemetleri ise soğuk şekillendirme ile artırılabilir. Dökme paslanmaz çelikler, sahip oldukları büyük tane boyutu ve düşük yorulma mukavemetleriyle ortopedik uygulamalara uygun değildir ve 316LVM (düşük karbon, vakum ergitme) malzemesi tercih edilir [8].

Tablo 4.3. 316 tip paslanmaz çeliğin bileşenleri [2,16,19,20]

Tip		C	Cr	Ni	Mo	Mn	Si	P	S	N
316	En az	-	16.0	10.0	2.0	-	-	-	-	-
	En çok	0.08	18.5	14.0	3.0	2.0	0.75	0.03	0.03	0.10
316L	En az	-	16.0	10.0	2.0	-	-	-	-	-
	En çok	0.03	18.5	14.0	3.0	2.0	0.75	0.03	0.03	0.10

Östenitik paslanmaz çelikler ferromanyetik değildir, kolayca çalışma sertleşmesine maruz kalabilir ve korozyon direnci yüzey tabakası ile kazanılır [2,16]. Çalışma sertleşmesi oluşmaması için orta seviyede ısıtılma işlemi yapılmadan soğuk şekillendirilemezler. Isıl işlemler, tane sınırlarında krom karbür çökelmelerine neden olmamalıdır. Karbür çökmesi durumunda, krom ve karbonun tane sınırlarında azalmasıyla korozyon oluşur. Isıl işlem sırasında bileşenlerin bozulması görülebilir, fakat bu sorun ısıtılma işleminin üniform şekilde yapılmasıyla çözülebilir. Isıl işlemin bir diğer istenmeyen etkisi de yüzeyde kimyasal (asitle) veya mekanik olarak (kum püskürtme) uzaklaştırılabilecek oksit tabakalarının oluşmasıdır. Tabakalar kaldırıldıktan sonra, parçanın yüzeyi parlak veya mat hale getirilir. Daha sonra yüzey temizlenir, yağdan arındırılır ve pasifleştirilir. Paketleme ve sterilize etmeden önce parça yeniden yıkanır ve temizlenir [16].

Manyetik alaşımlar, manyetik alanda yerlerinden oynadıkları için vücut içinde kullanılmamalıdır. Ferrit fazı sadece korozyon dayanımı itibarıyla değil, manyetik olması nedeniyle de implantlarda bulunmamalıdır. MR görüntüleme, vücutta herhangi bir tip manyetik malzeme varken kullanılmamalıdır; eğer mümkünse metalik implantı olan her hastada MR görüntülemeden kaçınılmalıdır. Olası iki sorun, metalin ısınması ve metalin manyetik olmamasına rağmen yerinin bozulmasıdır [2].

Paslanmaz çeliğin korozyon direnci elektro-cilalama ile geliştirilebilir. Elektro-cilalama üniform yüzey sağlar, çukur yeri olabilecek yüzey kusurlarını giderir ve koruyucu yüzey tabakasına izin verir. Bir diğer korozyon direnci geliştirici yöntem de 60 °C'deki hacimce %20 – 40'lık nitrik asit (HNO₃) çözeltisinde 30 dakika bekletip yüzey tabakası oluşturarak çeliği pasifleştirmektir [2].

Tablo 4.4. 316 tip paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri [2, 16,19,20].

Malzeme	Çekme Mukavemeti	Akma Mukavemeti	Elastik Modül	Rockwell B Sertliği	Brinell Sertliği
316	515 MPa	205 MPa	193 GPa	95 HRB	217 HB
316 L	485 MPa	170 MPa	193 GPa	95 HRB	217 HB

4.1.2 Titanyum Alaşımları

Titanyum ve alaşımları, çelik ve kobalt-krom alaşımlarına nispeten yeni malzemelerdir. Titanyum 1790'da bulunmuştur. Yerkabuğundaki dokuzuncu en genel bulunan elementtir; rutil (TiO_2) ve ilmenit ($\text{FeO} \cdot \text{TiO}_2$) mineralleri olarak mevcuttur. Titanyum, en az çelik kadar mukavemetlidir ve yaklaşık %50 daha hafiftir. Bu yüksek mukavemet/ağırlık oranı titanyumu ve alaşımlarını havacılık, uzay ve denizcilik uygulamaları için cazip bir malzeme yapar [2].

Titanyum, kolayca üretilebilir, fakat hidrojen, nitrojen ve oksijen gibi çatlak yapıcı elementlerin bünyesine girmesinden kaçınılmalıdır, çünkü bu elementler titanyum üzerinde gevrekleştirici etkiye sahiptir. Kroll yönteminin 1936'da geliştirilmesiyle metalin çıkartılması ve titanyum süngerin üretilmesi, bu metalin ticari miktarlarda üretilmesini mümkün kılmıştır [2].

1950'de titanyum alaşımları yüksek mukavemet, düşük ağırlık, yüksek erime sıcaklığı ve yüksek korozyon dayanımı ihtiyaçlarına cevap vermesi sebebiyle jet uçak motorlarında ve uçak gövdesi bileşenlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. 1960'lara kadar titanyum alaşımları cerrahi implant malzemesi olarak kullanılmamıştır [2]. Kedilerin femurlarında paslanmaz çelik ve vitalyum (CoCrMo alaşımı) kadar uygun olduğu bulunmuştur [16]. Titanyum alaşımlarının cerrahi olarak kullanımı 1970'lerin ortalarına kadar durmadan artmıştır ve günümüzde artmaya devam etmektedir. Titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri gördüğü ısı işlem, su verme ve yaşlandırma işlemlerine bağlıdır [2].

Titanyumun hafifliği (Ti: $4,5 \text{ g/cm}^3$, 316 paslanmaz çelik: $7,9 \text{ g/cm}^3$, CoCrMo: $8,3 \text{ g/cm}^3$) ile iyi mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması, implant uygulamaları için titanyumu uygulamalarda cazip kılar. Ti-6Al-4V, implant üretimi için en fazla kullanılan titanyum alaşımıdır [16].

Tablo 4.5. Ti-6Al-4V alaşımının bileşenleri.

Malzeme		Al	V	N	C	H	Fe	O
Ti6Al4V	En az (%)	5,5	3,5	-	-	-	-	-
	En çok (%)	6,75	4,5	0,05	0,08	0,015	0,40	0,20

Tablo 4.6. Ti-6Al-4V alaşımının mekanik özellikleri.

Malzeme	Çekme Mukavemeti	Akma Mukavemeti	Elastik Modül
Ti6Al4V	895 MPa	828 MPa	114 GPa

4.1.3 Kobalt Alaşımları

Kobalt-krom alaşımlar ilk kez 1895’te E. Haynes tarafından çalışılmıştır. Bu alaşımlar üzerine ilk bildiriye 1913’te rastlanmaktadır. O zamandan beri kobalt-krom alaşımları daha da geliştirilmiş ve uçak motorlarından cerrahi implantlara kadar uygulama alanı bulmuştur. Bu alaşımların yüksek mukavemeti, iyi korozyon direnci ve iyi aşınma dayanımı vardır [2].

Kobalt-krom alaşımlar hem dövme (Haynes Stellite-25, kobalt-krom-tungsten-nikel alaşımı) hem de döküm (Haynes Stellite-21, kobalt-krom-molibden alaşımı) şeklinde cerrahi implant olarak kullanılırlar. Kobalt-krom alaşımlarının çeşitli marka isimleri bulunmaktadır [2].

Gözenekli malzemeler, yumuşak ve sert dokunun içine ilerlemeyle tutunma ihtiyacı olduğunda protez cihazlarında kullanılırlar. Bir çalışmada, kobalt-krom alaşımı %30 gözenek oluşturularak sinterlenmiştir. Bu, malzemenin elastik modülünü azaltır, fakat malzeme çok zayıf olur. Bir başka araştırmacı kobalt-krom-molibden-karbon küreleri, aynı malzemedен bir alttabakaya sinterlemiştir. Bu teknik protez cihazların üretiminde kullanılmaktadır [2].

Bir kobalt-nikel alaşımı olan MP35M (35Co-35Ni-20Cr-10Mo), son yıllarda cerrahi implant olarak kullanılmaktadır. Bu malzeme deformasyon uygulanarak faz dönüşümü ile güçlendirilebilir bir yapıya sahiptir. Akma mukavemeti değeri tavlanmış malzeme için 414 MPa değeriinden çalışma sertleşmesine uğratılmış ve yaşlandırılmış malzeme için 2128 MPa değeriine kadar artırılabilir [2].

4.2 Seramikler

Seramikler genelde, dokularla tam bağ kurmaya cevap verebilir suya ilgili (hidrofilik) yüzeylere sahiptir. Oldukça biyo-uyumludurlar fakat kemik gibi biyolojik maddelere göre gevrektiler. Birincil uygulamaları, kemiğe bağlanmalarını desteklemek için metallere kaplanmalarıdır [8].

Hidroksiapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ ve *trikalsiyum fosfat* [TCP, $Ca_3(PO_4)_2$], birçok şekilde kanıtlanmış çok iyi biyo-uyumluluğa ve kemikle tam bağ kurma özelliğine sahiptir. Ne yazık ki, çekme mukavemetleri yüksek değildir. Birincil olarak, kemik dokusu nakli yerine kemik eksikliklerini doldurmak için kullanılabilen gözenekli veya taneli şekillerde üretilen malzeme olarak görülürler. TCP emilebilir (rezorbsiyon yeteneği) ve kemikle değiştirilebilir; hidroksiapatit daha az rezorbe olabilmektedir [8].

Alümina, Al_2O_3 'ün çok kristalli bir şeklidir ve geniş ölçekte kullanılan bir sanayi seramiğidir. Göreceli olarak iyi dayanım özelliği gösterir fakat kemikle karşılaştırıldığında çok fazla sert ve gevrektiler. Nispeten yumuşak yüzeyli yapılar elde etmek için alümina tozundan 1600 °C'de basınç altında sinterlenir. Bu malzemenin öncelikli kullanımı arasında, tam kalça protezlerinde baş kısmı oluşturmak vardır [8]. Yüksek saflıktaki alümina biyo-seramikleri, kalça protezi ve diş implantlarında metallerin yerini alması için geliştirilmiştir. Alüminanın yüksek sertliği, düşük sürtünme katsayısı ve mükemmel korozyon direnci, ortopedik uygulamalardaki birleşme yüzeylerinde çok düşük aşınma oranı sağlar. Tıbbi değerdeki alümina, düşük sinterleme katkılarına (ağırlıkça 0,5'ten az), çok düşük tane boyutuna ($<7 \mu m$) ve birbirine yakın tane boyutu dağılımına sahiptir. Böyle bir mikroyapı, statik yorulmayı engelleme ve seramik yükleme altındayken yavaş çatlak ilerlemesini sağlama kapasitesine sahiptir. Günümüzdeki tıbbi alüminalarda ortalama tane boyutu $1,4 \mu m$ 'dir ve yüzey pürüzlülüğünün $0,02 \mu m$ 'den az olması sağlanır. Ancak, yüzeyi değiştirilmez veya doğrudan kullanılırsa, alüminanın implant olarak temel kısıtlamaları vardır. Bazı ilk diş protez tasarımlarında gözlemlendiği gibi, gevşemeye yol açan ara yüzey hasarları oluşabilir [21].

Alümina günümüzde ortopedide ve diş implantlarında kullanılmaktadır. Yüksek yüzey mükemmelliği ve yüksek sertlik için cilalanabilme kabiliyetine sahiptir. 1970'lerin başından bu yana dünya çapında 2,5 milyondan fazla femur başı ve yaklaşık 100.000 astar (liner) implantı uygulanmıştır. En önemlisi alümina-alümina implantları FDA tarafından takip edilmektedir ve 3000'den fazla implant 1987'den beri başarıyla uygulanmıştır. Alüminanın diğer implant uygulamaları arasında femur stemleri için gözenekli kaplama şeklinde, gözenekli ayırıcı (özellikle düzeltme cerrahisinde) olarak ve diz protezlerinde kullanılması yer alır [21].

Biyo-cam ($\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$), kemiğe kimyasal bağ kurmaya destek olması için yüzeyinde bir silika jel oluşturmak için çözünür katkılarla hazırlanmış bir camdır. Ancak günümüzde, bu malzeme bir ortopedik biyo-malzeme olarak geniş oranda kabul edilmemektedir. [8].

4.3 Polimerler

Polimetilmetakrilat (PMMA) malzemeden üretilen parçalar makine ile işlenebilen akrilik plastiklerdir. Bu malzeme ayrıca vücut içinde kalça protezinin ilik kanalına yerleştirilmesinde sıva işlevi görmek veya kemik eksikliğini doldurmak için polimerleşebilir bir özellik taşır. Çoğu kez bu polimerin bir katkı maddesi vardır: (1) radyografik görüntüyü artırmak için baryum veya (2) ameliyattan sonraki enfeksiyonu önlemek için antibiyotik. PMMA'nın mekanik özellikleri Tablo 4.7'de verilmiştir; baryum ve antibiyotik eklenmesi bu özellikleri pek etkilemediği görülmektedir. PMMA, kalça cerrahisinde kullanılan hamur kütlelerinin 90°C civarındaki bir sıcaklığa ulaşmasını sağlayan bir ekzotermik tepkimeyle polimerleşir. Ayrıca PMMA'nın kalça cerrahisi nakli boyunca geçici olarak kan basıncını düşürme etkisi vardır. PMMA bunların dışında sert lenslerin yapımında ve katarakt hastalarında göz içi lenslerin yapımında da kullanılır. Bu uygulamada, iyi optik özellikli son derece temiz malzemeyi üretmek için polimerleştirme ısı ile başlatılır. Yumuşak lensler genellikle hidroksietil metakrilat tek veya kopolimerden üretilen hidrojellerdir; ancak diğer metakrilatlar ve silikonlar da kullanılmaktadır [8].

Tablo 4.7. Polimer malzemelerin mekanik özellikleri [8].

Malzeme	Elastik Modülü (MPa)	Maksimum Uzama (%)	Çekme Mukavemeti (MPa)
Silikon lastik	2,4	700	-
Poliether üretan	-	700	41
Bion polimer	1,5	350	13
UHMWPE	500	350	35
PMMA	2.000	2	30
TCF	20.000	-	250

Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (*Ultrahigh-molecular-weight polyethylene* - UHMWPE), kenarlarına hidrojen atomu bağlı karbon atomları zincirinden meydana gelen, çok basit bir kimyasal yapıya sahiptir. Çok yüksek molekül ağırlığı şeklindeyken, bu zincirler 1 ilâ 4 milyon moleküler ağırlığa ulaşabilirler. Bu malzeme bahsi geçen metal alaşımlarından birine

karşı destek yüzeyi olarak kullanıldığında, olağan vücut sıvıları yapay eklemi yağlamakta genellikle yeterlidir ve aşınma sorunlarını azaltırlar. Polietilen ayrıca iç kulaktaki küçük kemiklerin değiştirilmesinde de kullanılır [8].

Polidimetilsiloksan (silikon lastik), ilk olarak 1955'te hidrosefali (beyin sıvısının normalden fazla olması) tedavisinde sıvının beyin dışına aktarımı için biyomedikal olarak uygulanan geniş kullanımlı bir polimerdir. Biyolojik uyumluluğunun ve çeşitli klinik uygulama denemelerinin uzun bir tarihçesi vardır. Tıbbi değerde (Silastik), üstün biyo-uyumluluk ve mekanik özelliklerle üretilmiştir. Buhar, radyasyon veya etilen oksit kullanılarak mikroplardan arındırılabilir. Bu polimer, mekanik özelliklerini diğer amaçlara uyarlamak için çapraz bağları çeşitli oranlarda üretilebilir. Silikonun lastiksi tabakaları fıtık onarımında kullanılır; jel silikon ise meme protezlerinde veya büyütmesinde sıkça kullanılır. Son uygulamanın güvenliği üzerindeki yeni tartışmalar, biyomalzemelerin biyo-uyumluluğu belirlemekteki güçlük için iyi bir örnektir. Farklı kişiler aynı malzemeye tamamen farklı tepki vermektedirler. Daha sert türleri top-ve-kafes tipi kalp kapakçıklarında top görevi görmektedir. Silikon lastik, kalp pillerinde geniş olarak kullanılır. Hem böbrek diyalizinde hem de vücut dışı kana oksijen ekleyen makinelerde işlevsel zar olarak kullanılırlar. Ayrıca ilaç verilen implantlarda, ilacın yavaşça geçmesi için görevli zar olarak kullanılırlar. Silikon ek olarak, protez kalp kapaklarında yapı malzemesi olarak ve kulak kepçesi veya kulak kemikçığının değiştirilmesi için de kullanılır. Ortopedide silikon lastik, iltihaplı parmak, bilek veya ayak parmağı eklemlerinin değiştirilmesi için yumuşak ve esnek "bant menteşe" şeklinde üretilebilirler. Oysa bu uygulama için yorulma dayanımı gerektiği kadar iyi değildir [8].

Dakron, 1951'de DeBakey'in öncülüğünü yaptığı çalışmalarından beri kan damarı protezi olarak kullanılmaktadır. Dakron, kan pıhtılaştırıcıdır; bu yüzden bünyesindeki gözenekler Dakron ve kan arasında biyolojik bir duvar görevi gören *neointima* adı verilen bir doku ile yer değiştiren pıhtılaşmış kan ile doldurulur. Ancak, eğer kan damarı çapı 6 mm'den azsa neointima boruyu tıkayacaktır. Dakron ayrıca protez kalp kapaklarında da kullanılır [8].

Politetrafloroetilen (PTFE, Teflon veya Gore-Tex), 6 mm'den küçük çaptaki kan damarlarının üretim denemelerinde deneysel olarak kullanılmaktadır ve bu malzeme ile neointima daha ince görünmektedir. Hâlbuki bu birçok insanın sahip olduğu 3 mm'den daha dar olan kan damarları için tatmin edici değildir. PTFE ayrıca protez kalp kapakçıkları, bağdokuları ve yapay kulak kemikçığı yapımında da kullanılmaktadır [8].

Polieter üretan, yıllardır kan torbalarında ve böbrek diyaliz makinelerinde uygulama bulabilmektedir. Ayrıca kan damarı değişiminde malzeme olarak denenmiştir. İç aort balon

pompalarında ve yapay kalplerde odacıkları dizen ve pompa diyaframı şeklinde sıklıkla görülür. Son uygulamadaki öncelikli ihtiyaç yorulma dayanımıdır; bir protez on yılda 360 milyon kasılma yapma durumundadır. Rapor edilenlere göre bu işlem için malzemeler denenmiş ve böbrek diyaliz makinelerinde kullanılan birçok diğer polimer yetersiz bulunmuştur. Bunlar; polivinilklorid, silikon lastik, doğal ve sentetik lastiklerdir [8].

Poliakilsulfones, kana oksijen ekleyen makine zarlarında kullanılır [8].

Heksin ve bir türevi olan *Bion*, görünürde iyi biyolojik uyuma ve olağanüstü yüksek yorulma ömrüne (ASTM D430 esneme testine göre, hasara kadar silikon lastiğin 600.000 çevriminden 300.000 çevrim fazla) sahip olan son zamanlarda üretilmiş elastomerlerin marka isimleridir. İnsan parmak eklem protezlerinde denenmiştir [8].

Epoksi reçineler elektronik implantların içine konması için kullanılırlar [8].

Polidepsipeptit ve *poliaktik asit* polimerler geri dönüşümlü implantlar olarak başarılı bir şekilde denenmişlerdir. Vücut sıvıları içinde yavaşça küçük parçalara ayrılan implant malzemeleri için, dikiş ipi şeklinde; potansiyel olarak kemik plaklarında, kemik veya diğer dokulardaki kusurları doldurmada ve yerleştirilmiş ilaçların verilmesinde kullanışlıdır [8].

4.4 Karbon Malzemeler

Karbon, organik kimyanın temel taşıdır. Bu nedenle prensipte, bu element biyolojik uyumlu malzemeler için iyi bir başlangıç noktasıdır. Grafit zayıf, anizotropik kristal fakat izostatik (turbostratik) yapıya sahiptir, karbon ise izotropik ve göreceli olarak daha mukavemetlidir. İzostatik karbonun biyomedikal uygulamalarda en çok kullanılan iki şekli, cam karbon ve pirolitik düşük sıcaklık izotropi (LTI) karbondur. Her ikisi de izotropik malzemedir, fakat LTI aşınmaya daha dirençlidir ve daha mukavemetlidir. Turbostratik karbonlar, karbon-lif PMMA ve karbon-silikon kompozitler mükemmel biyo-uyumluluğa sahiptir; ayrıca elastik modülü kemiğe benzerdir. Ancak, kemiğin rijitliğine bu malzemelerin rijitliğine düşürebilmek için dayanım metallerde mevcut olandan daha aza indirilmelidir [8].

Son on yılda bu malzemelerden birkaçı çeşitli biyomedikal uygulamalarda denenmiştir fakat az miktarı geniş olarak kullanılmıştır. Oysa karbon-silikon ve karbon-kaplanmış grafit kalp kapakçıklarında kullanılmakta ve pirolitik karbon kaplamanın da gözenekli metal yüzeylerde kemik gelişimini artırdığı gözlenmektedir [8].

5. ÜST TİBİA OSTEOTOMİSİNDE KULLANILAN PLAKLARIN HASAR ANALİZLERİ

5.1 Malzeme ve Metot

Bilgisayarda hazırlanmış modellerin sonlu elemanlar yöntemi ile hasar analizlerinin yapılmasında ANSYS Workbench uygulaması kullanılmıştır. Uygulama için SolidWorks ile hazırlanmış modeller doğrudan ANSYS Workbench programına alınmıştır. Mekanik deney sonuçları, Dr. Mesut Mısırlıoğlu'nun "Proksimal Tibia Medial Açık Kama Osteotomisinde Üç Farklı Kamalı Plagın 'T' Plak İle Karşılaştırılması: Dana Tibialarında Biyomekanik Çalışma" konulu uzmanlık tezinden alınmıştır [1].

Programların çalıştırıldığı sistem, 2 GHz çift çekirdekli Intel işlemci ve 2 GB ram bulundurmaktadır. Microsoft Windows XP Professional SP2 32bit işletim sistemi altında programlar çalıştırılmaktadır.

ANSYS Workbench ile kullanılacak malzeme özelliklerinden paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı için olanlar programın kendi içinde bulunan "Material Properties" kısmı kullanılarak girilmiştir. Kemik için kullanılacak özellikler, "Create New Materials" seçeneği kullanılarak girilmiş ve literatürden tedarik edilmiştir [13]. Simülasyonun yapılması için kemiğin elastik (Young) modülü ve poisson oranı gerekmektedir. Kemik yapısı homojen kabul edildiği ve dana tibiasında kortikal kısım çok kalın olduğu için [1], sadece kortikal kısmın özellikleri girilmiştir. Kullanılan malzemelerin özellikleri Tablo 5.1'de gösterilmektedir.

Tablo 5.1. Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri [13,22].

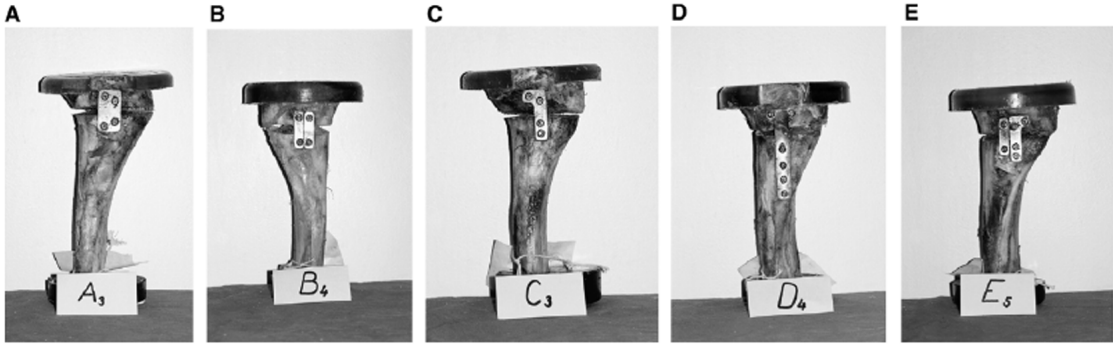
Malzeme	Elastik Modül (GPa)	Poisson Oranı	Akma M. (MPa)
Kemik	19	0,33	
Paslanmaz çelik	193	0,31	207
Titanyum	96	0,36	930

Bilgisayar simülasyonları, mekanik deneylerde olduğu gibi ayrı plak gruplarına ayrılarak yapılmıştır.

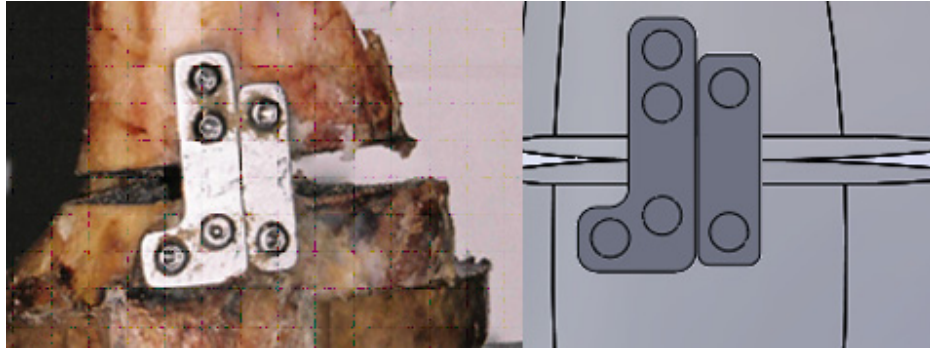
5.2 Modelin Hazırlanması

Kemik modelinin oluşturulması için, kullanılmış olan dana tibialarının ortalama ölçüleri alınıp, benzer ölçüde bir katı model çizilmiştir. Modelin hazırlanmasından sonra, kamaların takılacağı 10 mm genişliğindeki boşluk, modelden çıkartılmıştır.

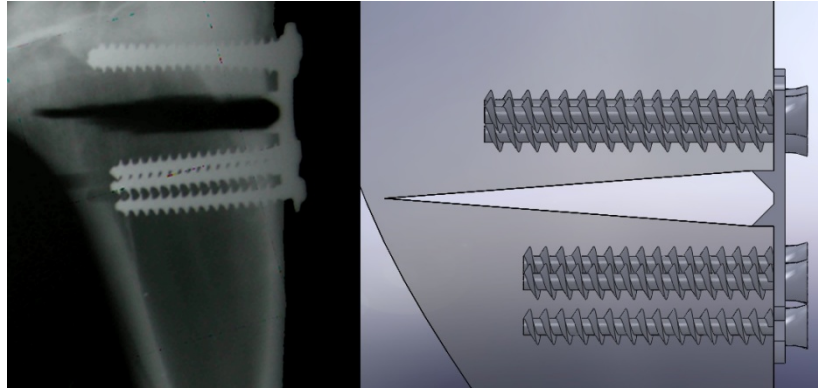
Vidalar ve plaklar da kemik modeli gibi ayrı ayrı hazırlanıp, deney gruplarına uygun şekilde sistem haline getirilmiştir (Şekil 5.1 ve Şekil 5.2). Kullanılan vidalar iki ayrı uzunlukta olup; kısa vidalar, daha ince kemik kalınlığına sahip olan kamanın distal kısmına gelen deliklerde kullanılmaktadır. Bu durum, modelin yandan görünüşü ile kemiğe takılmış plak-vida sisteminin röntgen görüntüsünde de rahatça görülebilir (Şekil 5.3)



Şekil 5.1. Mekanik deney grupları [23].

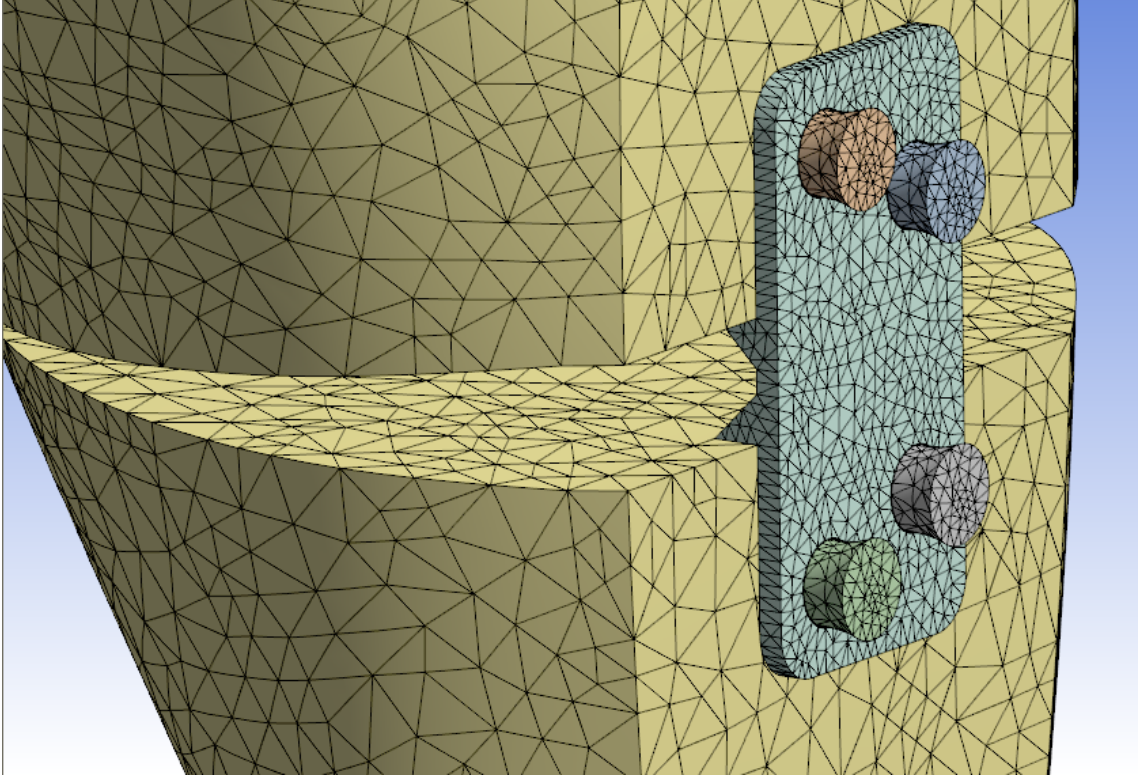


Şekil 5.2. Önden E2 mekanik deney numunesi [1] ve SolidWorks modeli.



Şekil 5.3. Yandan E2 mekanik deney numunesi röntgen görüntüsü [1] ve SolidWorks modeli.

Mekanik deneyleri mevcut olan beş ayrı sistem katı model olarak ANSYS programına alınıp, parçalara göre eleman ağı oluşturulmuştur (Şekil 5.4). Vida ve plaklar üzerinde inceleme yapılacağı için eleman sayısı bu parçalarda yüksek tutulmuştur. Sistemde simetri bulunmadığı için herhangi bir simetri durumundan yararlanılmamıştır.



Şekil 5.4. A grubu modelin elemanları ve düğüm noktaları görüntüsü.

5.3 Modellerin Paslanmaz Çelikte Simülasyonu

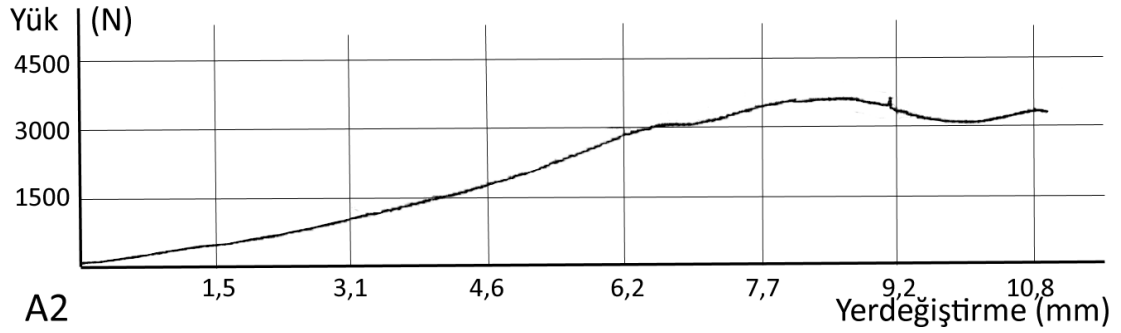
5.3.1 A Grubu

A Grubu, kama destekli dikdörtgen 4 delikli plak ve 4 vida kullanılarak hazırlanmıştır. Üst kısma iki 60 mm'lik, alt kısma da iki 55 mm'lik vida kullanılmıştır. Model toplamda 46518 eleman ve 83246 düğüm noktası içermektedir. Parçalara göre eleman ve düğüm sayıları Tablo 5.2'dedir.

Tablo 5.2. A grubu modelin eleman ve düğüm sayıları.

Parça	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Plak	3752	8169
Vida (üst)	3022	6326
Vida (alt)	2204	4891

Yapılmış olan mekanik deneyden elde edilen grafik, Şekil 5.5'te gösterilmiştir.

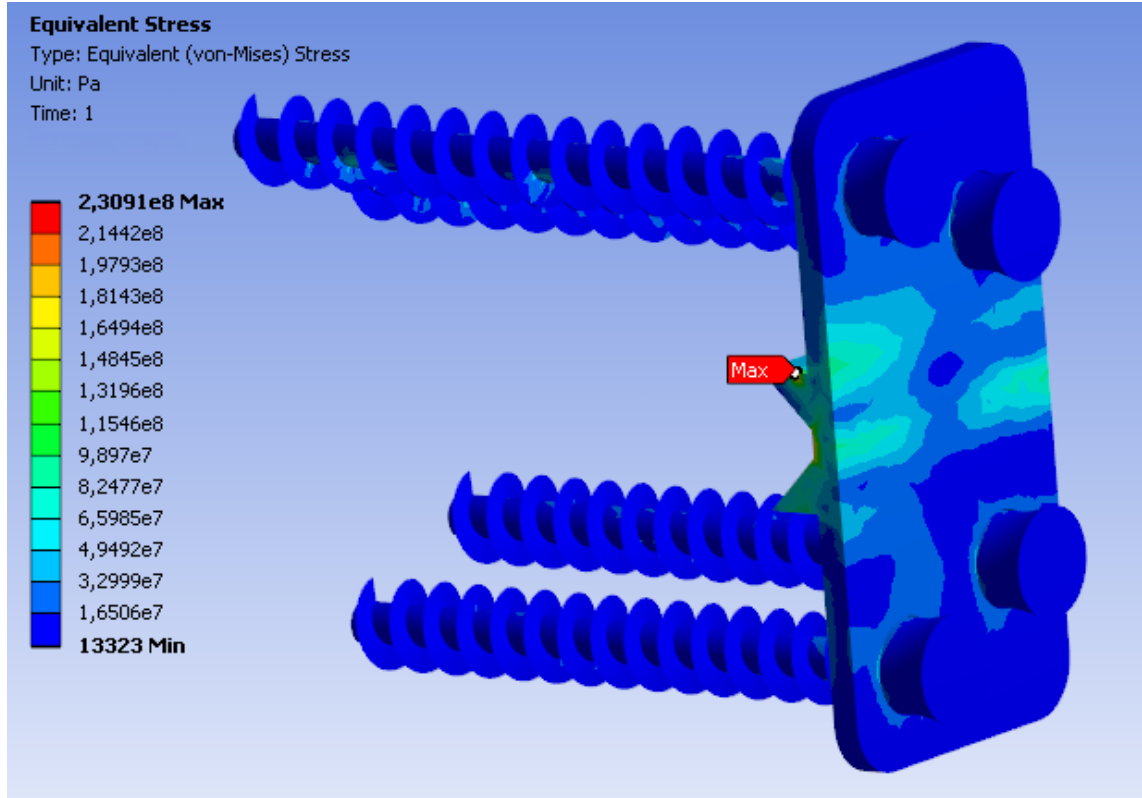


Şekil 5.5. A grubu sistemin mekanik deney grafiği [1].

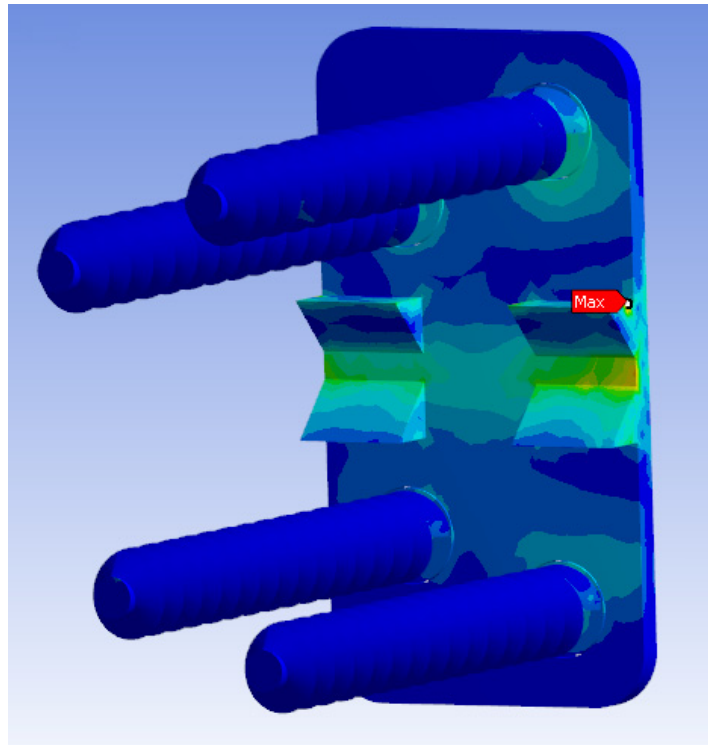
Üstteki grafiğe uygun olarak kuvvet değeri 3600 N verilmiştir. Elde edilen en yüksek gerilme değeri 231 MPa'dır ve proksimaldeki kamanın üst kısmında Şekil 5.6'da gösterilen kısımda gözlemlenmiştir. Simülasyonda elde edilen gerilme dağılımına göre kamalar arasındaki bölgede paslanmaz çeliğin akma gerilmesine ulaşılmadığı için herhangi bir plastik şekil değişimi beklenmemektedir (Şekil 5.7). Mekanik deneyden elde edilen parçada da gözle görülebilir bir plastik şekil değiştirmesi görülmemektedir (Şekil 5.8).

Bir diğer gerilmelerin yoğun olduğu gözlemlenen bölge de uzun vidaların orta kısımlarıdır (Şekil 5.9). Bir vidada diğerinden daha fazla gerilmenin olduğu kolayca görülmektedir. Deneyden elde edilen vidalarda, simülasyondakine benzer bölgede ve farklılıkta eğilmeler görülmüştür (Şekil 5.10).

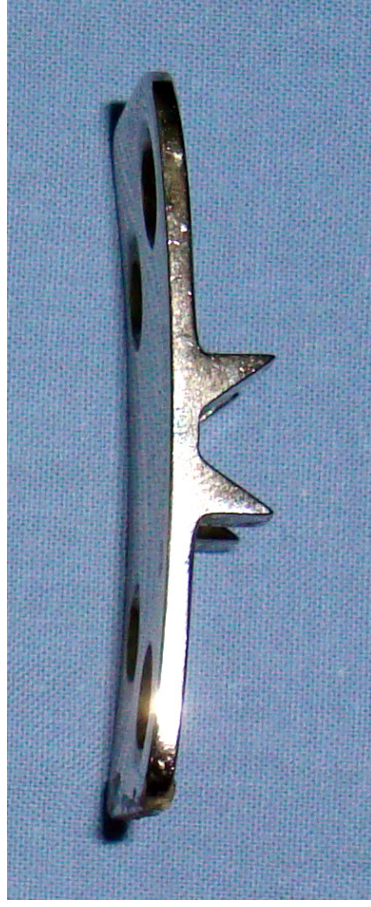
Yukardaki çalışmalar bu deney grubu için yapılan modelin deneysel sonuçlarla oldukça uyumlu olduğunu ispat etmektedir. Gerilme eğrisi ile oluşturulan modelin elastik bölge değişimi yine oldukça uyumlu bir sonuç vermektedir. Yapılan bu modelleme ile farklı malzemelerin ve geometrilerin çalışılması mümkündür.



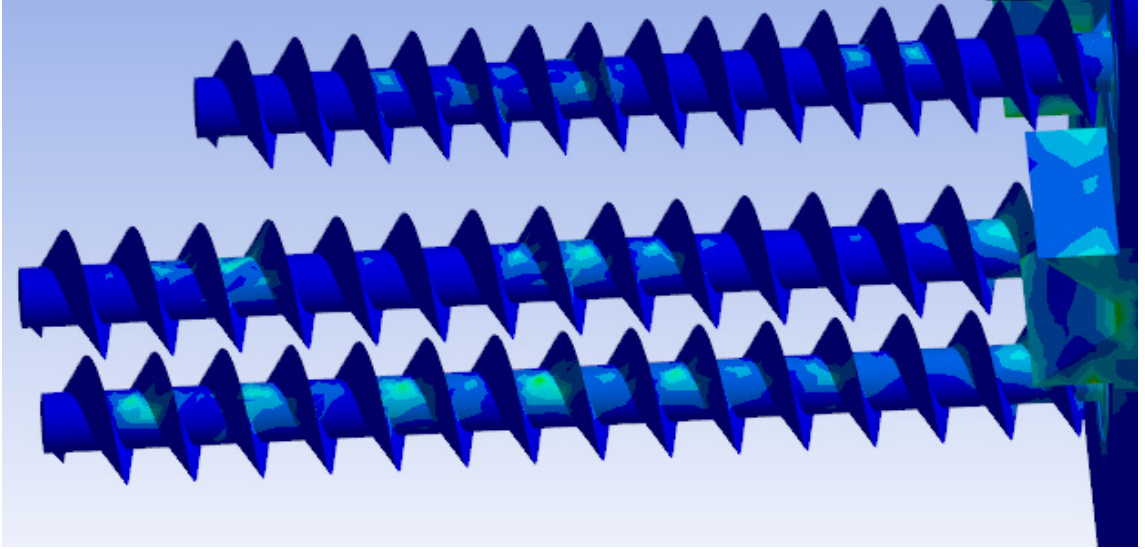
Şekil 5.6. A Grubu sistemin gerilme analiz sonucu (arka).



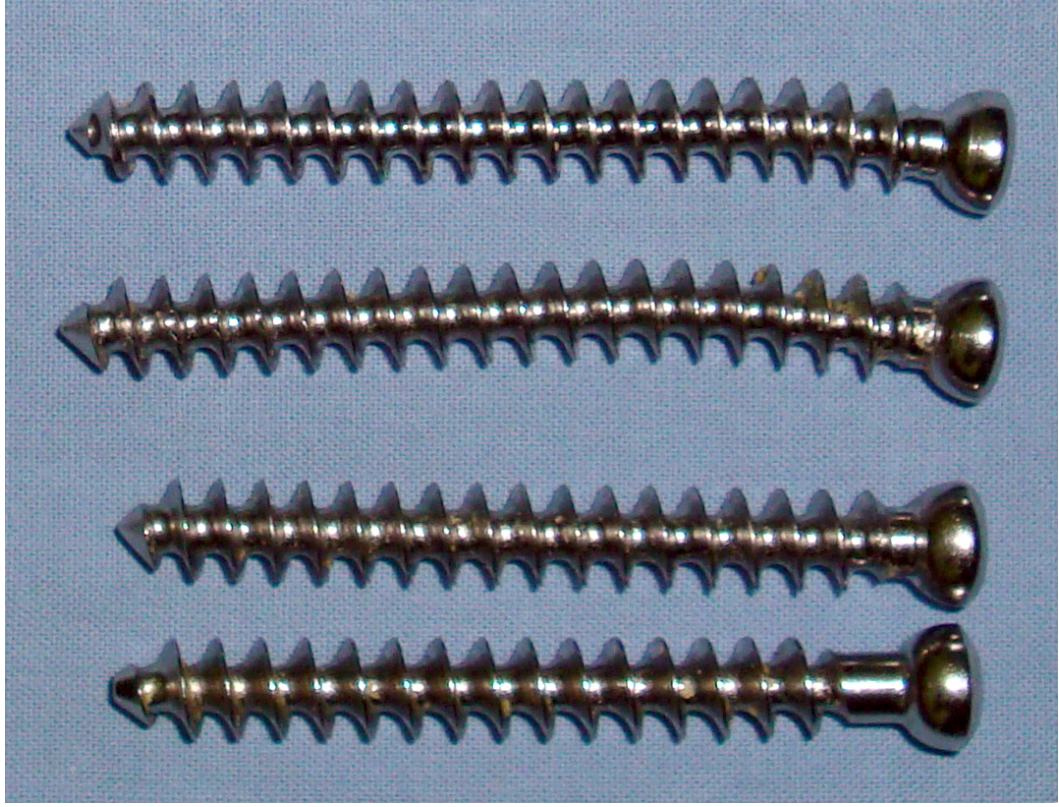
Şekil 5.7. A Grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön).



Şekil 5.8. Mekanik deney sonucu A grubu plak.



Şekil 5.9. A grubu vidaların gerilme analizi (alttan).



Şekil 5.10. Mekanik deney sonucu A grubu vidalar.

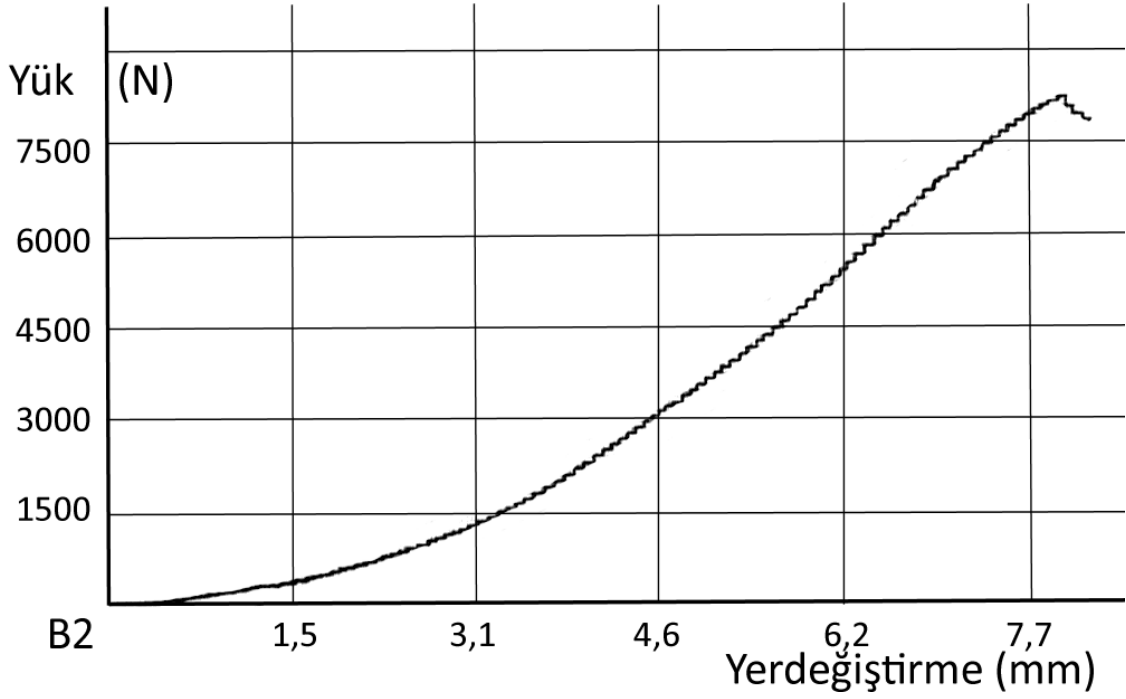
5.3.2 B Grubu

B Grubu, iki adet kama destekli dikdörtgen 2 delikli plak ve 4 vida kullanılarak hazırlanmıştır. Üst kısma iki 60 mm'lik, alt kısma da iki 55 mm'lik vida kullanılmıştır. Model toplamda 58.798 eleman ve 100.856 düğüm noktası içermektedir. Parçalara göre eleman ve düğüm sayıları Tablo 5.3'teki gibidir.

Tablo 5.3. B grubu modelin eleman ve düğüm sayıları.

Parça	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Plak	2120	4693
Vida (üst)	2286	5106
Vida (alt)	2544	5126

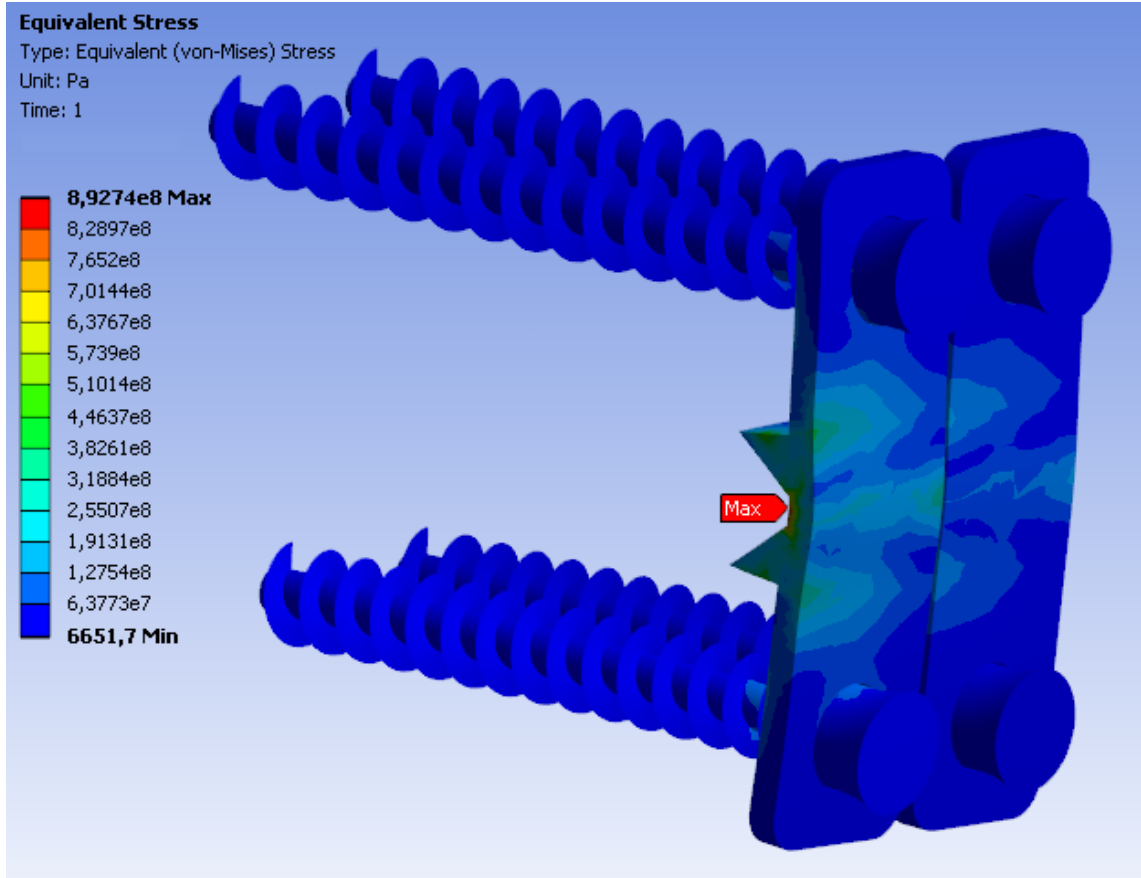
Mekanik deney sonucu elde edilen grafik Şekil 5.11'de görülmektedir.



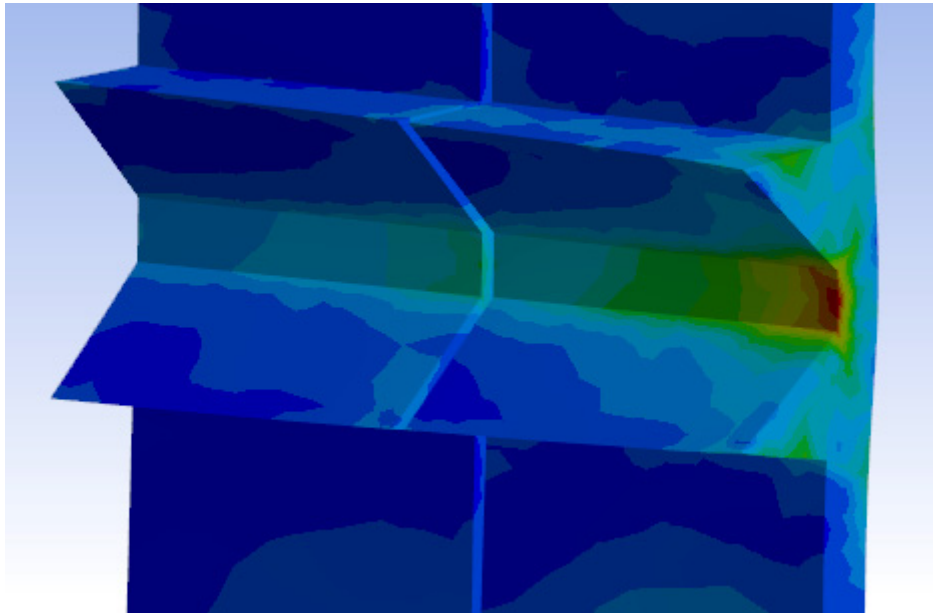
Şekil 5.11. B grubu sistemin mekanik deney grafiği [1].

Bu grafiğe göre yükleme 8250 N olarak belirlenmiştir. Elde edilen en yüksek gerilme değeri 892,7 MPa'dır. Bu gerilme değeri Şekil 5.12'de gösterilen kamalar arasındaki kısımda elde edilmiştir. Şekil 5.13'ten de görüleceği üzere plaklardan biri diğerinden daha fazla gerilmeye maruz kalmaktadır ve plastik şekil değişimi gözlemlenmektedir. Mekanik deneyden elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldığında plaklardan birinin bozulmadan kalırken, diğerinin plastik şekil değiştirerek eğildiği görülmektedir (Şekil 5.14).

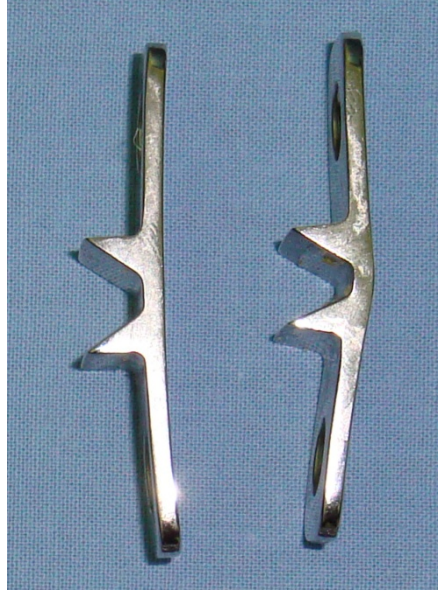
Plaklarda gözlemlenen plastik şekil değiştirme, yine simülasyondakine benzer şekilde vidalarda da görülmüştür. Uzun vidalarda, birbirlerinden farklı miktarlarda plastik şekil değişimi oluşmuştur (Şekil 5.15 ve Şekil 5.16).



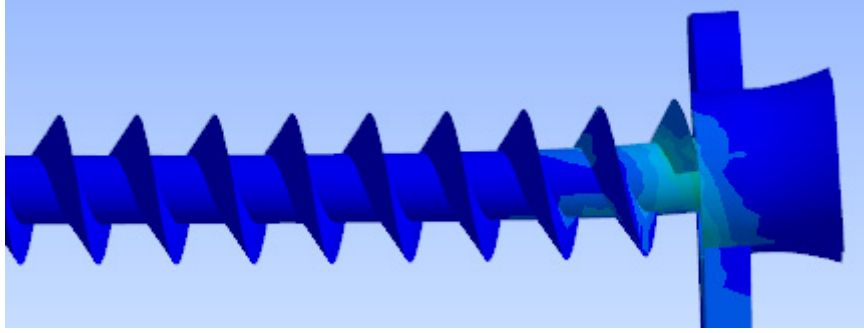
Şekil 5.12. B grubu sistemin gerilme analiz sonucu (arka).



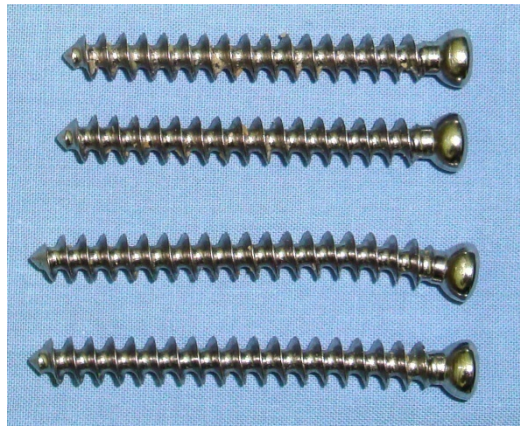
Şekil 5.13. B grubu plakların gerilme analiz sonucu (ön).



Şekil 5.14. Mekanik deney sonucu B grubu plaklar.



Şekil 5.15. B grubu üst vidaların gerilme analizi (yan).



Şekil 5.16. Mekanik deney sonucu B grubu vidalar.

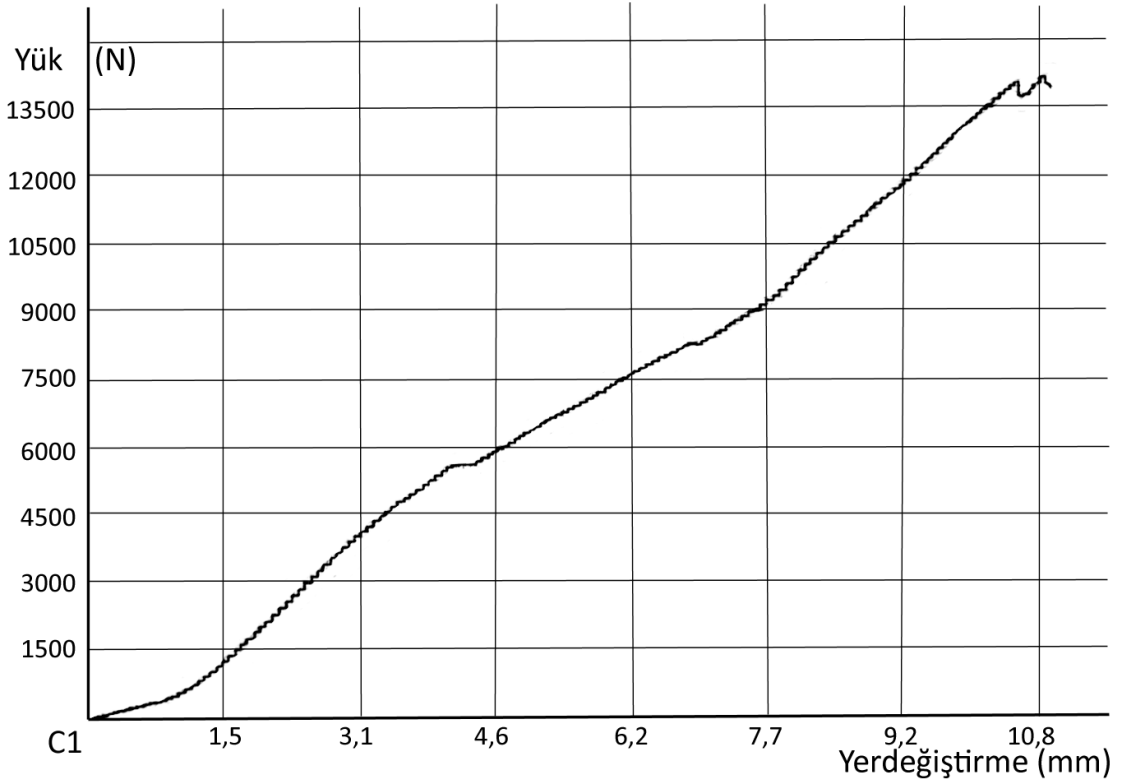
5.3.3 C Grubu

C Grubu, bir adet kama destekli L şekilli 4 delikli plak ve 4 vida kullanılarak hazırlanmıştır. Üst kısma iki 60 mm'lik, alt kısma da iki 55 mm'lik vida kullanılmıştır. Model toplamda 56.645 eleman ve 96.825 düğüm noktası içermektedir. Parçalara göre eleman ve düğüm sayıları Tablo 5.4'teki gibidir.

Tablo 5.4. C grubu modelin eleman ve düğüm sayıları.

Parça	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Plak	3071	6865
Vida (üst)	2295	5103
Vida (alt)	2552	5091

Mekanik deney sonucu çizilen grafik Şekil 5.17'deki gibidir.

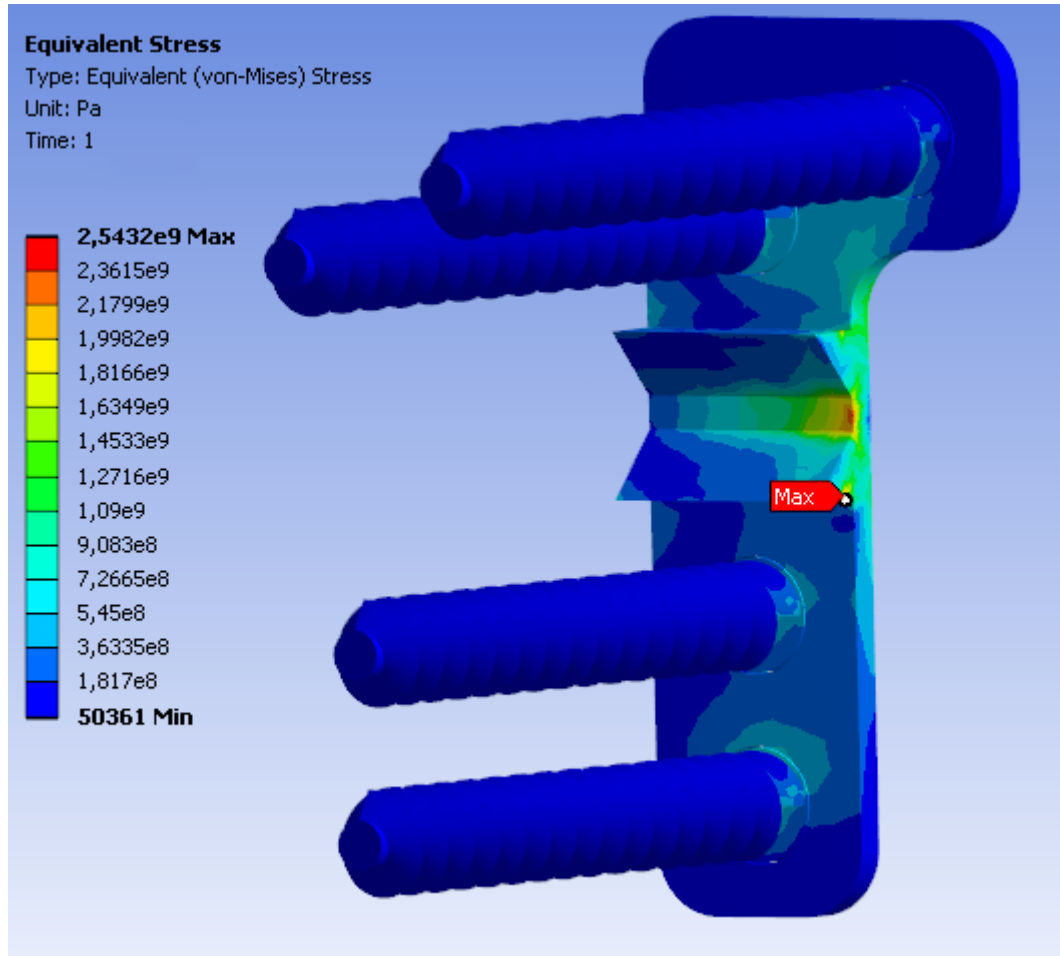


Şekil 5.17. C grubu sistemin mekanik deney grafiği [1].

Bu grafiğe göre uygulanacak kuvvet değeri 14.175 N alınarak yükleme yapılmıştır. Yükleme sonucu ulaşılan en yüksek gerilme değeri 2,54 GPa'dır. Bu, oldukça yüksek bir değerdir ve Şekil 5.18'de görüldüğü üzere alttaki kama köşesinde ve kama arasında en üst değere ulaşmıştır. Alınan bu sonuçlara göre, mekanik deneyde kullanılan parçada da plastik deformasyon beklenebilir; fakat yapılmış olan mekanik deneydeki parçada herhangi bir plastik şekil değişimi görülmemektedir (Şekil 5.19). Bunun sebebi olarak mekanik deney sırasında

kemiğin arka korteksinin kapanması ve daha sonra en yüksek kuvvete ulaşıldığında lateral kemik korteksinin kırılması gösterilebilir. Bu kapanma sonucu yükü plak ve vidaların değil, kemiğin taşıması dolayısıyla mekanik deney ve yapılan simülasyon alınan ve beklenen sonuçlar sebebiyle birbiriyle uyuşmamaktadır.

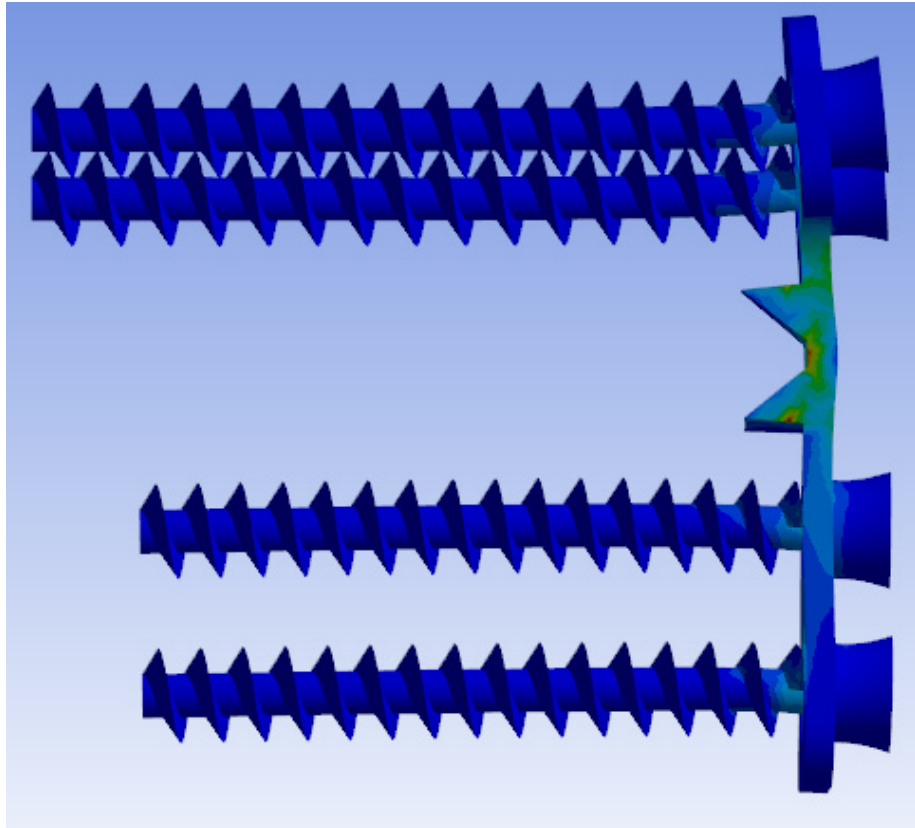
Vidalarda da plastik deformasyon beklenebilir (Şekil 5.20). Diğer modellerdeki vidalarda plak civarında eğilme gözlemlenmiş ve simülasyonla mekanik deney uyum göstermiştir. Mekanik deney sonucunda ise vidalarda gözle görülür belirli bir plastik deformasyon yoktur. Sadece bir vidada çok az bir eğilme gözlemlenmektedir (Şekil 5.21).



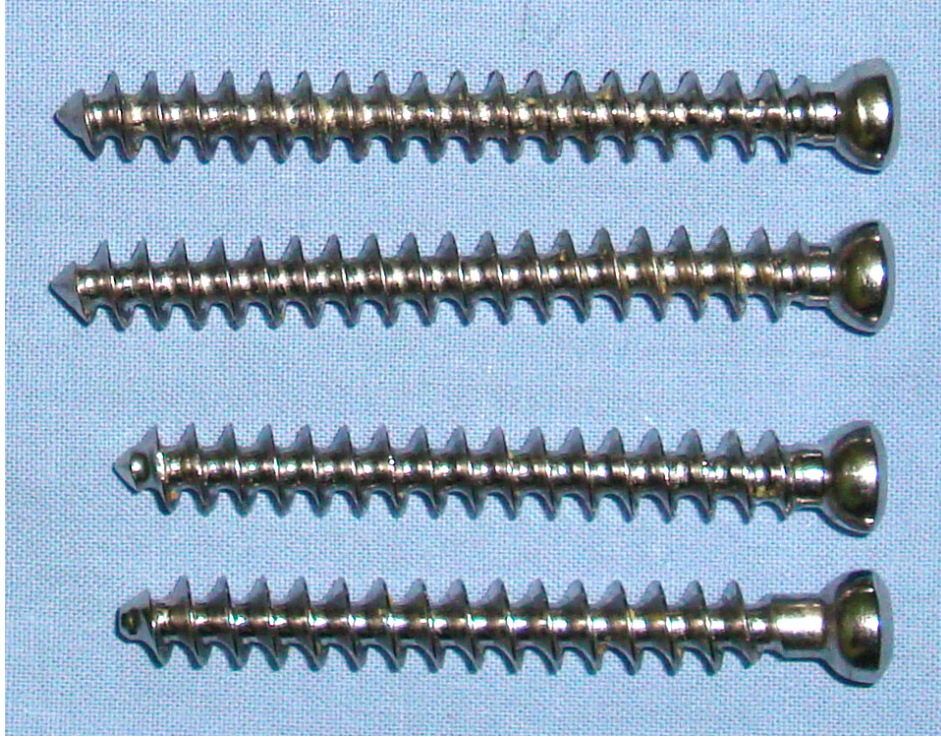
Şekil 5.18. C grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön).



Şekil 5.19.Mekanik deney sonucu C grubu plak.



Şekil 5.20. C grubu sistemin gerilme analiz sonucu (yan).



Şekil 5.21. Mekanik deney sonucu C grubu vidalar.

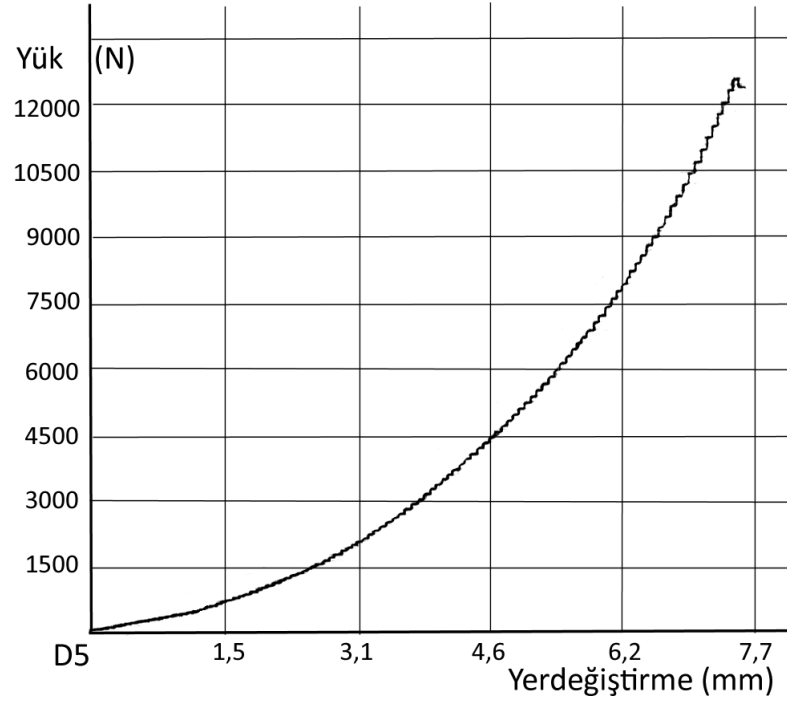
5.3.4 D Grubu

D Grubu, kama desteği olmayan T şekilli 6 delikli anatomik plak ve 6 vida kullanılarak hazırlanmıştır. Üst kısma iki 60 mm'lik, alt kısma da dört 55 mm'lik vida kullanılmıştır. Model toplamda 71.933 eleman ve 141.038 düğüm noktası içermektedir. Parçalara göre eleman ve düğüm sayıları Tablo 5.5'teki gibidir.

Tablo 5.5. D grubu modelin eleman ve düğüm sayıları.

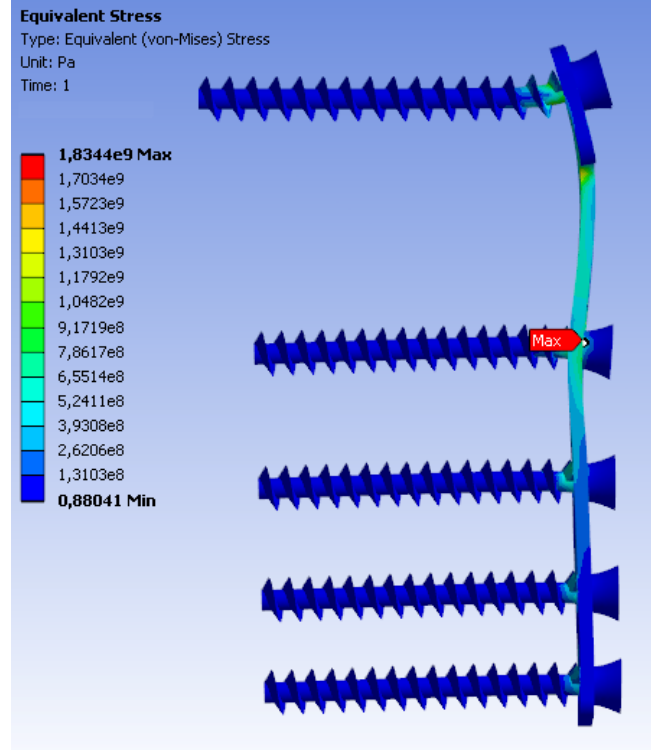
Parça	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Plak	5445	29214
Vida (üst)	2295	5103
Vida (alt)	2442	5004

Şekil 5.22'de mekanik deney sonucu çizilen grafik görülmektedir.

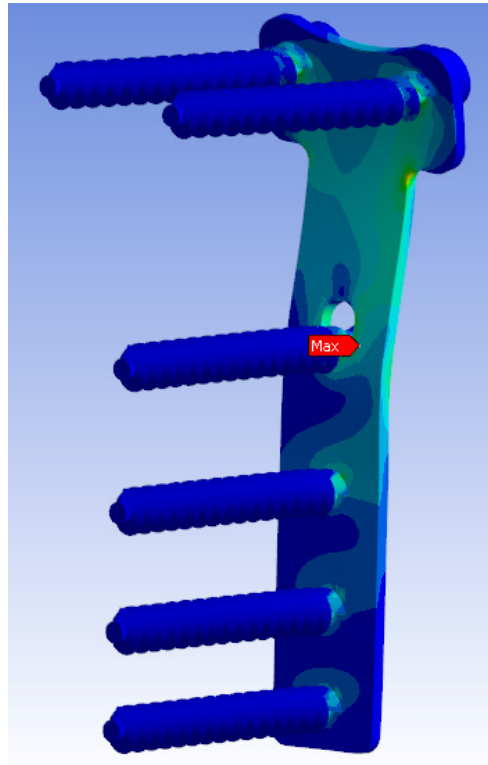


Şekil 5.22. D grubu sistemin mekanik deney grafiği [1].

Grafikte elde edilen en yüksek değer olan 12600 N kuvvet olarak simülasyonda kullanılmıştır. Elde edilen en yüksek gerilme, 1,83 GPa ile distal kısımdaki ilk vidanın deliği civarında görülmektedir (Şekil 5.23). Kama boşluğuna gelen kısımda da plastik şekil değişimi beklenmektedir (Şekil 5.24). Mekanik deney sonucunda parçada, simülasyondakine benzer şekilde plastik deformasyon oluşmuştur (Şekil 5.25).



Şekil 5.23. D grubu sistemin gerilme analiz sonucu (yan).

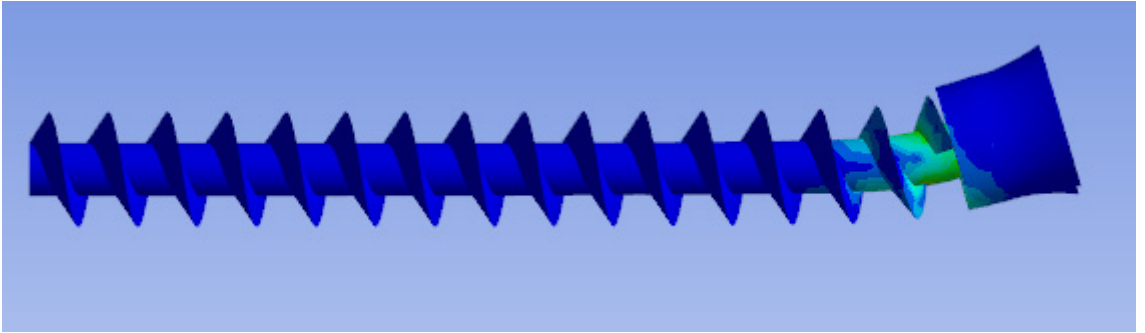


Şekil 5.24. D grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön).

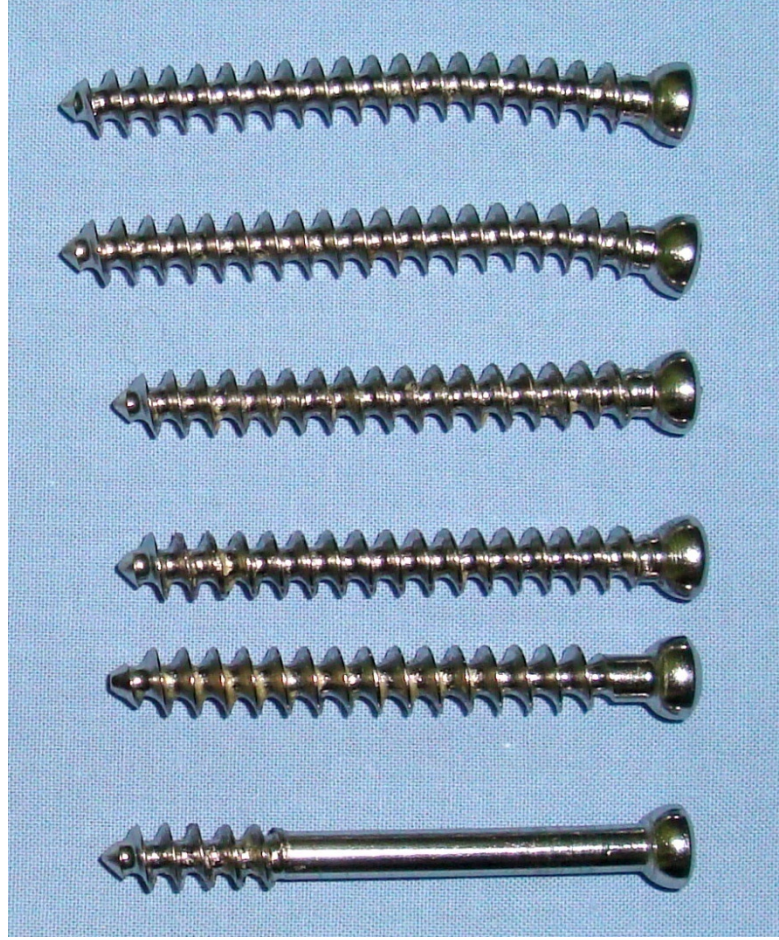


Şekil 5.25. Mekanik deney sonucu D grubu plak.

Proksimaldeki uzun vidalarda da plastik deformasyon beklenmektedir (Şekil 5.26). Mekanik deney sonucunda da bu vidalarda eğilme görülmüştür (Şekil 5.27).



Şekil 5.26. D grubu üst vidaların gerilme analizi.



Şekil 5.27. Mekanik deney sonucu D grubu vidalar.

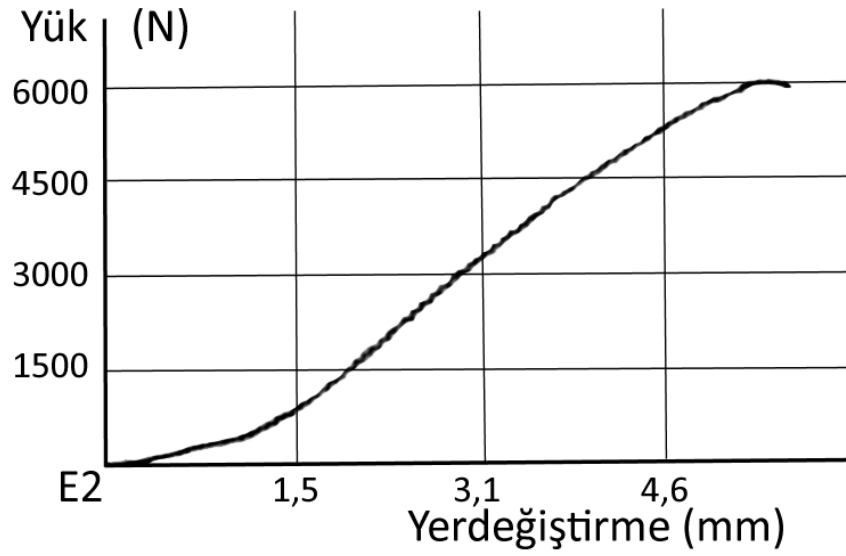
5.3.5 E Grubu

E Grubu, bir adet kama destekli L şekilli 4 delikli plak, bir adet iki delikli kama destekli dikdörtgen plak ve 6 vida kullanılarak hazırlanmıştır. Üst kısma üç 60 mm'lik, alt kısma da üç 55 mm'lik vida kullanılmıştır. Model toplamda 56.645 eleman ve 96.825 düğüm noktası içermektedir. Parçalara göre eleman ve düğüm sayıları Tablo 5.6'daki gibidir.

Tablo 5.6. E grubu modelin eleman ve düğüm sayıları.

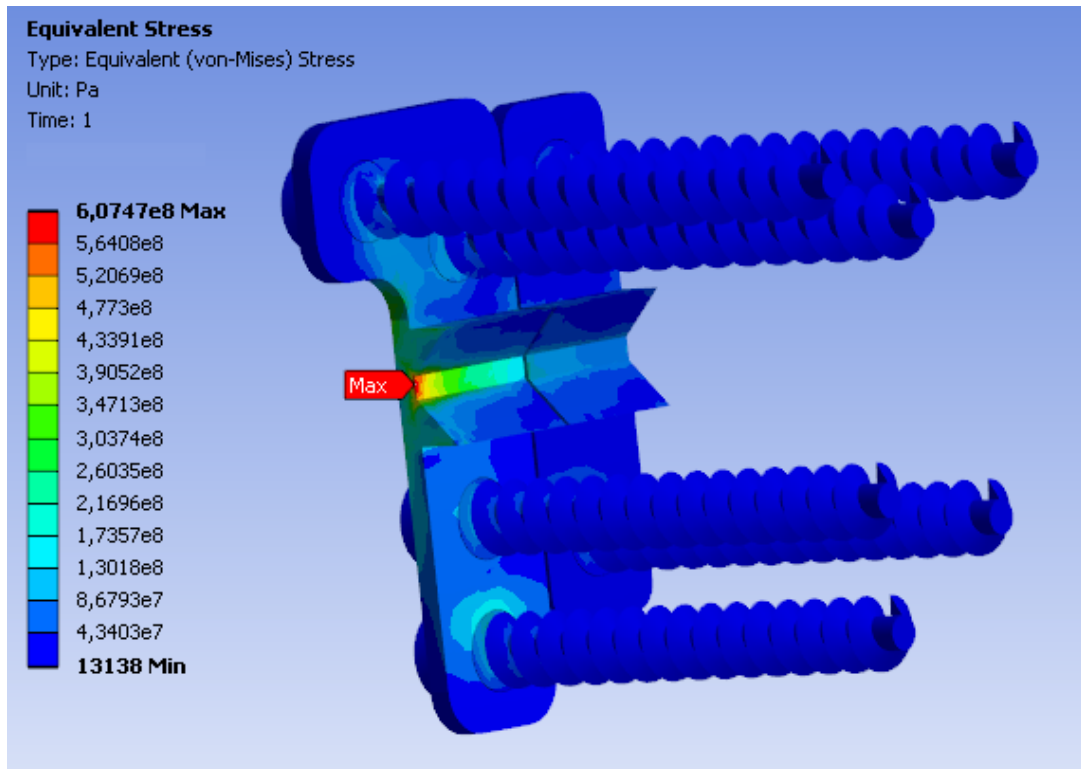
Parça	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Plak (L)	3088	6877
Plak	2120	4693
Vida (üst)	2286	5106
Vida (alt)	2544	5126

Mekanik deney sonucu çizilen grafik Şekil 5.28'deki gibidir.



Şekil 5.28. E grubu sistemin mekanik deney grafiği [1].

Bu grafiğe göre uygulanacak kuvvet değeri 6000 N alınarak yükleme yapılmıştır. Elde edilen en yüksek gerilme, 607,5 MPa ile L plak kamaları arasında elde edilmiştir (Şekil 5.29). L plak kamaları arasındaki kısımda paslanmaz çeliğin akma mukavemeti geçildiği için, L plakta plastik şekil değişmesi beklenebilir. Mekanik deney sonucunda da L plakta kamalar arasında plastik deformasyon görülmektedir (Şekil5.30).



Şekil 5.29. E grubu sistemin gerilme analiz sonucu (ön).



Şekil 5.30. Mekanik deney sonucu E grubu plaklar.

Vidalarda ise simülasyon sonucunda bir plastik deformasyon beklenmemektedir. Mekanik deneyde de gözle görülebilir bir plastik şekil değişimi belirlenmemiştir (Şekil 5.31).



Şekil 5.31. Mekanik deney sonucu E grubu vidalar.

5.4 Modellerin Titanyumla Simülasyonu

Paslanmaz çelikte yapılmış olan işlemler, sadece malzeme titanyum seçilerek yeniden yapılmıştır. Titanyum'un elastik modülü ve poisson oranı paslanmaz çelikten oldukça farklı olduğu için elde edilen en yüksek gerilme değerleri farklıdır. Titanyumun akma mukavemetinin de paslanmaz çelikten çok yüksek olması sebebiyle, yapılacak olan bir mekanik deneyden elde edilecek sonuçlar da çok farklı olacaktır.

Simülasyonu yapılmış olan beş grubun, sadece plak ve vida malzeme özellikleri değiştirilerek, kuvvetlerin ve diğer şartların aynı kalması sağlanarak yapılan yüklemelerde elde edilen en yüksek gerilmeler Tablo 5.7'de verilmiştir. Gerilmelerin oluşma bölgeleri paslanmaz çelikte verilenlerle benzerdir.

Tablo 5.7. Gruplara göre paslanmaz çelik ve titanyum için elde edilen en yüksek gerilme değerleri.

Grup	Paslanmaz Çelik	Titanyum
A	231 MPa	172 MPa
B	893 MPa	723 MPa
C	2543 MPa	1907 MPa
D	1830 MPa	1764 MPa
E	608 MPa	501 MPa

Tablodan da görüldüğü üzere, titanyum ile elde edilen en yüksek gerilmeler, paslanmaz çeliğe göre çok düşüktür. Bu da titanyumu, paslanmaz çeliğe göre çok daha mukavemetli yapar. Ancak titanyumun maliyet fiyatının yüksek olması, bu tür ameliyatlarda geçici implant olarak kullanılmasının önüne geçmektedir.

5.5 Sonuçların İrdelenmesi

Yapılmış olan bilgisayar destekli simülasyonda elde edilen gerilme değerlerinin ve dağılımlarının, mekanik deneyde elde edilen sonuçlara benzediği görülmektedir. Yapılmış olan beş ayrı grup deneyinden C grubu, beklenen benzerliği göstermemiştir. Bunda mekanik deneyde çıkan kemik kırılması, vida sıyrılması gibi özel durumların simülasyonda gösterilmemesi neden olabilir. Diğer dört simülasyonda ise gerek beklenen gerilme dağılımının uygun olması, gerekse plastik deformasyonun mekanik deneyde uygunluk göstermesi, hazırlanan modellerin bu tür bilgisayar destekli simülasyonlara uygun olduğunu göstermektedir.

Sonuçların tamamen uygun olduğu ise iddia edilememektedir. Kemiğin kompozit olarak değil de homojen bir yapıda ele alınması, gerçek uygulama sırasında vidaların kemikte çatlamaya yol açabilmeleri, simülasyondaki dengeli ve mükemmel şartların mekanik deneyde uygulanmasının mümkün olmaması, vida dişlerinin etkisinin ve vida sıyrılmasının ihmali gibi kabuller ve mükemmel şartların uyumsuzluğu bu sonuç farklılıklarını ortaya çıkarmaktadır. Yine de elde edilen sonuçlar, en azından görsel olarak uyumluluk sağlamaktadır ve sonradan yapılacak olan değişik parça ve modellere uygulanabileceğini göstermektedir.

6. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın amacı, izole varus gonartrozlu hastaların erken dönem tedavisinde tercih edilen “Medialden Açık Kama Osteotomi” yönteminde kullanılan plakların, kemiğe vida ile sabitlenmesiyle oluşan sistemlerinin basma yüklemesine karşı davranışlarını incelemek ve daha önceden yapılmış olan mekanik deney sonuçlarıyla karşılaştırmasını yapmaktır. Yapılan analizlerden elde edilen sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Modellenmiş olan sistemler, gerçek sistemlerle büyük oranda uyumluluk göstermiştir.
2. Sonuçta ulaşılan gerilme değerleri ve oluşan plastik şekil değiştirmeler çoğu modelde beklenen şekilde gerçekleşmiştir.
3. Mekanik deneyde gerçekleşen kama ve vida sıyrılması, kemik kırılması, eksenel kayma gibi durumların bilgisayar ortamında hesaba katılmaması oluşan farklılıkların sebebi olarak düşünülmektedir.
4. Buradan elde edilen sonuçlar, kullanılmakta olan ve benzeri parçaların iyileştirilmesinde kullanılabilir.
5. Uygun model oluşturulduktan sonra, kişiye özel implant yapılması mümkün olabilir.
6. İmplantların kullanımında oluşan hasarların, benzer durumlar oluşturularak bilgisayar ortamında sebebi düşük maliyetle bulunabilir ve sorunların giderilmesi kolaylaştırılabilir.

KAYNAKLAR

1. Mısırlıoğlu, M., 2005, Proksimal Tibia Medial Açık Kama Osteotomisinde Üç Farklı Kamalı Plağın “T” Plak İle Karşılaştırılması: “Dana Tibialarında Biyomekanik Çalışma”, Uzmanlık Tezi, İnönü Üniversitesi, 152s.
2. Korb, L.J., Olson, D.L., 1992, ASM Handbook Vol. 13: Corrosion, ASM International, 1455p.
3. Bechtol, C.O., Ferguson Jr., A.B., Laing, P.G., 1959, Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery, The Williams and Wilkins Company.
4. Venable C.S., Stuck, W.G., 1947, The Internal Fixation of Fractures, Charles G. Thomas.
5. Ludwigson, D.C., Aug 1965, Requirements for Metallic Surgical Implants and Prosthetic Devices, Met. Eng. Quart., Vol 5 (No. 3), p 1-6.
6. Hoar, T.P., Mears, D.C., 1966, Corrosion-Resistant Alloys in Chloride Solutions: Materials for Surgical Implants, Proc. R. Soc. (London), SCR.A294 (1439), p 486-510.
7. Williams, D.F., Roaf, R., 1973, Implants in Surgery, W.B. Saunders.
8. Dorf, R. C., 1998, The Engineering Handbook CD-ROM version, CRC Press LLC.
9. Campbell's Operative Orthopaedics 8th Edition Volume 2, 1992.
10. Özkaya, N., Nordin, M., 1999, Fundamentals Of Biomechanics, 2nd Edition, Springer, 381p.
11. Nordin, M., Frankel, V.H., 1989, Basic Biomechanics Of The Musculoskeletal System 2nd Edition, Lea & Febiger.
12. The Ciba Collection Of Medical Illustrations, Kas-İskelet Sistemi, 1989, Ciba GEIGY Limited, Basle, Switzerland.
13. Veerabagu, S., Fujihara, K., Dasari, G.R., Ramakrishna, S., 2003, Strain distribution analysis of braided composite bone plates, Composites Science and Technology, 62, 427-435.
14. Sabotta/Becher, 1973, Atlas der Anatomie des Menschen 17. baskı, Kastner&Callway, Buch-und-offsetdruckerei, Münih.
15. Neale, P.G., 1995, Finite Element Models Examining The Human Tibia After The Application Of Internal Fixation Devices, Master Thesis, The University Of Texas at Arlington, 306p.
16. Park J., Lakes R.S., 1992, Biomaterials: An Introduction, Springer, 564p.

17. Sutow, E.J., Pollack, S.R., 1981, The Biocompatibility of Certain Stainless Steels, in Biocompatibility of Clinical Implant Materials, Vol 1, D.F. Williams, Ed., CRC Press, p 45-98.
18. Sullivan, J.W.W., 1984, Steel, in *Encyclopedia Americana*, Vol 25, Grolier, p 662-663.
19. ASM Handbook vol. 1, 1993, Properties and Selection: Irons, Steels, and High-Performance Alloys, ASM International.
20. <http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=863>
21. <http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=2160>
22. ANSYS Workbench v10.0
23. Esenkaya, İ., Mısırlıoğlu, M., Keleştemur, M.H., Elmalı, N., Fadılloğlu, E., 2007, Biomechanical evaluation of different fixation plates in medial opening upper tibial osteotomy, *The Knee*, 14, 46–50.

1976 yılında Gerede’de doğdum. İlköğrenimimi Gerede’de, orta öğrenimimi Şarköy’de, lise öğrenimimi İstanbul Şehremini Lisesi’nde tamamladım. 2005 yılında Fırat Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliğinden mezun olduktan sonra, aynı yıl aynı bölümde Lisans Üstü eğitimime başladım.