T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ İÇİN KULLANILAN PLAKLARIN BİYOMEKANİK KAREKTERİZASYONU

Ahmet YARDIMEDEN

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Ali İNAN
Yrd. Doç. Dr. Halidun KELEŞTEMUR

DOKTORA TEZİ
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ELAZIĞ, 2006

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ İÇİN KULLANILAN PLAKLARIN BİYOMEKANİK KAREKTERİZASYONU

Ahmet YARDIMEDEN

Doktora Tezi

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu tez, **04.09.2006** tarihinde aşağıda belirtilen jüri tarafından oybirliği /oyçokluğu ile başarılı / başarısız olarak değerlendirilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Ali İNAN

Üye: Doç. Dr. İrfan ESENKAYA

Üye: Doç. Dr. Mehmet EROĞLU

Üye: Yrd. Doç. Dr. Cihan ÖZEL

Üye: Yrd. Doç. Dr. Cebeli ÖZEK

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

TEŞEKKÜR

Hazırlamış olduğum bu doktora tezi çalışmasında; böyle bir konuda araştırma yapmam için imkân tanıyan ve çalışmalarımı teşvik eden, her türlü yakın ilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocalarım Sayın Prof. Dr. Ali İNAN ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Halidun KELEŞTEMUR Bey'lere teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Çalışmalarım sırasında daima desteğini eksik etmeyen ve görüşleriyle de yönlendiren doktora tezimin tez izleme komitesi üyeleri Sayın Yrd. Doç. Dr. Cihan ÖZEL Bey ile Sayın Yrd. Doç. Dr. Cebeli ÖZEK Bey'e, İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Sayın Doç. Dr. İrfan ESENKAYA Bey'e, Gaziantep Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Akif KÜTÜK Bey'e, Fırat Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölüm Başkanı Sayın Prof. Dr. Cengiz YILDIZ Bey'e, Dicle Üniversitesi Müh.-Mim. Böl. Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Orhan ÇAKIR Bey'e, Sayın Yrd. Doç. Dr. Sedat KOLUKISA Bey'e, Sayın Yrd. Doç. Dr. Erol KILIÇKAP Bey'e ve doktora çalışmalarımın başından sonuna kadar her türlü desteği sunan Fırat Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümündeki tüm hocalarıma en içten teşekkürlerimi sunarım. Bilgisayarlı tomografi görüntülerini ANSYS'e dönüştürmemde yardımlarını hiçbir şeyden kaçınmadan sunan 4C Mühendislik A.Ş. nezdinde Sayın Kutsal TUAÇ Hanımefendi'ye ve ayrıca analizleri yapmamda desteklerini hiç esirgemeden veren FİGES A.Ş. nezdinde Sayın Hakan OKA ve Sayın Mehmet EROĞLU Bey'lere sonsuz şükranlarımı sunarım. Plakların temininde her türlü kolaylığı gösteren üretici firma HİPOKRAT A.Ş'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Dicle Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü öğretim elemanlarına desteklerinden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Tüm öğrenim hayatım boyunca özveri ile maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim aileme ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Ahmet YARDIMEDEN

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER…….....I

ŞEKİLLER LİSTESİ…….....IV

TABLOLAR LİSTESİ…….....IX

SİMGELER LİSTESİ…….....X

ÖZET……...XI

ABSTRACT……...……...XII

1. **GİRİŞ**……...…….……1

1.2. Literatür Özeti…….……2

2. **KEMİKLER**……..…….14

2.1. Kompakt Kemik Dokusu ve Yapısı……19

2.1.1. Periyosteum…….20

2.1.2. Endosteum……...21

2.2. Spongiyöz Kemik Dokusu (Trabeküllü Kemik)…….22

2.3. Kemik Dokunun Hücreleri……..22

2.3.1. Osteoprogenitör Hücreler……22

2.3.2. Osteoblastlar……22

2.3.3. Osteositler…….……..…....23

2.3.4. Osteoklastlar……23

3. **DİZ EKLEMİNİ OLUŞTURAN KEMİKLER**……..……..25

3.1. Tibia: Kaval Kemik…….……25

3.2. Fibula: Kamış Kemik…….…….26

3.3. Patella……..…....27

4. **KIRIKLARIN CERRAHİ TEDAVİSİ VE FİKSASYON YÖNTEMLERİ**…….....28

4.1. Kırık Cerrahi Tedavisinde Kompresyonla İnternal Fiksasyonda Vida ve Plak Kullanımı……..…….…29

4.2. Kullanılan Başlıca İnternal Fiksasyon Türleri…….29

4.2.1. Tel Dikiş veya Tel Çivi…….……..29

4.2.2. Parham Bandı……..……....29

4.2.3. Kirşner (Kirschner) Teli……..30

4.2.4. U Çivisi (Staple)……...30

4.2.5. Vidalama…….……31

4.3. Kırık Tedavisinde Vida Tespitinin Kullanılma Yerleri……..……31

4.3.1. Kortikal Kemik Vidası (Cortex Screw)……..32
4.3.2. Kansellöz (Spongioz) Kemik Vidası……...32
4.3.3. Malleol Vidaları……...33
4.3.4. Falanks, Metakarp ve Metatars İçin Küçük Vidalar (Mini-Screws)……..……33
4.4. Plak ve Vida İle Tespit…….…..33
4.5. AO Plakları Tipleri……..…35
4.5.1. Düz Standart ve Yuvarlak Delikli Kompresyon Plakları……...35
4.5.2. Tübüler veya Semitübüler Oluklu Plak……..36
4.5.3. Dinamik Kompresyon Plağı (DCP, Dynamic Compression Plate)…….36
4.6. İntramedüller Çivi……...36
4.7. Eksternal Fiksasyon (External Fixation)……...36
5. **ALT EKSTREMİTE DİZİLİMİ VE BİYOMEKANİK FAKTÖRLER**…..……..38
5.1. Normal Aksiyel Dizilim……..38
5.2. Diz Biyomekaniği……40
5.3. Kemiğin Biyomekanik Özellikleri……..44
6. **PLASTİSİTE VE KIRILMA HİPOTEZLERİ**…...…….46
6.1. Genel Düşünceler……46
6.2. Elasto-Plastik Gerilme Analizi……47
6.2.1. Plastisite Teorisi……..48
6.3. Çeşitli Hipotezler……48
6.3.1. Gerilme Hipotezleri……49
6.3.2. Şekil Değiştirme Hipotezleri……...57
6.3.3. Enerji Hipotezleri……60
6.4. Çeşitli Hipotezlerin Karşılaştırılması……..63
6.5. Mukavemet Hipotezlerinde Son Gelişmeler……...64
7. **SONLU ELEMANLAR METODU**…….……66
7.1. Genel Bilgiler……..66
7.2. Sonlu Eleman Metodunun Uygulanışı……66
7.3. Çözüm Yöntemi……..69
7.3.1. Cismin Sonlu Elemanlara Bölünmesi……..69
7.3.2. İnterpolasyon Fonksiyonların Seçimi……..69
7.3.2.1. Polinom Türü Enterpolasyon Fonksiyonları……..70
7.3.2.2. Genel Koordinatlarda Lineer Enterpolasyon Polinomları……..71
7.4. Eleman direngenlik matrisinin elde edilmesi……..73
7.4.1. Sistem direngenlik matrisinin oluşturulması……...74

7.5. Sisteme etki eden kuvvetlerin bulunması……74
7.6. Sınır şartlarının belirlenmesi……...75
7.7. Eleman Biçiminin Seçimi……76
7.8. Niçin Sonlu Elemanlar?.....77
8. **ANSYS BİLGİSAYAR PAKET PROGRAMI**……78
8.1. Program Organizasyonu……..78
8.2. ANSYS menüleri ve Çalışma Tarzı……79
8.3. ANSYS'te Koordinat Sistemleri…….79
8.4. ANSYS ile Analiz……...80
8.4.1. Modelin Oluşturulması……80
8.4.2. Yüklerin Uygulanması ve çözüm……81
8.4.3. Sonuçların İncelenmesi……...81
9. **PLAKLARIN ANSYS'TE GERİLME ANALİZİ**……...82
9.1. Plakların ANSYS'te Analizi……...85
10. **İNSAN TİBİASININ GERİLME ANALİZİ**……....96
11. **SONUÇLARIN İRDELENMESİ**……...132
12. **GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER**……..139
KAYNAKLAR.....141
ÖZGEÇMİŞ.....147

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 İnsan İskeleti..……...16
Şekil 2.2 Kemiğin malzeme yapısı……...18
Şekil 2.3. Kemik dokusundaki kanaliküller içinde osteositin yerleşimi……..20
Şekil 2.4. Kompakt ve spongiyöz kemiğin şematik görünümü……21
Şekil 2.5. İnsan İskeleti Anatomisi……...24
Şekil 3.1. Tibia ve fibulanın önden görünüşü……...26
Şekil 4.1. Çelik Tel ile Serklaj…….30
Şekil 4.2. U Çivisi (Staple)……...30
Şekil 4.3. Basit bir Spiral Kırıkta Vidalama…….35
Şekil 4.4. Dıştan Tespit (Eksternal Fiksatör)……37
Şekil 5.1. Alt ekstremite diziliminin temel parametreleri……39
Şekil 5.2. Diz ekleminin hareket eksenleri……...41
Şekil 5.3. Diz Eklemi ve Ligamentleri……41
Şekil 5.4. Dizin fleksiyon-ekstansiyon hareketleriyle değişen dönme merkezleri……...43
Şekil 6.1. Aynı tip bir cismin iki tip zorlanması……...47
Şekil 6.2. Asal Gerilmeler……49
Şekil 6.3. İki eksenli gerilme için yüzeyin arakesiti…….50
Şekil 6.4. Mohr daireleri ve zarfları…….51
Şekil 6.5. Tresca Altıgeni…….52
Şekil 6.6. Mohr grafik sisteminde, sınır dairelerinin zarfının birbirini kesen iki doğru……...53
Şekil 6.7. $\sigma'_M > \sigma_M$ hali……54
Şekil 6.8. Kum Zarf Doğrusu……...54
Şekil 6.9. Kohezyonlu Kil Zarf Doğrusu……..54
Şekil 6.10. Doğrusal Olmayan Zarf……..55
Şekil 6.11. Karekteristik zarf eğrileri……...56
Şekil 6.12. Ortanca gerilmenin değerine göre zarf eğrilerinin içinde bulunduğu bant……57
Şekil 6.13. Düzlem gerilme haline ait sınırlar……..58
Şekil 6.14. σ_3=0 hali için sınır eğrisi……59
Şekil 6.15. σ_1, σ_2 düzleminde çizilen üç farklı hipoteze ait sınır çevreleri……...63
Şekil 7.1. Üç doğrusal sonlu elemana ayrılmış bir boyutlu bir cisim……...67
Şekil 7.2. Üçgen elemanlar sistemi haline getirilmiş iki boyutlu delikli bir cisim……..67
Şekil 7.3. 8 özdeş dikdörtgen prizma elemana ayrılmış üç boyutlu bir cisim……..68

Şekil 7.4. Birim üniform kalınlıklı iki düzlem sonlu eleman……...68
Şekil 7.5. Sonlu elemanların düğümlerle bağlanışı……..69
Şekil.7.6. Üç boyutlu 4 düğüm noktalı tetrahedron eleman……71
Şekil 7.7. İki boyutlu (düzlem) elemanlar……76
Şekil 7.8. Üç boyutlu elemanlar……...76
Şekil 8.1. ANSYS açılış ekranı……78
Şekil 8.2. ANSYS'te koordinat sistemleri……80
Şekil 9.1 İki delikli dikdörtgen plak……83
Şekil 9.2. Dört delikli dikdörtgen plak……83
Şekil 9.3. Altı delikli normal proksimal tibia "T" destek plağı……...84
Şekil 9.4. Dört delikli ters "L" şeklinde plak……...84
Şekil 9.5 Birinci plağın sonlu eleman ağı……86
Şekil 9.6 İkinci plağın sonlu eleman ağı……..86
Şekil 9.7 Üçüncü plağın sonlu eleman ağı……...87
Şekil 9.8 Dördüncü plağın sonlu eleman ağı……87
Şekil 9.9 İki delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (3000N)……88
Şekil 9.10 İki delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (5000N)……...88
Şekil 9.11 İki delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (7000N)……...89
Şekil 9.12 Dört delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (3000N)……89
Şekil 9.13 Dört delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (5000N)……90
Şekil 9.14 Dört delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (7000N)……90
Şekil 9.15 Altı delikli normal proksimal tibia plakasının von mises gerilme analizi (3000N)…91
Şekil 9.16 Altı delikli normal proksimal tibia plakasının von mises gerilme analizi (5000N)…91
Şekil 9.17 Altı delikli normal proksimal tibia plakasının von mises gerilme analizi (7000N)…92
Şekil 9.18 Dört delikli ters "L" şeklinde plağın von mises gerilme analizi (3000N)……...92
Şekil 9.19 Dört delikli ters "L" şeklinde plağın von mises gerilme analizi (5000N)……...93
Şekil 9.20 Dört delikli ters "L" şeklinde plağın von mises gerilme analizi (7000N)……...93
Şekil 9.21 Plakların gerilme analizi…….……95
Şekil 9.22. Plakların Gerilme-Yer Değiştirme grafiği……..95
Şekil 10.1. Tibia tomografi kesitleri……99
Şekil 10.2 Tibianın ANSYS'te elde edilmiş 3 boyutlu görüntüsü……101
Şekil 10.3 Tibianın mesh atılmış görüntüsü……...101
Şekil 10.4 Tibiaya eksenel olarak basmanın uygulanışı ……102
Şekil 10.5 Tibiaya burulma momentinin uygulanışı……..102
Şekil 10.6 Tibiaya değişik fleksiyonlarda yükün uygulanışı 10^0, 20^0, 30^0, 45^0……....103

Şekil 10.7 Tibianın Von Mises gerilme analizi (750 N, Önden Görünüş)…….103
Şekil 10.8 Tibianın Von Mises gerilme analizi (900 N, Önden Görünüş)…….104
Şekil 10.9 Tibianın Von Mises gerilme analizi (1000 N, Önden Görünüş)……..104
Şekil 10.10 X yönünde meydana gelen gerilme (750N)……105
Şekil 10.11 X yönünde meydana gelen gerilme (900N)……105
Şekil 10.12 X yönünde meydana gelen gerilme (1000N)……..106
Şekil 10.13 Y yönünde meydana gelen gerilme (750N)……106
Şekil 10.14 Y yönünde meydana gelen gerilme (900N)……107
Şekil 10.15 Y yönünde meydana gelen gerilme (1000N)……..107
Şekil 10.16 Z yönünde meydana gelen gerilme (750N)…….108
Şekil 10.17 Z yönünde meydana gelen gerilme (900N)…….108
Şekil 10.18 Z yönünde meydana gelen gerilme (1000N)……...109
Şekil 10.19 XZ Kesme gerilmesi (750N)……...109
Şekil 10.20 XZ Kesme gerilmesi (900N)……...110
Şekil 10.21 XZ Kesme gerilmesi (1000N)…….110
Şekil 10.22 YZ Kesme gerilmesi (750N)……...111
Şekil 10.23 YZ Kesme gerilmesi (900N)……...111
Şekil 10.24 YZ Kesme gerilmesi (1000N)…….112
Şekil 10.25 XY Kesme gerilmesi (750N)……...112
Şekil 10.26 XY Kesme gerilmesi (900N)……...113
Şekil 10.27 XY Kesme gerilmesi (1000N)…….113
Şekil 10.28 X yönünde meydana gelen yer değiştirme (750N)……..114
Şekil 10.29 X yönünde meydana gelen yer değiştirme (900N)……..114
Şekil 10.30 X yönünde meydana gelen yer değiştirme (1000N)……115
Şekil 10.31 Y yönünde meydana gelen yer değiştirme (750N)……..115
Şekil 10.32 Y yönünde meydana gelen yer değiştirme (900N)……..116
Şekil 10.33 Y yönünde meydana gelen yer değiştirme (1000N)……....116
Şekil 10.34 Z yönünde meydana gelen yer değiştirme (750N)……..117
Şekil 10.35 Z yönünde meydana gelen yer değiştirme (900N)……..117
Şekil 10.36 Z yönünde meydana gelen yer değiştirme (1000N)……118
Şekil 10.37 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında X yönünde meydana gelen deformasyon……...118
Şekil 10.38 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında X yönünde meydana gelen deformasyon……...119

Şekil 10.39 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (Von Mises)…….119
Şekil 10.40 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (Von Mises)…….120
Şekil 10.41 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (X Yönündeki Normal Gerilmeler)…….120
Şekil 10.42 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (X Yönündeki Normal Gerilmeler)…….121
Şekil 10.43 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen kesme gerilmeleri (XY düzleminde)……121
Şekil 10.44 50 N.m burulma momenti uygulandığında meydana gelen kesme gerilmeleri (XY düzleminde)……122
Şekil 10.45 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen toplam deformasyon……...122
Şekil 10.46 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen toplam deformasyon……...123
Şekil 10.47 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=10^0$)……...……..123
Şekil 10.48 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=10^0$)……...……..124
Şekil 10.49 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=10^0$)……...……124
Şekil 10.50 Toplam deformasyon ($\alpha=10^0$)……125
Şekil 10.51 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=20^0$)……..125
Şekil 10.52 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=20^0$)……...……...126
Şekil 10.53 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=20^0$)……...……126
Şekil 10.54 Toplam deformasyon ($\alpha=20^0$)……127
Şekil 10.55 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=30^0$)……...……..127
Şekil 10.56 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=30^0$)……...……..128
Şekil 10.57 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=30^0$)……...……128
Şekil 10.58 Toplam deformasyon ($\alpha=30^0$)……129
Şekil 10.59 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=45^0$)……...……..129
Şekil 10.60 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=45^0$)……...……...130
Şekil 10.61 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=45^0$)……...……130
Şekil 10.62 Toplam deformasyon ($\alpha=45^0$)……131
Şekil 11.1 Tibianın eksenel basma halinde Von Mises akma kriterine göre gerilme analizi….132
Şekil 11.2. Tibianın eksenel basma halinde X, Y ve Z yönüne göre gerilme analizi…….133
Şekil 11.3. Tibianın eksenel basma halinde kesme gerilmeleri……..134

Şekil 11.4. Tibianın eksenel basma halinde yer değiştirmeler……...134
Şekil 11.5. Değişik yükleme açılarında (α) Von Mises akma kriterine göre tibianın gerilme analizi…….136
Şekil 11.6. Değişik yükleme açılarında (α) tibianın normal gerilme analizi ...……..136
Şekil 11.7. Değişik yükleme açılarında (α) tibianın kesme gerilme analizi ...……...137
Şekil 11.8. Değişik yükleme açılarında (α) tibianın toplam deformasyonu ..……137

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 5.1. Bazı araştırmacılara göre kemiğin mekanik özellikleri……...……...45
Tablo 9.1. Plakların Malzeme Özellikleri……85
Tablo 9.2. ANSYS'te Analizi Yapılan Plakların Eleman Özellikleri…….…….85
Tablo 10.1. Kemiğin mekanik özellikleri …...……..100

SİMGELER

E: Elastisite Modülü

σ: Normal gerilme

τ: Kayma gerilmesi

ε, γ: Birim şekil değişimi

ν: Poisson oranı

G: Kayma Modülü

f: Hacimsel kuvvet

F: Yüzeysel kuvvet

P: Tekil yük

V: Hacim

[C]: Uygunluk matrisi

[K]: Sistem direngenlik matrisi

[U]: Yer değiştirme matrisi

[N]: Şekil fonksiyon matrisi

[P]: Dış kuvvet matrisi

J: Jakobiyen matrisi

Ip: Polar atalet momenti

θ: Gerilme fonksiyonu

α: Genelleştirilmiş koordinatlar

ρ: Yoğunluk

Vf: Boşluk hacmi oranı

Kc: Kırılma mekaniği katsayısı

ξ, η: Doğal koordinatlar

n: Polinom derecesi

φ(x, y, z): Alan değişkeni

π: Birim şekil değiştirme enerjisi

g: Yerçekim ivmesi

m: Kütle

M: Moment

ρ, R: Yarıçap

ÖZET

Doktora Tezi

YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ İÇİN KULLANILAN PLAKLARIN BİYOMEKANİK KAREKTERİZASYONU

Ahmet YARDIMEDEN

Fırat Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

2006, Sayfa: 147

Medialden Açık Kama Osteotomisi tekniği ortopedi kliniklerinde oldukça sık kullanılan ve izole varus gonartrozlu hastaların erken dönem cerrahi tedavisinde tercih edilen metottur. Bu metotta osteotomi aralığının tespiti amacıyla farklı tasarımlı, kama destekli plaklar kullanılacaktır.

Bu çalışmada 875 N ağırlığında, 30 yaşındaki bir erkeğin sağ tibiasının bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınarak, söz konusu plakların eksenel yüklemelere karşı stabiliteleri ve eksenel basma, burulma ve değişik yükleme açılarında (α) uygulanan sabit yüklemeler sonunda tibiada oluşabilecek kırılma yerlerinin tespit analizleri, sonlu elemanlar paket programı ANSYS ile yapılmıştır. Tibiaya farklı yükleme açılarında (α) uygulanan yükler sonucunda, yükleme açısının (α) artması ile tibia üzerinde oluşan gerilmelerde azalma görülmüştür.

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

ABSTRACT

PhD Thesis

BIOMECHANICS CHARACTERIZATION OF PLATES USED FOR HIGH TIBIAL OSTEOTOMY

Ahmet YARDIMEDEN

Fırat University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

2006, Page : 147

Medial Opening Wedge Osteotomy technique is a frequently utilized method in orthopedic clinics and is preferred for the early period treatment of isolated varus gonartroz patients. In this method, wedge supported plates with different design features are used to specify the space of osteotomy.

In the present study, the stability of plates against axial loading force and possible fracture sites resulting from constant loading forces during different loading angles (α), axial pressure and torsions were determined. For this purpose, computed tomographic images of right tibia from a 30 years old male weighing 875N, were obtained and analyzes by finite element program ANSYS were performed. When tibia was loaded through different loading angles (α), it was noted that as the loading angle (α) increased, there was a corresponding decrease in tibial tensions.

Keywords: Proksimal tibial osteotomy, Tibia, Biomechanic, Finite element method, ANSYS

1. GİRİŞ

Biyomalzemeler, hasar gören veya hastalığa maruz kalan canlı vücut organlarının yerine veya tedavileri amacıyla kullanılırlar. Bu malzemelerden beklenen en önemli özellik, kullanıldığı yerde gerektiği gibi görevini ifa ederken canlı vücudunda zararlı biyolojik reaksiyonlar oluşturmamalarıdır. Biyomalzeme grubu olarak, ana malzeme sınıflandırmaları içinde bilinen metaller, seramikler ve polimerler kullanılabilmektedir. Çivi, plak ve dışardan takılan tutucular gibi implantlar son on yıllar içinde dia-ve meta-fiziksel hasarlar için canlı vücudunda ve özellikle de insanlarda çok yaygın olarak kullanılan cerrahi tedavi unsurlarıdır. Bu tür implant uygulamalarının artışı aynı zamanda indikasyonlarını da artırmıştır. Vücuda yerleştirilen malzeme özelliklerinin çok iyi bilinmesine rağmen vücut içerisindeki davranışları, vücudun bu malzemelere karşı göstermiş olduğu reaksiyon ve zamana bağlı olarak özelliklerini muhafaza edememeleri bu komplikasyonların başlıca sebepleri arasındadır. Bu sebeple implantların takılı olduğu konumda karekterizasyonu ve özelliklerinin bu ortamlar içerisinde belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Diğer bir deyişle, implant olarak seçilen malzemenin ömrü ve tedavi edilen ortam ile uyumu kemiğin veya dokunun iyileşmesi açısından hayati öneme sahiptir. Kemik ve doku ile birlikte kullanılan bu elemanların seçimi sırasında, malzemelere ait

- Mekanik özellikler; rijitlik, çekme, basma, burulma, yorulma vb.
- Fiziko-kimyasal özellikler; korozyon

büyük önem arzeder.

Ortopedide sıkça rastlanan vakalardan biri olan “Proksimal Tibial Osteotomi (Proksimal Tibial Osteotomy)” için “Açık Kama tekniği (Opening Wedge Technique)” nörolojik komplikasyonlar gerektirmediğinden geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Bu teknikte üzerinde kama bulunan metalik bir plağa açısal olarak tedavi edilecek bölgede kemiğe vidalanmak suretiyle tespit edilir. 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 olarak mevcuttur. Sistem canlı vücudunda bulunduğundan bu yüklemeler statik olmaktan ziyade dinamik yüklemeler, diğer bir deyişle tekrarlanan gelişigüzel yüklemeler şeklinde meydana gelir. Bu sebeple, yüksek tibial osteotomi için kullanılan mevcut plakların tasarımında gerilme

analizi ve yorulma büyük önem taşır. Paslanmaz çelik veya değişik titanyum alaşımlarından üretilen plakların malzeme olarak mekanik özellikleri bilinmekle beraber, sistem içerisindeki davranış ve özellikleri hakkında bilgiler oldukça eksiktir.

Bu çalışmada; ortopedi kliniklerinde oldukça sık kullanılan izole varus gonartrozlu hastaların erken dönem cerrahi tedavisinde tercih edilen medialden "Açık Kamalı Osteotomi" tekniğinde; osteotomi aralığının tespiti amacıyla kullanılan farklı tasarımlı, kama destekli plakların eksenel yüklenmelere karşı stabiliteleri ve 875 N ağırlığında, 30 yaşındaki bir erkeğin sağ tibiasının 3 boyutlu bilgisayarlı tomoğrafi görüntüsü alınarak, eksenel basma, burulma ve değişik yükleme açılarında (α) uygulanan sabit yüklemeler sonucunda tibiada oluşabilecek kırılma yerlerinin tespiti, sonlu eleman paket programı ANSYS ile yapılmıştır.

1.2. Literatür Özeti

İlk tibia modellemesi 1978 yılında Hayes, Swenson ve Schurman tarafından yapılmış ve eksenel simetrik bir sonlu eleman metodu kullanarak tibianın femur ile eklem yapan kısmında gerilme ve zorlanma dağılımları incelenmiştir. Çalışmalarında 22 yaşındaki bir insanın tibiasına 445 N'luk basma kuvveti uygulamışlardır. Eksenel simetrik bir geometri ve Fourier genişleme fonksiyonları yaklaşımıyla malzeme özelliklerindeki büyük değişiklikleri kapatabilmek için modeli 4 bölgeye ayırmışlardır; a) diafisisteki ve metafisisteki kabukta bulunan kortikal kemik b) kıkırdak yapı c) kortikal kemiğe yakın kısımlardaki trabeküler kemik d) iliğe yakın bölgelerdeki trabeküler kemik. Sonuç olarak kıkırdak kısmın yüzeyine (femur ile eklem yapan kondil yüzeylerine) uygulanan yükün büyük bir kısmının trabeküler kemik üzerinden diafisisteki kortikal kemiğe iletildiğini bulmuşlardır [1].

Au, Liggins, Raso ve Amirfazli [2], dört farklı tibial protez tasarımında, kemik ve ara yüzey gerilmelerini bulmak için, üç boyutlu sonlu eleman modelini geliştirdiler. Burada tarif edilen model, fizyolojik olarak yükleme şartlarıyla, ortotropik ve heterojen kemik özelliklerini içermektedir. Bu çalışmanın sonucunda, oluşturulan sonlu eleman modeli ile tibianın gerilme analizine kapsamlı bir yaklaşım sağladığını göstermişlerdir.

Cheung, Zhang, Leung ve Fan [3], iskelet ile yumuşak doku elemanlarının üç boyutlu gerçek geometrisi kullanılarak, kemik yapıları arasındaki internal yük transferi ve plantar basınç yüzeyi üzerindeki yumuşak dokunun etkisini araştırmak için ayak ve ayak bileğinin ayrıntılı sonlu eleman modelini geliştirdiler. En büyük gerilmenin üçüncü metatarsalda meydana geldiğini göstermişlerdir.

Gardiner ve Weiss [4], valgus yükleri altındaki medial kollateral ligamentde şekil değiştirme dağılımının tahmini için şekil değiştirme dağılımının olduğu yerleri ve çalışılan

konudaki malzemenin özelliklerinin önemini belirlemek ve ligamentlerin üç boyutlu gerilme-şekil değiştirme davranışlarını araştırarak, deneysel ve sonlu eleman teknikleri üzerinde çalıştılar. Bu çalışma da, mafsalların harici yüklemeleri nedeniyle ligamentler de meydana gelen karmaşık ve üniform olmayan şekil değiştirme bölgelerinin, sonlu elemanlar yöntemiyle tahmin edilebileceklerini göstermişlerdir.

Jae-Young Rho ve arkadaşları [5], hiyerarşik bir yapısı olan kemiklerin, makroyapıda, mikroyapı ve mikro alt yapıda, nanoyapı ve nano alt yapıda mekanik özelliklerini ayrı ayrı incelemiş ve tüm kemik mekanik özellikleri üzerine etkilerini araştırmışlardır. Ayrıca lamellaelerin, osteonların (haversien sistemi) ve tek bir trabeküler kemiğinin yapısını, mekanik özelliklerini ve tüm kemik üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Bu araştırmacılardan daha önceki biyomekanikçiler kemiklerin hiyerarşik özelliklerini sadece yapısal veya mekanik özellikleri bakımından incelemişlerdir. Fakat Rho, kemiklerin mekanik özelliklerinde oluşacak sapmaları ve nedenlerini anlayabilmek için kemikleri oluşturan bileşenlerin gerek makro yapıda ve gerekse mikro yapıdaki özelliklerinin çok iyi anlaşılmasının gerekli olduğunu vurgulamış ve yaptığı çalışmada mekanik özelliklere etki eden tüm düzeylerdeki anatomik yapıyı ve birbirleri ile ilişkilerini göstermişlerdir.

W.C.Van Burskirk ve R.B.Ashman [6], insan tibiası ve femurunun elastik sabitlerini, geniş bir kaynak araştırması ile, en ayrıntılı bir biçimde saptamışlardır. Özellikle ortotropik bir yapıya sahip tibia için mekanik deneyler sonucu elde edilen elastik sabitler bulunmuştur. Diğer araştırmacılardan farklı olarak tibianın enlemesine alınan bir kesitinde farklı bölgelerde farklı elastik sabitlerinin olacağını göstererek çok geniş ve ideal bir çalışma yapmışlardır.

Yamada [7], insanda bulunan çeşitli kemiklere ait mekanik özelliklerin ve elastik sabitlerinin değişimini yaş, cinsiyet, saklama süresi ve yükleme çeşidine göre araştırmış ve bütün sonuçları deneylerden elde ettiğinden kendisinden sonraki biyomekanikçilere çok büyük bir yol gösterici olmuştur. İnsan tibiası ile ilgili deneylerinde çok sayıda tibiayı basma, eğme, burulma gerilmelerine maruz tutarak mekanik özelliklerini ve gerilme-zorlanma diyagramlarını göstermiştir.

C.M. Müller ve arkadaşları [8], insan tibiasının 3 boyutlu modellenmesinde sonlu elemanlar metodunun farklı bir versiyonu olan P-Metodunu kullanarak statik yüklemeler altındaki insan tibiasının 3 boyutlu analizini gerçekleştirmişlerdir. Sonlu elemanlar metodunun bu versiyonun h-versiyonundan üstünlüğü yüksek kaliteli, birbiri ile bağlantıları iyi büyük eleman oluşturması ve bu elemanlardan oluşan yüzeyin geometrik modele uygun olması gerektiğini göstermişlerdir.

W.R.Taylor ve arkadaşları [9], epifisislerde 1 mm aralıkla diafisiste ise 5 mm aralıklarla çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) ile modelledikleri insan femurunu sonlu elemanlar metodu

ile elemanlara ayırarak üzerinde doğal frekans analizleri yapmışlardır. Yaptıkları analizlerle femurun elastik sabitlerini saptamışlardır. Daha sonra ise bulunan bu değerlerle ultrasound yöntemi ile bulunan değerleri karşılaştırmışlar ve elde ettikleri sonuçlarda %1'den daha az bir sapma gözlemlemişlerdir. Çalışmalarında kemiği ortotropik düşünmelerine rağmen tek bir çeşit (kortikal) olarak almaları ve ilik kanalını hesaba katmamaları bu sapmaya neden olmuştur.

Bhavin V. Mehta [10], ultrasound ve manyetik rezonans ile insan tibiasının modellenmesi üzerine ve Patran programını kullanarak sonlu elemanlar metodu yardımıyla ile de gerilme-zorlanma analizi üzerine uğraşmıştır. 130 mm'lik tibia parçası ve tüm tibia (443,5 mm) olmak üzere iki farklı model üzerinde çalışma yapmıştır. Çalışmasında tibiayı 1, 3 ve 4 değişik malzemeden oluştuğunu kabul ederek farklı hesaplamalarda bulunmuştur. Tibia üzerinde sadece basma yükü düşünülerek yapılan çalışmaların sonucunda en büyük zorlanma ve gerilmelerin değerlerini ve yerlerini göstermişler.

Ota ve arkadaşları [11], bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanarak insan femurunun tetrahedral elemanlardan oluşan sonlu elemanlar modelini oluşturmuşlardır. Modele, kırılmanın başlamasına sebep olacak yükü uygulayarak analiz yapmışlardır. Modelini oluşturdukları kemikte deneysel olarak da kırık oluşturmuşlar ve yerdeğiştirme ölçer (strain gage) kullanarak kemik yüzeyinde meydana gelen gerilmeleri tespit etmişlerdir. Modelden elde edilen analiz sonuçları ile deneysel sonuçları karşılaştırdıklarında birbirleri ile uyumlu olduklarını görmüşlerdir.

Gardner ve arkadaşları [12], bilgisayarlı tomografi ile çektikleri kesitlerden yararlanarak bir insan tibiasının sonlu eleman modelini oluşturmuşlar. Modeli oluşturulan, oblik ve diyafizer bir kırığa sahip olan kemik, eksternal bir fiksatör ile sabitlenmiş. Kemikten elde edilen anterio-posterior röntgen görüntüleri bilgisayar ortamına aktarılarak model oluşturulmuş ve kırığın iyileşmesini ve bu sırada oluşan kallus dokusunun gelişimini ve mekaniğini incelemişlerdir. 4., 8., 12. ve 16. haftalardaki kallus gelişimini içeren modeller üzerinde yaptıkları analizlerde uygulanan yükün kemik ve kallustaki dağılımını göstermişlerdir.

R. Huiskes, J.D.Jonnsen ve T.J. Sloof [13], kalça kemiği protezlerinde femurda ve femur başında değişik yüklemeler altında oluşan gerilmeleri belirlemek için teorik ve deneysel çalışmalarda bulunmuşlar. Deneysel olarak yaptıkları çalışmada 52 yaşındaki bir erkeğin sol femuruna 100 adet yerdeğiştirme ölçer (strain-gauge) yerleştirmişler. Distal ucu sabitlemişler ve femur başına pozitif ve negatif değerlerde olmak üzere Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz gibi 12 farklı değerde kuvvet ve moment uygulamışlar. Yük uygulandıktan 3 dakika sonra zorlanmaları ölçmüşler. Ölçülen değerlerden yola çıkarak malzemenin izotropik ve anisotropik olduğu durumlar için ayrı ayrı analizler yaparak gerilmeleri hesaplamışlardır. Teorik olarak ise aynı kadavranın sağ femurunu 30 farklı yerinden elmas testere ile keserek kesit alanı ve kesitle ilgili

diğer değerler hesaplanmıştır. 3 boyutlu kiriş teoreminden yararlanarak aynı yüklemeler için gerilme sonuçlarını bulmuşlardır. Genelde lateral yönde gerilmelerin düşük çıkmasına rağmen medial de değerler yüksek çıkmıştır. Kortikal kemiğinin tamamen izotropik kabulünde eğilme momenti ve eksenel kuvvetlerden dolayı oluşan gerilmeler deneysel ve teorik sonuçlarda benzerlik göstermiş. Sonuç olarak burulmanın düşünülmediği durumlarda, insan femurunun lineer elastik homojen ve transvers izotropik bir kiriş olarak ele alınabileceği sonucuna varılmıştır.

Miyoshi, Takahashi, Ohtani, Yamamoto ve Kameyama [14], üç boyutlu sonlu eleman analizi için MSC-NASTRAN programı kullanılarak total diz arthroplastiler'de ki farklı tibial tepsi protez şekilleri ile gerilme ve yer değiştirmelerin değişip değişmediğini araştırmışlardır.

Most, Axe, Rubash ve Li [15], tam ekstansiyon 150^0 bükmeye kadar, çapraz kondilar ekseni (TEA) ve geometrik merkez eksenleri (GEA) kullanılarak ölçülen femoral ötelenmeleri ve tibial dönmelerin karşılaştırılmasını yaparak, TEA'nın kullanılmasıyla medial femoral kondilde daha yüksek posterior ötelenme'nin meydana geldiği ve GEA'nın kullanılmasıyla da daha yüksek tibial dönmelerin meydana geldiğini göstermişlerdir.

Vazquez, Pedersen, Lidgren ve Taylor [16], sonlu elemanlar analizini kullanarak, farklı iki şekilde üç vidaya iki çapraz vida eklenerek kaynama bölgesindeki başlangıç stabilitesini karşılaştırmışlar ve iki vidanın doğrultusu üçüncü vida yapılandırmasının stabilitesini belirlemekte önemli olduğunu tespit etmişlerdir.

Beillas, Papaioanou, Tashman ve Yang [17], hızlı hareket etme esnasında, in vivo diz mafsal davranışını araştırmak için sonlu eleman modelinin uygulanabilirliğini göstermişlerdir.

DeFrate, Sun, Gill, Rubash ve Li [18], iki ortogonal fluoroscopic görüntüleri ve 3D MRI-esaslı bilgisayar modellerini içeren yeni bir metodu kullanarak in vivo diz bükülmelerindeki, tibial ve femoral kıkırdak arasındaki temas mesafesini ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda, MRI-esaslı diz modelleri, in vivo fonksiyonel yükleme durumlarında ligamentin deformasyonunu araştırmakta kullanışlı olabilirliği ve dizin eklemsel temasını araştırmak için uygun bir metot olduğunu göstermişlerdir.

Cheung, Zalzal, Bhandari, Spelt ve Papini [19], yürüme esnasındaki yüklemenin tesiri altında kalan arka taraftaki femurun intramedüller çivilemesini ANSYS programıyla sonlu eleman analizini yapmışlardır.

Sheikh, MacDonald ve Hashmi [20], sendeleyerek yürüme esnasında kalça kemiği mafsallarının üzerine gelen statik ve dinamik yükler arasındaki karşılaştırmayı ve simülasyonunu ANSYS programı kullanılarak yapmışlardır. Sonuç olarak, sonlu eleman analizi sonuçlarının, klinik öncesi gerçekleştirilmesi halinde çok önemli olduğunu açıklamışlardır.

Seebeck, Goldhahn, Stadele, Messmer, Morlock ve Schneider [21], internal fiksasyon vidalarının dayanımı üzerinde kortikal kalınlığın ve süngerimsi kemiğin yoğunluğunun etkisini araştırmışlar. İnternal fiksasyonlarda ki vidalar, kesme kuvvetlerinin iletilmesinde daha uygun olduğundan, kemiğin potansiyel dayanıklılığı geleneksel plak fiksasyonlarında kullanılan vidaların yerine kullanılmasının daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir. Bilhassa, bu vidalar osteoporoz nedeniyle kemiğin dayanıklılığı azaldığı zaman kullanılmasının çok avantajlı olduğunu göstermişlerdir.

Couteau, Hobatho, Darmana, Brignola ve Arlaud [22], CT görüntülerinden türetilen geometrik ve mekanik özellikleri ile insan femurunun üç boyutlu sonlu eleman analizini oluşturmuşlardır. Bu model titreşim analiz tekniğinden elde edilenlerin karşılaştırılmasının bir uygulaması ve sonucudur. Deneysel ve sayısal sonuçlar arasındaki hata yaklaşık olarak % 4 olduğunu göstermişlerdir.

Flamme, Kohn, Kirsch ve Hurscler [23], in vitro kadavra diz numunesinin, hasarının düzeltilmesinin riski ve yaygın pseudoarthrosis tehlikesi hakkındaki klinik olarak alakalı sonuçları çıkarmak için osteosentezin çağdaş teknikler ile birincil stabilitesini araştırmışlar. Araştırmalarının sonucunda, en yüksek stabilite, external fiksatorler de ve kemik raptiyelerinde meydana geldiğini tespit etmişlerdir.

Hernigou ve Ma [24], dizin erken pasif ve aktif hareketi ile izlenmesi sonucu, rijit internal fiksasyon ve açık kama tekniğinin kullanılmasıyla, 245 çarpık bacaklı hastaya gerçekleştirilen yüksek tibial osteotomi'lerin sonuçları üzerinde çalışmışlar. Kalça-diz-ayak açısının 180~187^0 arasında olduğunda, dizin %93 oranında düzeldiği, diz çarpıklığının düzeltilmesi için açık kama osteotomisinin uygun olduğu ve kemiğin yerine akrilik kemik çimentosu ile açık kama tibial osteotomi'nin kullanılmasının daha uygun olduğunu göstermişlerdir.

Proksimal tibia medial açık kama osteotomi uygulamalarında, gerek ameliyat esnasında, gerekse ameliyat sonrası dönemde başarısızlığa neden olabilen çeşitli komplikasyonların olabileceği bilinmektedir. Kontrolsüz yapılan osteotomi ve distraksiyonlardan sonra lateral korteks kırılabilir veya lateral tibial platoya uzanan kırık gelişebilir. Esenkaya, İ., v.d [25] tarafından, Proksimal tibia medial açık kama osteotomi uygulamalarında lateral plato kırığı oluşumunu önlemek için geliştirilen distraktör ile alternatif bir yöntem araştırmışlar. Dana tibiaları üzerinde yapılan deneylerde, eklem yüzeyine paralel ve eklemin 1.5-2 cm distalinden geçecek şekilde uygulamış oldukları Kirshner telleri veya Schanz çivileri, uygun olmayan osteotomilerde bile oluşan kırık hattının eklem yüzeyine yönlenmesinde engel oluşturmakta, kırık hattı tellerin veya çivilerin altından laterale doğru yönlenmekte olduğunu göstermişlerdir.

Bu uygulama ile lateral tibial platoda eklem içi kırığı oluşumunun önlenebileceği görüşünde olduğunu bildirmektedirler.

Devrin, Kene ve Oakeshott [26], zorunlu diz hareketsizliğinin morbiditesini minimize etmek ve hareketin erken olmasına müsaade etmek için daha rijit internal fiksator kullanma eğilimi için Giebel plak'ları yüksek tibial osteotomi'de kullanmışlar. Giebel plak'ın belirtilen durumlarda uygun bir fiksator olduğu sonucuna varmışlardır.

Kam, Portland, v.d [27], distal radüsün açık ve kapalı kama osteotomi'leri simule etmek için değişik radyal eğim açılarıyla uygulanan fizyolojik yüklemeler ile hilal şeklinde kortikal şekil değişmede ki değişiklikleri incelemişlerdir. Tüm verilerin karşılaştırılması sonucunda, radyal açık kama osteotomi için hilal şeklinde kortikal şekil değişiminde %26 azalma, radyal kapalı kama osteotomi de ise %24 artış görülmüştür.

Spahn ve Wittig [28], belirlenen eksenel basma kuvvetleri altında yer değiştirmeler ile ilgili olarak yüksek tibial osteotomi'nin değişik fiksator sistemlerinin karşılaştırılmasına müsaade eden, sistemin hasar görmesine neden olan maksimum kuvvetlerin belirlenmesi ve birkaç osteotomi açılarındaki kararlılığın karşılaştırılmaları için bir model geliştirmişler. Medial yüksek tibial osteotomi için internal fiksator sistemlerinin uygun olduğu ve yüksek tibial osteotomi aralığı için aralıklı C plak kullanmak en uygun sistem olduğu sonucuna varmışlardır.

Peine, Rikli, Hoffman, v.d [29], distal radüs kırıklarını tedavisi için, T plak, Double plak ve π plak olmak üzere 3 plak tekniği kullanılarak dört nokta eğilme deneylerini yapmışlar. Double plağın diğer plaklara nazaran daha dayanıklı ve deformasyon açısı en az olan implant olduğunu gözlemlemişlerdir.

Cordey, Borgeaud ve Peren [30], plak ve kemik arasındaki kuvvet transferini, sürtünmeyi ve vidaların eğilme tokluğunu teorik ve deneysel olarak araştırmışlar. Çelik plaklar için yaklaşık olarak 500 N'luk eksantrik yüklerde kayma'nın meydana geldiği, ancak titanyum plaklarda oluşmadığı, çelik plaklar için; vidalara uygulanan sıkma torku ile kemiğin şekil değiştirmesi arasında lineer bir ilişki olduğu, fakat titanyum plaklarda böyle bir ilişkinin olmadığı, titanyum plak paslanmaz çelik ile karşılaştırıldığında mekanik bir avantajın olmadığı ve geleneksel plaklara, gerilim bandı prensibi kullanılarak uygulandığında plak ve kemik arasında yüksek kesme gerilmesi meydana geldiğinden, sürtünme kuvveti yeterli olmayınca plakın tehlikeli hareketini kısmen dengelediğini göstermişlerdir.

Ionescu, Conway, Schonning, v.d tarafından [31], insan tibiasının statik sonlu eleman analizi ve katı modelleme çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Limbert, Estivalezes, Hobatho, v.d [32], insan tibiasının gerilme, eğilme ve burulma toklukları olarak adlandırılan homojen karakteristikliklerinin in vivo olarak belirlenmesi

üzerine çalışmışlardır. Homojen mekanik karakteristikler tibial uzunluğunun %20~80 arasında azaldığı, tibianın mekanik ve geometrik özelliklerinin göz önüne alınmasıyla, deney grubuna giren çocukların kemiklerinin tokluğu, burulma ile ilgili deformiteler ile değişmediği gözlemlenmiştir.

Stoffel, Stachowiak ve Kuster [33], açık yüksek tibial osteotomi'de, uygun cerrahi ve iyileştirmelerin ana hatlarını belirlemek için düzeltilmiş Arthrex Osteotomi (Puddu Plate) ve TomoFix plaklarının biyomekanik özelliklerini araştırmışlardır. Bu iki plakın kullanılmasıyla lateral korteks'de basma ve burulma altında hasarın meydana geldiği, TomoFix plakın kullanılmasıyla da maksimum kuvvetlerin oluştuğu, lateral korteks kırıldıktan sonra TomoFix plak için eksenel tokluk %47, burulma rijitliğinin %54 azaldığı, Puddu plak da ise eksenel tokluk %66 ve burulma rijitliğinin %78 azaldığını tespit etmişlerdir. Lateral korteks hasar gördüğünde, Puddu plak nazaran TomoFix plak basma ve burulmaya karşı daha stabil olduğu sonucuna varmışlardır.

Esenkaya İ. tarafından [34-35], proksimal tibia medial açık kama osteotomisinde tespit için kamalı plak uygulamasında endikasyonlar, cerrahi teknik ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Medial kompartman osteoartrozu olan ardışık 38 hastanın (5 erkek, 33 kadın; ort. yaş 51; dağılım 36-65) 40 dizine proksimal tibia medial açık kama osteotomisi uygulamış. Aynı şekilde bir başka çalışmalarında ise medial kompartman osteoartrozu olan ardışık 56 hastanın (9 erkek, 47 kadın; ort. yaş 51; dağılım 36–66) 58 dizine proksimal tibia medial açık kama osteotomisi uygulamış. Her iki çalışma sonucunda da tek kompartman tutulumlu dizin medial osteoartritinde, proksimal tibia medial açık kama osteotomisinin tespitinde yazar tarafından geliştirilen kamalı plakların kullanılması, elde edilen düzeltme derecesini korumakta ve fonksiyonel rehabilitasyon için erken harekete izin verecek yeterli stabiliteyi sağladığı görülmüştür.

Cristofolini ve Viceconti [36], tüm kemik kompozit modelinin mekanik davranışlarını kapsamlı bir şekilde, deneysel olarak sağlanması ve farklı yükler altında insan numunesi ile karşılaştırmasını yapmışlardır. Kompozit modelin dış geometrisi ve eğilme özellikleri kadavra numunesi ile benzeşmekle birlikte, iç geometrisi ve burulma tokluğu insan tibiasından farklı olduğunu göstermişlerdir.

Hou, Hsu, Wang ve v.d [37], altı tane farklı geometride tibial kırıklarını sabitleme vidası, mekanik deneyler ve ANSYS sonlu elamanlar analiz programı kullanılarak, kemiği tutma gücünü araştırmışlardır. Vidanın kemiği tutma gücünü güvenilir bir şekilde sonlu eleman modeli ile tayin edilebileceği sonucuna varmışlardır.

Shahar, Banks-Sills ve Eliasy [38], anatomik olarak uygun bir şekilde köpek femurunun, vücut ağırlığı kadar yükün uygulanması esnasındaki fizyolojik kuvvetlerle oluşan

gerilme ve şekil değiştirme dağılımlarını belirlemek için NASTRAN programı kullanılarak sonlu eleman modelini oluşturmuşlardır.

Duda, Mandruzzato, Heler, v.d [39], fizyolojik yükleme şartları altında yeni geliştirilen bir implantın uygunluğunun değerlendirilmesi in vitro da mekanik tokluk deneyleri ve TRUEGRID programı kullanılarak sonlu eleman analizi yapılmış. Analizlerden elde edilen bilgiler, klinik kullanımlardan önce yeni bir alet için daha açık bir şekilde uygun bir tedavi şeklini göstermesini tarif etmek istemişlerdir. Sonlu eleman modelinin kullanılmasıyla implant ve kemiğin yüklenmesiyle tüm kas kuvvetlerini de içermesiyle analiz edilmiş ve implantın yüklenmesi ve kırılan parçalar arasındaki şekil değiştirmelerindeki değişimler farklı kusur bölgelerinde araştırılmış. Çalışma sonucunda, sonlu eleman analizleri, tibianın proximal kusurları için yeni aletlerin uygunluğunu göstermişlerdir. Ancak implant, kemiğin diaphyseal bölgesini kapsayan kusurlarda ya da kırıklarda tereddütle kullanılabileceği sonucuna varmışlardır.

Hung, Chen, Chiang ve Wu [40], nümerik yaklaşımla, implant fiksasyonunun yorulma hasarı üzerinde çalışmışlar. Sürekli hasar ve sonlu elemanlar analizi esasına dayalı bir bilgisayar algoritması ile fizyolojik şartlar altındaki çimento örtüsünün yorulma hasar oranını ölçmeyi önerdiler. Hasarın başladığı ana bölgenin, klinik çalışmalarda da gözlendiği gibi aynı hasar şeklinin, distal protez ucunda ve proximal anterior-medial bölgesinde meydana geldiği açık bir şekilde gösterilmiştir.

Jill Startzell Higginson [41], yavaş ve Post-Stroke hemiparetik yürüyüş şeklinin simülasyonunu yaparak, kas koordinasyonunun analizini gerçekleştirmişlerdir.

Oral implant sistemleri, in vivo da kesme (ısırma) kuvvetleri ve momentleri ile yüklendiğinde, bazen implant çevresinde sıra dışı kemik kaybı meydana gelir. Böyle bir kemik kaybı tüm sistemin hasara uğramasına neden olur. Çoğu araştırmacılar implant sistemlerinin hasarı ile ilgili en önemli faktörlerinden biri olarak implantın etrafındaki kemiğin kalitesini tespit etmişlerdir. İmplant ile kemik ara yüzeyinin özelliklerini belirlemek için yapılan birkaç deney sonucunda kemik-implant ara yüzeyinin alanı oldukça küçük olmalıdır. Ancak bu ara yüzey kalitesini geleneksel mekanik deneylerle ölçmek oldukça zordur. Sonuç olarak, kemik-implant arayüzeyinde ki kemiğin mikromekanik analizi için mikroyapı seviyesinde kemik ara yüzeyinin özelliklerini ölçmek için yeni test metotlarının geliştirilmesi gerekir, bilhassa geliştirilen sonlu eleman modellerinde uygun kemik özelliklerine izin vermiştir [42].

Judson B. Welcher [43], Whiplash (Araba kazasında kafa ve omurganın şiddetle sarsılmasından ileri gelen travma) ile ilişkilendirilen bozukluklar, anatomi ile ilişkisi, kazanın biyomekaniği ve kaza potansiyeli ve otomotiv oturma dizaynı arasındaki ilişkiyi göstermişlerdir.

Kol kemiği şaft kırıkları kol kemiğinde dönme ve distraksiyon nedeniyle yüksek bir komplikasyona sahip olması devam etmektedir. İntramedüller çiviler ve dinamik baskı plakları, kol kemiği şaft kırıklarının tedavisi için kullanılmaktadır. Plakların uygulanması ve çıkarılması lokal vasküler ve nueral anatomiden dolayı oldukça zordur. Kol kemiği için intramedüller implantlar, plaklar ile alakalı olan anatomik zorlukları azaltır. Onlar kırık çeşidine göre daha kolay çıkarılabilir. Ayrıca uygulanan yükü de kemik ve implant arasında paylaştırır. Genel olarak bilinmektedir ki; kırıkların iyileşmesi kırık bölgesinden karşı tarafa geçiş ön yükleme vasıtasıyla artırılır. Yeni çivi tasarımı cerrahlara kol kemiğinin DC plaklarına bir alternatif sağlar. Yapılmış olan bu çalışmanın amacı, ön yüklemenin burulma tokluğu ve dönme stabilitesine biyomekanik faydasını belirlemektir. DC plak ve IC çivilerde meydana gelen gerilmeler gerinim ölçerler ile ölçülmüş. Sonuç olarak: Ne DC plakda ve ne de IC çivilerde, deneyler esnasında dönme miktarında dikkate değer bir fark görülmemiştir [44].

Harrysson, O., [45] tarafından, maksimum uygunluk için minimum kemik kaybı ve implantın kullanılabilirliği için isteklere göre düzenlenmiş implantların geliştirilmesi üzerine çalışmışlardır. Diz eklemlerinin bilgisayar modeli isteğe göre düzenlenmiş uygun implantların dizaynı için kullanılmış. Buna ek olarak hasara neden olan kemik ve implant arasında oluşan gerilme konsantrasyonunu optimize etmek için sonlu eleman analizi kullanmışlardır.

External iskelet fiksasyon aletleri genellikle insan ve veteriner ortopedisinde kullanılır. Bu aletlerin etkinliği ispatlanmasına rağmen, pinlerin yerinden çıkması, implantın kırılması ve pin bölgesinde meydana gelen enfeksiyonlar gibi bazı komplikasyonlar ile karşılaşılmıştır. Bu dumun dikkate alındığı bir çalışmada, kemiğin üzerine eksenel (axial) yük uygulanması halinde pin/kemik ara yüzeyinden pin ve kemiğe iletilen yükler, yük taşıma kapasitesi ve çökmeye göre 6 pin unilateral external fiksatörlerin performansını tahmin etmek için farklı analitik ve deneysel teknikler kullanılmıştır. Kullanılan 4 teknik: analitik analiz, sonlu eleman analizi, in vitro ve in vivo deneysel tekniklerdir. Sonlu eleman analizi ile analitik analizler birbirleri ile karşılaştırıldığında %97.5 uygunluk sağlandığı görülmüştür [46].

Medialden açık kamalı osteotomilerde, lateral tibial plateau kırıkları veya lateral korteks kırıkları meydana gelebilir. Medial açık kamalı osteotomilerde, medialden osteotomi aralığının çıkarılması esnasında lateral tibial plateau veya lateral korteks kırıklarını önlemek için bazı özel aletler tarif edilmiştir. Esenkaya [47], tarafından böyle komplikasyonları önlemek için açı göstergeli distraktör geliştirilmiştir. 2001 aralık ayından 2004 Nisan ayına kadar 38 hasta üzerinde 40 tane kamalı plak ile açık kamalı osteotomi gerçekleştirilmiş. 25 dizde farklı teknikler ile yapılan başlangıçtaki osteotomi distraksiyonunda 3 tane lateral tibial plateau kırığı ve 9 tane lateral korteks kırığı meydana geldi. 15 diz üzerinde ise yazar tarafından geliştirilen açı göstergeli distraksiyon aleti ile yapılan operasyonlarda, lateral tibial plateau ve lateral

korteks kırıkları oluşmadı. Geliştirilen açı göstergeli distraktör arzu edilen açılarda deformasyonun düzeltilmesini ayarlamada, lateral tibial plateau kırıklarından sakınmada ve tibianın plastik deformasyon bölgesinde yavaş ve kontrollü distraksiyon ile lateral tibial korteksin kırılma riskini azaltmaya yardımcı olduğunu göstermişlerdir [47].

Çoğunlukla kullanılan Ti6Al4V implantlardan daha düşük mikrohareket seviyesine ve daha yüksek kemiğin gelişimine sahip fiber takviyeli kompozitlerin yapılması ve doktorların daha hızlı ve kolay bir şekilde özel hastalar için uygun implant seçimini yapabilmek istemişlerdir. Kemikteki şekil değiştirmeleri hesaplamak için sonlu eleman analizi yapılmış ve sonuçlar göstermiştir ki, kompozit malzeme titanyuma göre daha iyi bir performans göstermektedir [48].

Spinal implantlar için Ti-6Al-4V kullanılması, MRI yöntemleri ile uyumluluğu, korozyon direnci, biyouyumluluk ve mekanik özelliklerinin avantajları nedeni ile artmaktadır. Metal iyonlarının veya partiküllerinin serbest bırakılması ki bunlar mekanik yüklerden dolayı etkilenen implanttan ayrılması ile meydana gelebilir, spinal implantın biyouyumluğunu etkileyebilir. Ti-6Al-4V posterior cervical spine plaklarından titanyum metallerin serbest bırakılmasını, bir köpeğe ait modelde deneysel ve bilgisayar yardımı ile araştırılmıştır. İn vivoda C4-C5 seviyelerinde 4 köpekte yerleştirilen plaklardan titanyum metal kopması atomik emisyon spectroscopy tekniği kullanılarak belirlenmiş. En yüksek titanyum seviyesi vida-plak ara yüzeyine en yakın doku örneklerinde bulunmuş. Geri çıkarılan implantlar da en fazla hasar miktarı vida-plak ara yüzeyinde meydana geldiği görülmüştür. Köpek cervical spine (C3-C6)nın, plağının ve vidalarının 3 boyutlu sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Bu model vida-plak ara yüzeylerinde ve plak-kemik ara yüzeylerindeki temas bölgelerini de içermektedir. Oluşturulan bu model fizyolojik olarak yüklenen köpeğin boynunu simule etmiş ve bu simülasyon hesaplanan bütün mekanik parametrelerin en yüksek değerinin vida-plak ara yüzeyinde meydana geldiğini göstermiştir. Aşınma, yıpranma, pul atma ve gerilme-artan iyon kopması, metalin kopma mekanizması sebebi olarak kabul edilmiş. Titanyum yoğunluğunun en yüksek olduğu bölge vida-plak ara yüzeyinde ve en düşük titanyum yoğunluğu ise plağın merkezi kısmında olduğunu göstermişlerdir [49].

Ming-Long Yeh tarafından [50], 6 pin Unilateral external fiksasyon için pin-kemik ara yüzeyinin lineer ve nonlineer sonlu eleman analizi yapılmıştır.

Alain Douchant tarafından [51], External fiksasyon aletlerinde pin-kemik etkileşimi incelenmiştir.

Seid Ataolah Hashemi tarafından ise [52], çimentosuz diz implantların nonlineer sonlu eleman çalışması yapılmıştır.

Marc McMeen Peterman tarafından yürütülen çalışmada [53], yürümenin stance fazı esnasında insan distal tibiasının şekil değiştirme haritası, dinamik kadavra deneylerinden ve sonlu eleman analiz simulasyonları incelenmiştir.

Engellenen gerilmeler total kalça arthroplastisinden sonra meydana gelebilecek en önemli komplikasyonlardandır. Bir protezin yerleştirilmesi sürekli olarak insan femurunda gerilme dağılımının fizyolojik sürecini değiştirir. Engellenen gerilmeler kemik kaybı ve implantların hasara uğramasına neden olur. Pivonka [54], femur yüzeyindeki gerinim üzerine protez tokluğunun etkisini araştırmıştır. 2 farklı implant kompozit femura yerleştirilerek deneyleri yapılmış. Her femur iki ve tek bacak ayakta durur vaziyette iken simulasyonları yapılmış. Deneyler protezin tokluğunun azalmasıyla stres shieldingde azaldığını göstermiştir. Sonlu eleman analiz sonuçları (ANSYS) ile deneysel sonuçlar birbirine yakın değerde olduğunu göstermiştir [54].

Oxland, Thomas Roger [55], İnsan Thoracolumbar spine'nın burst (Patlak) kırıkları üzerine bir biyomekanik çalışma yapmıştır.

Esenkaya, İ., Elmalı, N., Mısırlıoğlu, M., v.d [56], proksimal tibia medial açık kama osteotomisinde tibial tüberkülün proksimal fragmanda bırakıldığı retrotüberkül osteotomi tekniğini plastik tibia örnekleriyle insan kadavra ve amputat tibialarında uygulamış ve değerlendirmişler. Sonuç olarak, tibial tüberkülün proksimal fragmanda bırakıldığı medial açık kama osteotomilerinde patellar tendon ve yapışma yeri gerilmeye maruz kalmayacağı için patella infera oluşumu önleneceğini, ancak, özellikle tibial tüberkül etrafından yapılan osteotomi uygulamasının klasik açık kama osteotomi yöntemlerine kıyasla teknik zorluklar içerdiği ve uygulama esnasında tibial tüberkülün kırılabileceğinin hatırlanması gerektiğini bildirmişlerdir [56].

Neale, P., 1995, [57], spiral tibial kırıkları, klinik destek sağlamak amacıyla kırıklar için kullanılan değişik aletlerin belirli (spesifik) parametrelerini karşılaştırmış. Normal fizyolojik yükleme altında 2 değişik baskı plağı (compression plate) ve interlocking intramedüller çivileme, normal tibial geometrisi üzerinde incelenerek 3 boyutlu sonlu eleman modelleri geliştirilmiş. İlk çalışmada, interlocking çivileme de kullanılması için paslanmaz çelik ve Ti-6Al-4V karşılaştırılmış. Titanyum alaşımlarının yükleme esnasında kemiğe gelen gerilmelere karşı daha dayanıklı olmasının tercih edilmesi belirlenmiş. İkinci modelde tibial spiral kırıklarının iyileşmesinin birkaç safhası boyunca baskı plak fiksasyon ile interlocking çivileme birbirleriyle karşılaştırılmış. Baskı plağı iyileşmenin başlangıcında daha iyi bir stabilizasyon sağlamasına rağmen, intramedüller rod, fiksasyon plağı ile tam iyileşmede artık gerilmelerin koruması nedeniyle uzun vadede daha iyi bir iyileşme sağladığını göstermişlerdir.

Yuehuei ve arkadaşları [58-59], insan tibiası da dahil olmak üzere, farklı canlı türlerinin değişik kemikleri ile yaptıkları deneylerle kortikal ve süngerimsi kemiklerin genel mekanik özelliklerini saptamışlar ve mekanik özelliklere etki eden yaş, cinsiyet, bekleme süresi, yoğunluk deney şartları vb. gibi etkenleri ve etki düzeylerinin nasıl olduklarını incelemişlerdir.

Bu çalışmada, yüksek tibial osteotomi için kullanılan değişik geometrik yapıdaki plaklarda, söz gelimi; Puddu, Tomofix gibi plağa ve vidaya ait malzeme, boyut, şekil gibi özelliklerin, plakların ve sistemin maruz kaldığı gerilmeler doğrultusunda, karekterizasyonu ve optimum çözümün araştırılması amaçlanmaktadır. Çalışmanın birinci bölümü, ticari maksatla kullanılan ve piyasada mevcut plakların ANSYS sonlu elemanlar paket programında gerilme analizlerini yapmak ve bu sonuçların değerlendirilmesi şeklinde planlanmıştır. Çalışmanın ikinci bölümünde ise, bilgisayar ortamında, BT'si çekilmiş olan tibiaların MIMICS programında katı modellenmesini yapıp, ANSYS programına aktararak gerilme analizlerinin araştırılması çalışılacaktır.

2. KEMİKLER

Tüm canlılar; beslenme, büyüme, üreme gibi biyolojik aktivitelerini sürdürebilmek için hareket etmek zorundadırlar. Ancak; hareket, bir organizmanın ya da organizmanın bir parçasının sürekli ya da geçici olarak bulunduğu ortamda yer değiştirmesi olarak tanımlanır.

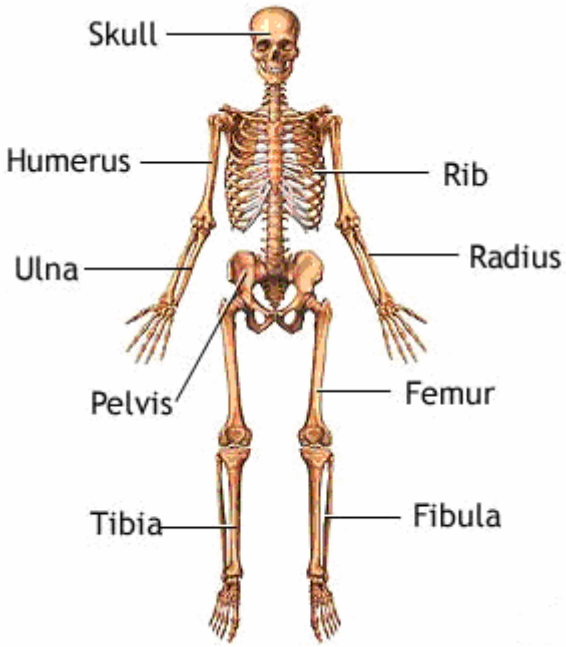
Canlılarda görülen hareket, çok sayıda yapının, birbirleriyle koordineli bir dizi aktivitesi ile sağlanmaktadır. Hareketin oluşumunu sağlayan yapıların tümüne ise "hareket sistemi" adı verilir.

Kemikler ile ilgilenen bilime osteologia denilir. İnsan vücudunda hareket sistemi, iskeleti oluşturan kemikler ile bu kemikler arasında hareketin gerçekleştirildiği eklemler ve yer çekimi ile birlikte hareketi sağlayan kaslardan oluşur. Bu yapılardan kemikler ve eklemler hareketin pasif unsurlarını, kaslar da motor, yani aktif unsurları oluştururlar.

Kemikler, vücuda destek olma, iç organları koruma, kasların tutunmasını ve hareketi kolaylaştırma, mineral iyonlarını depolama gibi mekanik, biyolojik ve kimyasal fonksiyonları yerine getirebilmek için farklı malzemelerden oluşmuş, lineer olmayan, viskoelastik, anisotropik ve heterojen bir malzemeye sahip, sıvı ve katı fazlar içeren kompozit bir malzemedir. Kemik, organik matriks'ler ile birleşen mineral tuzlar şeklinde yüksek inorganik madde içeriklidir. Kemiğin mineral oranı, çoğunlukla sentetik hydroxypatite ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) kristaller şeklinde kalsiyum ve fosfattan meydana gelir [60]. Bu mineraller kuru kemik ağırlığının %65-70'ini ve geri kalanını ise kollejen lifler oluşturur. Yaş kemiğin %25'i sudur. Bu suyun %85'i kollejen liflerin etrafındaki organik matriste, geri kalanı da kanallarda ve kemik hücrelerindedir [61].

Kemikler insan vücudunda bir bütün halinde iskeleti oluştururlar. İnsan iskeleti, karşımızda ayakta ve yüzü bize dönük şekilde duran, kolları sarkık, avuç içleri öne doğru ve ayakları birbirine paralel durumda bulunan bir şahsa göre tarif edilir ve isimlendirilir. (Şekil 2.1). Üst ve alt taraflara skeleton appendiculare, başımızdan başlayıp pelvis'in alt kısmında sona eren sütuna da skeleton axiale denilir. İskelet sistemimizi oluşturan kemikler; baş, gövde, kol ve bacaklar olmak üzere 3 bölgede bulunurlar ve toplam 206 adettir.

BAŞ (kafatası) kemikleri	(toplam 29 adet)	
Kafa kemikleri	8 adet	
Yüz kemikleri	15	
Kulak kemikleri	6	
GÖVDE kemikleri	(toplam 53 adet)	
Göğüs kemikleri	(toplam 25 adet)	
Kaburgalar	12 çift	
İman tahtası	1 adet	
Omurga kemikleri	(toplam 26 adet)	
Boyun kemikleri	7 adet	
Sırt kemikleri	12	
Bel kemikleri	5	
Sağrı kemiği	1	
Kuyruk sokumu	1	
Kalça kemiği	(toplam 2 adet)	
KOL kemikleri	(toplam 64 adet)	
Köprücük kemiği	2	
Kürek kemiği	2	
Ön kol kemiği	2	
Dirsek kemiği	2	
Pazu kemiği	2	
Bilek kemiği	16	
El kemikleri	10	
Parmak kemikleri	28	
BACAK kemikleri	(toplam 60 adet)	
Uyluk	2	
Diz kapağı	2	
Kaval	2	
İncik	2	
Topuk	14	
Ayak	10	
Ayak parmakları	28	
TOPLAM	**206 Adet**	



Şekil 2.1 İnsan İskeleti [62]

Kemikler; kafatası kemikleri gibi hareketsiz, omurgalar gibi az hareketli ve kol bacak kemikleri gibi hareketli olduklarından hemen tüm canlılarda benzerdir ve benzer işlevi üstlenirler. Bu sayı çocuklarda, henüz bazı kemik bölümlerin birbirleri ile kaynaşmamış olması nedeni ile daha fazladır. Örneğin: Yeni doğan çocuklarda 270 olmasına karşılık, 14 yaşında 256 adettir.

İskelet, gereğinde taşıyıcı bir sütun halinde omurgayı oluşturduğu gibi, birçok yassı parçaları da birbirleri ile büyük ölçüde kaynaşarak kafa iskeletini oluştururlar. Bunun yanı sıra hareketimizi sağlayan, çevremizde yer değiştirme veya tutunma organları halinde iş gören iskelet parçalarını, yani üst ve alt ekstremiteleri de belirtmek gerekir. Dikkat edilirse bu kemik yapıların her biri bulunduğu yere ve her şeyden önce de meydana getirdiği oluşuma ve fonksiyonuna göre, yapı özellikleri gösterir. Fakat bu kemik yapılarda bütün dış farklılıklara rağmen bir yapı benzerliği ve birliği göze çarpar.

Kemikler küçük farklar dışında, beyaz renkte (fildişi rengi), bazen de kişinin yaşına ve içindeki damarların kan dolaşımına göre, sarımtırak-pembe renkteki oluşumlardır. Bu oluşumların fonksiyonlarının temel şartı olan sağlamlık, yapılarındaki sertlik ve elastikiyetten ileri gelir. Kemik, esnekliğini veren organik maddeler ve sertliğini veren anorganik tuzlar olmak üzere iki ara maddeden yapılmıştır. Birbirinin eşi olan iki kemik parçasından, mesela; kaburgalardan birisini ikiye bölüp bir parçasını belirli bir süre sulandırılmış asit eriyiği içerisine bırakalım. Sonra bu kemik parçasını yıkayarak incelediğimizde, kemiğin esas şeklinin değişmediğini, fakat yumuşak bir kıvam kazanan bu elastik oluşumun, kolayca eğilip

bükülebildiğini görürüz. Bu durumun nedeni, kemiğe sertliğini veren anorganik tuzların asit içerisinde erimiş olmasıdır. Bu numunede kemiğin sertliği kaybolmuş, fakat organik maddelere bağlı olan elastikiyeti muhafaza edilmiştir. Kaburganın diğer yarısını bu kez aside koymak yerine, yakacak olursak, kemiğin şekli yine bozulmaz, fakat kolayca parmaklarımız arasında ufalanabilir. Bu işlemde de kemik dokusunun elastikiyetini sağlayan organik maddeleri tahrip olmuş, dolayısıyla sadece sertliği kalmıştır. Her iki örnekte de kemiğin dış şekli bozulmadığı halde, asitle işlem görende sertlik, yakılan bölümünde ise elastikiyet kaybolduğu için, her iki preparatın sağlamlığı ortadan kalkmıştır. Demek ki sağlamlık, sertlik ve elastikiyeti sağlayan yapı elemanlarının belirli bir oranda ve bir arada olmasından ortaya çıkmaktadır.

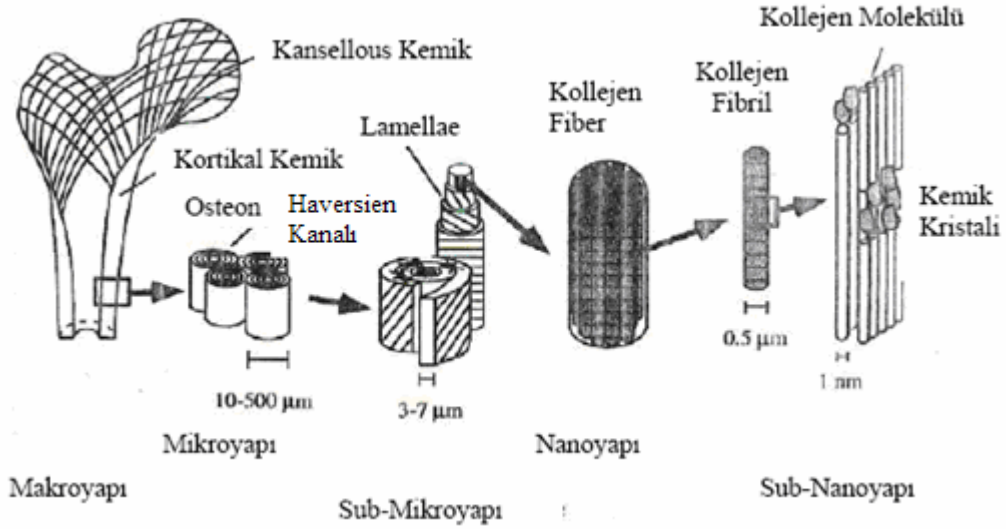
Kemik dokusunun %30-40'ını organik maddeler, %60-70'ini ise anorganik maddeler oluşturur. Anorganik maddelerin içinde en yüksek oranda kalsiyum fosfat (%85) bulunur. Bunun yanı sıra çok daha düşük oranlarda sırasıyla, kalsiyum karbonat (%10), magnezyum fosfat (%1,5) ile kalsiyum florit, kalsiyum klorit ile bazı alkali tuzlar da mevcuttur. Röntgen resimlerinde kemiklerin az ışın geçiren cisimler olarak belirlenmesinde başlıca faktör, kristaller şeklinde doku içinde bulunan bu kalsiyum tuzlarıdır. Kristalleşme derecesi kişiye göre değişik olan bu kristaller, elektron mikroskopta yaklaşık 40–100 nm uzunluğunda ve 1,5–6 nm kalınlığında gözükürler.

Kemik dokusunda, dokuyu oluşturan osteositler mezanşimal kaynaklı osteoblastlardan gelişirler. 1 mm^3'lük bir insan kompakt kemik dokusunda 700–900 osteosit bulunur. Bu hücrenin uzantıları, hücreler arası madde içinde yayılırlar. Bu ara madde, içindeki yaygın hücre ağı vasıtası ile oldukça çabuk ve köklü reaksiyonlara imkân sağlar. Bu şekilde doku kırılma, çeşitli kemik rahatsızlıklarındaki durum ve değişikliklerde, şartlara uyum sağlar.

Kemik dokusu genellikle çevrede bulunan kemik cevheri (substantia ossea) ile iç kısımda bulunan kemik iliğinden (medulla ossea) oluşur. Kemik dokusu, kemiğin şeklini veren esas maddedir ve ekleme katılan kısımları hariç diğer bölümleri periosteum denilen kemik zarıyla örtülüdür. Periosteum, kemiğin beslenmesini ve gereğinde tamirini sağlar. Periosteum'un tahribi, kemik dokusunun da ölümüne neden olur. Kemikleri birbirine bağlayan bağlar, kirişler ve kaslar gibi etrafındaki oluşumlar, periosteum vasıtasıyla kemiğe tutunurlar. Eklem yüzlerinde kemik dokusu, doğrudan eklem yüzlerini örten kıkrdak dokusu (cartilage articularis) ile devam eder.

Kemikler, dişlerden sonra vücudumuzun en sert dokusudur. Kesitinde dışta bulunan tıknaz ve sağlam kısma substantia compacta, içte bulunan süngerimsi kısma da substantia spongiosa denilir. Substantia spongiosa'daki kemik lameller kuvvet nakline uygun olarak yerleşmişlerdir. Kollejen lifler, bu kemik lamellerinin içerisinde birbirlerine paralel olarak dizilmişlerdir. Komşu lameldekilere göre ise çapraz yönde ve spiraller yaparak seyrederler.

Liflerin bu seyri kemiklere büyük dayanıklılık sağlar. Yapılan çalışmalar kollejen liflerin düzenlenişinde bölgesel değişikliklerin bulunduğunu ve bu değişikliklerin bölgenin doğal olarak maruz kaldığı mekanik yükün çeşidi ile ilişkili olduğunu göstermektedir [64]. Mesela basma gerilmelerine maruz bölgelerde daha az kollejen lif varken çekme gerilmelerinin fazla olduğu bölgelerde kollejen lif oranı artmaktadır. Kemiğe sertlik veren hidroksiapatit kristalleri çoğunlukla kollejen liflerin üzerine oturmuşlardır. Kollejen ipliklere bağımlı olarak bu kristallerde değişik yönlerde seyrettiklerinden dolayı kemik dokusunun sertliği de değişmektedir. Kemikte bulunan kollejen lifler çekme gerilmesine dayanıklılığı sağlarken hidroksiapatit kristalleri basma gerilmesine dayanıklılığı artırır. Kemiğin basma gerilmesine dayanma kapasitesi çekme gerilmesine dayanma kapasitesinin yaklaşık iki katıdır. Bu nedenle kemik kırıkları genelde çekme gerilmelerinin etkileri ile oluşur. Kemik malzemesinin mekanik özelliklerini iyi anlayabilmek için kemik bileşenlerinin mekanik özelliklerini ve farklı hiyerarşik yapısal organizasyon seviyelerinde birbirleriyle olan ilişkilerini anlamak önemlidir (Şekil 2.2). Bu hiyerarşik yapı makro seviyede; kortikal ve süngerimsi kemik, mikro yapıda; haversian sistemi, osteonlar ve trabeküler hücreler, sub-mikro yapıda; lamellae'lar, nano yapıda kollejen fiberler ve mineraller ile sub-nano yapıda kollejen ve kollejen olmayan organik proteinlerdir**.** Hiyerarşik yapı, kemik malzemesini düzensiz, heterojen ve anisotropik yapar. Farklı deneylerle ölçülen mekanik özellikler farklılık göstermektedir. Örneğin kortikal kemiğin çekme elastisite modülü 14-20 GPa arasında iken mikro eğilme elastisite modülü 5.4 GPa seviyesindedir. Fakat bu farklılığın deney çeşidine göre mi değiştiği veya mikro yapıya göre mi değiştiği çok açık değildir [5].



Şekil 2.2 Kemiğin malzeme yapısı [6]

Kemik kesitlerinde, özel preparasyon metodlarıyla ortaya çıkarılabilen bu kuvvet çizgilerini röntgen resimlerinde de tespit edilip, incelenebilinir. Bu özellik bilhassa mekanik kurallarla uygunluğu bakımından dikkat çekicidir.

Kemiğin kollajen lifleri, tendonlardaki lifler gibi büyük bir gerilme direncine sahiptirler. Kalsiyum tuzları da mermerin fiziksel özelliklerine benzer şekilde sıkışmaya karşı büyük bir dirence sahiptir. Bu kombine özelliklere, kollajen lifler ve kristaller arasındaki bağların da eklenmesiyle kemik yapısı gerilme ve sıkışmaya karşı büyük bir direnç kazanır. Böylece kemikler betonarme inşaate benzer şekilde yapılmaktadır. Betonarmenin çeliği gerilmeye karşı direnç sağlarken, çimento, kum ve taş da eğilmeye karşı direnç oluşturur. Gerçekten kemiğin sıkışmaya karşı direnci betonarme yapıdan bile daha güçlü, gerilmeye karşı direnci ise ona yakındır.

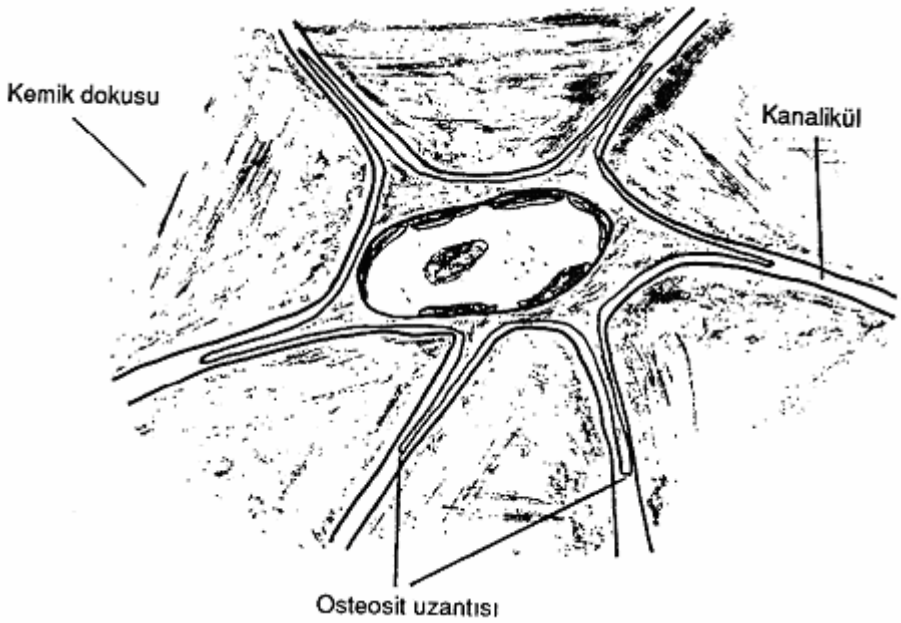
Kemiğin iç kısmında, uzun kemiklerde bir boş kanal şeklinde, diğer kemiklerde ise spongioz dokunun hakim olduğu bir alan bulunur. Burası kemik iliğinin yerleştiği kısımlardır.

Uzun kemiklerin uç kısımlarında bulunan daha taze ve canlı dokuya, epiphysis (epifiz) denilir. Orta kısımlardaki dokuya da, diaphysis (diafiz) denilir. Bu son kısım daha ziyade kemik dokusundan yapılmıştır.

2.1. Kompakt Kemik Dokusu ve Yapısı

Kompakt bir kemiğin (örneğin femurun diyafizi) mikroskobik incelemesinde dokunun havers kanalları etrafında 3-7 μm kalınlıktaki lamellerden, hücrelerden ve sert bir matriksten oluştuğu görülür. Düzgün ve boşluk içermeyen bir tertiplemede olan kompakt kemikteki osteoblastlar (laküna) dallıdır ve kanalikül adını da alır. İçine ise osteositler (kemik hücreleri) yerleşmiştir. Kompakt kemiklerdeki bu kanaliküller her bir lamelde birçok sayıda olduğundan ait olduğu Havers sisteminin en içinden en dış lameline kadar temas kurarlar. Böylece dokuda bir ağ oluşturarak metabolizmanın olaylanmasını sağlarlar. Lamellerin sayısı 4 ile 20 arasında değişmektedir (Şekil 2.3). Özellikle enine yapılmış bir kemik kesitinde bu Havers sistemi konsetrik tertiplenmiş halkalar şeklinde ortaya çıkar. Dokunun incelenmesinde lamel sistemi şöyle sınıflandırılır [63]:

1. Havers Lamelleri
2. Periyosteum altında dış esas lameller
3. Endosteum etrafındaki iç esas lameller
4. Osteonların arasındaki ara lameller.



Şekil 2.3. Kemik dokusundaki kanaliküller içinde osteositin yerleşimi [61]

Bir Havers kanalıyla onun etrafındaki lamellerin tümüne birden osteon adı verilir. Bir Havers kanalı yan dallarla kemik iliği ve periyosteumla bağlantı kurar. Bu yan dallara Volkmann Kanalları adı verilir. Haversteki damarlar longitudinal tertiplenmiş olup yan dallarıyla da komşu damarlarla temastadırlar. Havers kanalı 20-100 μm çapındadır ve 1-2 adet damar içerir. Damarlar genellikle kapiller, postkapiller venül veya seyrek olarak arteriol olabilir. Sert bir matrikse sahip olan kemik dokusunda diffüzyon olanağı olmadığından kanal ve kanaliküllerle kemiğin dışından içine kadar ilişki kurulur ve bu şekilde metabolizma için gerekli maddeler damar ve kanaliküllerle hücrelere kadar ulaşır [63]. (Şekil 2.4).

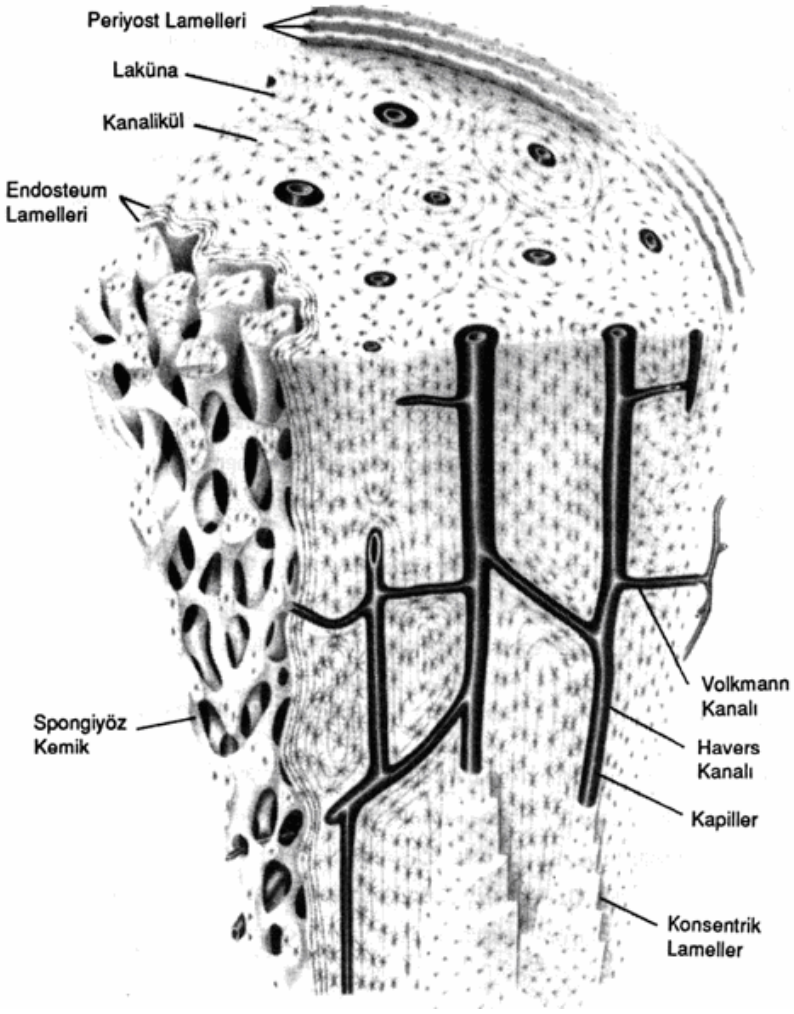
2.1.1. Periyosteum

Bağ dokusundan yapılı olan bu tabaka eklem yüzeyleri hariç tüm kemiği dıştan çevreler. Periyosteumun; kemiğe desteklik yapmasında, beslenmesinde, gelişiminde (perikondral kemikleşmeye bakınız) ve tamir olaylarında büyük önemi vardır. Yapısında kollajen ve elastik lifler bulunur. Ayrıca Sharpey lifleri adı verilen kollajenler de matriks içine doğru ilerleyerek periyosteumu kemiğe bağlamaktadır. Bunlar dış esas lameller ile ara lamellere kadar uzanabilirler. Perikondriyum bol damar içerir ve 2 tabakası bulunur:

a- Dış tabaka daha çok sıkı bağ dokusu yapısındadır.

b- İç tabaka gevşek bağ dokusunda olup hücreden zengindir.

Tabakaların her birinin ayrı fonksiyonları vardır. Dış kat, kollajen ve elastiklerden yapılıdır, metabolizmada rol alan damarları (aynı zamanda lenfatikleri) içerir. İç tabakanın hücreleri ise özellikle kemik yaralanmasında osteoblast haline dönüşerek yeni kemik dokuyu yapar ve o bölgeyi onarırlar. Onarım sırasında osteoblastların epiteloid hücreler şeklinde tabakalaşma yaptığı gözlenir. Bu nedenle bu tabakaya osteojenik kat da denmektedir. Kemik onarımına katılan bu hücreler normal koşullarda aktif değillerdir [63].



Şekil 2.4. Kompakt ve spongiyöz kemiğin şematik görünümü [61]

2.1.2. Endosteum

Bu tabaka kemik iliği kavitesini ve kompakt kemiğin kanal sistemlerini çevreleyen ince bir retiküler bağ dokusudur ve periyosteumdan incedir. Bu tabakanın hem kemik doku hem de hemopoetik (kan hücresi yapımı) hücreleri yapabilme özelliği vardır. Görüldüğü gibi kemiğin belirli boşluklarını ve yüzeyini kaplayan bu iki bağ dokusu tabakası çok önemli rolleri üstlenmiş

olduğundan herhangi birisinin bozulması veya zedelenmesi durumunda kemik için hayati önemi olan fonksiyonlar da olumsuz etkilenmektedir [63].

2.2. Spongiyöz Kemik (Süngerimsi Kemik) Dokusu (Trabeküllü Kemik)

Kemiğin bu formu da kompakt kemiğe benzemekle beraber trabeküller lamelden yoksundur. Dolayısıyla histolojik preparasyonlarda enine kesitte sirküler lamel tertiplenmesi görülmez. Buna karşılık bol boşluklu veya trabeküller oluşan adeta petek gibi bir dokusu vardır. Bu boşluklar kemik iliği ile doludur. Özellikle uzun kemiklerin epifizindeki spongiyöz doku basıncın veya kuvvetin geldiği yönde düzenlenmiştir. Böylece yapı çok daha sağlam bir hale gelmektedir [63].

2.3. Kemik Dokunun Hücreleri

Kemik dokusunda 4 tip hücre ayırt edilir:

- Osteoprogenitör hücre
- Osteoblast
- Osteosit
- Osteoklast

2.3.1. Osteoprogenitör Hücreler

Kemiğin ana hücreleri olup mezanşimden kaynaklanırlar. Genellikle soluk boyanan nukleuslu, asidofilik sitoplâzmalı hücreler olup endosteumda, periyosteumun iç katında ve Havers kanalları gibi bölgelerde bulunurlar. Osteoprogenitor hücreleri mitozla olgun kemik hücrelerine farklılaşmaktadırlar. Bu hücreler kemik büyümesinde, zedelenmesi veya kırık tamirinde aktif hale gelerek bölünürler ve osteoblast hücrelerine dönüşürler [63].

2.3.2. Osteoblastlar

Kemik dokusunda matriksin yapımında sorumlu olan bu hücreler, kübik ya da alçak prizmatik boylu hücrelerden yapılmıştır. İri nukleusları olup sitoplazmaları koyu bazofiliktir. Elektron mikroskobunda Golgi ve endoplazmik retikulumları iyi gelişmiş olarak görülür. Lipid damlacıkları ve lizozom benzeri yapılar da sitoplâzmada yer alır. Hücreler birbirleriyle kısa

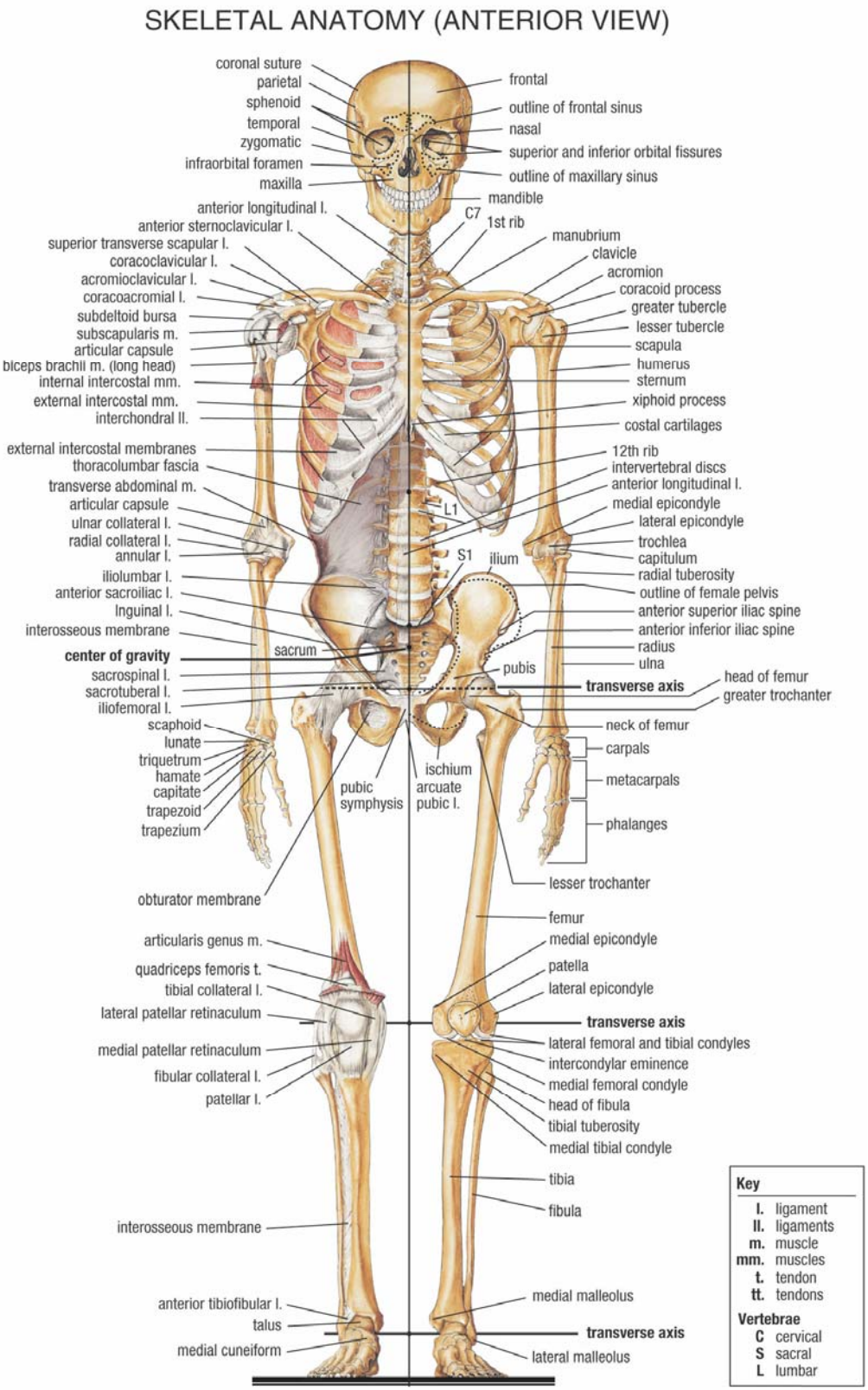
çıkıntılarla ilişkidedir. Kuvvetli alkalen fosfataz ve PAS pozitif reaksiyon verirler. Alkalen fosfataz hem matriks hem de kalsifiskasyonda rol alan önemli bir enzimdir. Enzim fosfatın hidroliziyle lokal inorganik fosfat konsantrasyonunu arttırmakta ve bunun kalsiyum iyonlarıyla birleşmesi sonucu kalsiyum tuzları halinde dokuya çökmesi. Organizmada kemik yapım hızının ölçülmesi istendiğinde de kandaki alkalen fosfataz enzimi seviyesine bakılmaktadır [63].

2.3.3. Osteositler

Kemiğin esas hücreleri olup, olgun kemik hücresi adını da alır. Bu hücreler lakünaları içinde yerleşmişlerdir. Gelişimlerini tamamlamış olduklarından sentez yapamazlar. Bu nedenle granüllü ER ve Golgilerinde azalma görülür. Sitoplazma bazofilisi de daha azdır. En tipik özellikle rinden biri de uzantılarıdır. Konunun başında değindiğimiz gibi bu sitoplazmik uzantılar kanaliküller içinde seyreder (Şekil 2.3). Bu şekilde her hücre lakünası içine gömülü kalmayıp birbirleriyle temas kurmaktadırlar. Bu noktalarda neksuz ve aralıklı bağlantı kompleksleri olduğu elektron mikroskopunda gösterilmiştir. Osteositlerin kalsiyumun kemiklerden kana verilmesinde ve hameostatik mekanizmayı düzenleme (kalsiyum konsantrasyonunu düzenleyerek) gibi önemli metabolik rolleri de vardır. Hücrelerin ölmesi halinde ise matrikste rezorbsiyon olayı görülür [63].

2.3.4. Osteoklastlar

Kemikte yıkımı veya kemik rezorbsiyonunu gerçekleştiren hücrelerdir. 20-100 μm çapında çok büyük hücrelerdir ve 2 den 50 kadar değişen sayılarda nukleusları bulunur. Fonksiyonlarından dolayı makrofaj türü hücre olarak da kabul edilirler. Ayrıca mononüklear fagositer sisteme dahil hücrelerdir ancak aktif fagositoz yapmazlar. Osteoklastlar içerdikleri kollagenaz ve diğer proteolitik enzimlerle kemiği rezorbe etmektedirler. Eritici enzimlerle eritilen kemik dokusu uzantılarla hücre içine alınmaktadır. Osteoklastların sitoplazmaları genellikle asidofil ve vakuollüdür. Hücrelerin çok sayıda lizozomları, mitokondriyonları ve iyi gelişmiş bir Golgi kompleksleri vardır. Bu hücreler kemikte Howship lakünası adı verilen boşluklarda yerleşmişlerdir. Osteoklastlarda kemiğe bitişik yüzlerinde hücre yüzeyinin genişletilmesinde rol oynayan fırça kenarlı hücre uzantıları gözlenir. Osteoklastlar hormonlara karşı da çok duyarlıdırlar. Örneğin paratiroid hormonu hücrede RNA sentezini arttırmada etkili olurken, kalsitonun hormonu bunun tersi etki yapmaktadır. Kemik yıkımı, kemiğin modelleşmesinde önemli rol oynar (kemik oluşumuna bakınız). Bu olay osteoklast ve osteoblastların uyumlu çalışması neticesinde gerçekleşmektedir [63].



Şekil 2.5. İnsan İskeleti Anatomisi (Anterior Görünüş)

3. DİZ EKLEMİNİ OLUŞTURAN KEMİKLER:

Diz eklemi tibia, fibula ve patella olmak üzere 3 adet kemikten oluşur.

3.1. Tibia: Kaval Kemik

Küçük uç aşağı, bu uçtaki çıkıntı içe, gövdedeki keskin kenar öne getirilir.

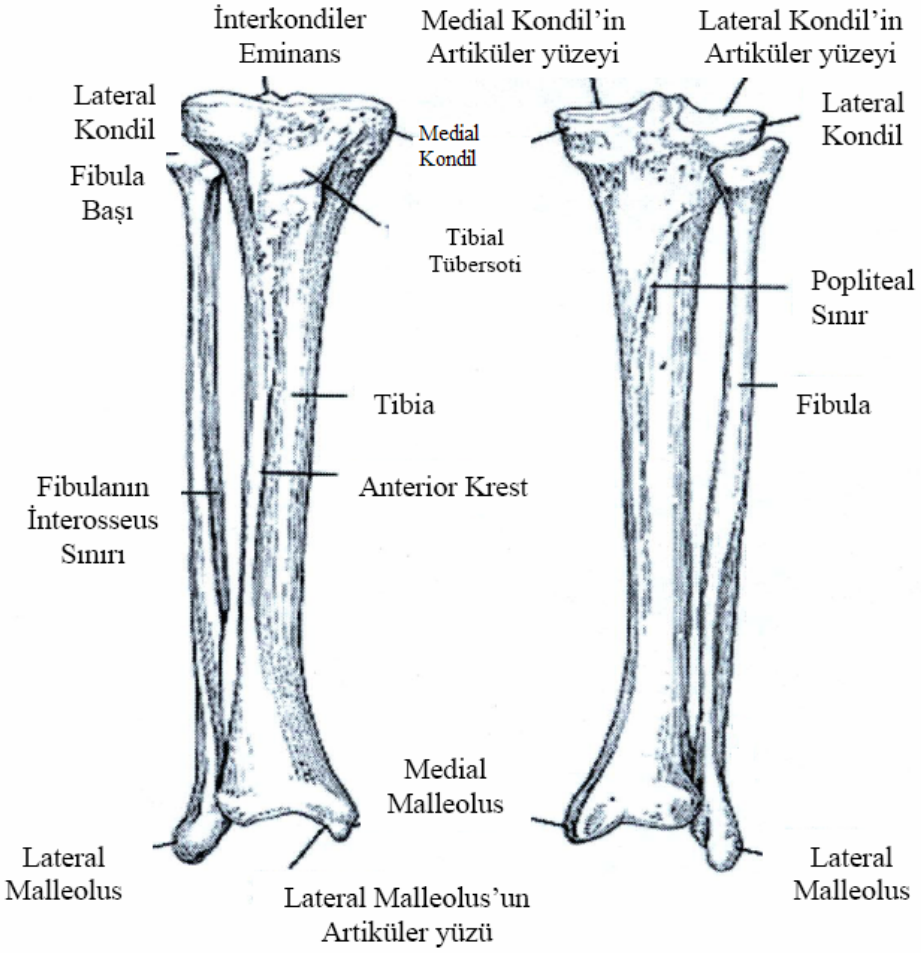
Bacak iskeletini tibia ve fibula kemikleri oluşturur. Esas vücut ağırlığını ayak kemiklerine ileten tibia kalındır. Fibula, tibiaya gelen yükün 1/6'sını taşır. Şekil 3.1'de tibia ve fibulanın şekli gösterilmiştir. Tibia bacağın anteromedialindedir. Proksimali oldukça büyüktür. Çünkü tibia'nın üst ucu femur kondillerine uyacak şekilde gelişmiş iki kondilden oluşmuştur. İç tarafta bulunan kondile condylus medialis, dış taraftakine condylus lateralis denir. Kondillerin üst yüzünde facies articularis superior diye bilinen eklem yüzeyleri vardır. İç bukey olan bu eklem yüzleri femur kondilleri ile eklem yapar. İki kemiğin eklem yüzleri arasında menisküsler bulunur. Medial plato daha büyük ve daha konkavdır. Tibia platosu eklem yüzü arkaya doğru 10 derece eğime sahiptir. Eklem yüzü kemik uzun eksenine diktir [63]. Tibia kondillerinin iki eklem yüzü arasında ve ortada bulunan kabartı eminentia intercondylaris adını alır (Şekil 3.1). Kabartının önündeki çukur alan area intercondylaris anterior, arkasındaki çukur alan area intercondylaris posterior olarak bilinir. Eminentia intercondylaris'i içten sınırlayan tümseğe tuberculum intercondylare mediale, dıştan sınırlayan tümseğe de tuberculum intercondylare laterale denir. Kondilus lateralis'in yan yüzünde fibula başı ile eklem yapan facies articularis fibularis isimli eklem yüzü vardır [64].

Tibia cismine corpus tibiae denir. Cismin iç yüzü ve üç kenarı vardır. Ön kenarın üst ucunda görülen kabartı tuberositas tibiae diye bilinir ve şekil 3.1'de gösterilmiştir. Bu kabartıya ligamentum patellae yapışır. İç yüze facies medialis, dış yüze facies lateralis ve arka yüze de facies posterior denir. Arka yüzün üst bölümünde, içten dışa ve yukarıya doğru uzanan bir kabartı vardır. Bu kabartıya linea musculi solei denir. Keskin olan ön kenara margo anterior denir. İç kenara margo medialis, dış kenara da margo interosseus denir [64].

Koronal planda medial ve lateral platolar kısmen düz olmasına rağmen sagital planda ise medial plato iç bükey, lateral plato dış bükeydir. Tibial tuberkül, şekli ve büyüklüğü ile medio-lateral hareket ve rotasyonel stabiliteye katkıda bulunur [65].

Tibia'nın alt ucunun iç tarafında aşağıya doğru uzanan büyük bir çıkıntı vardır. Bu çıkıntı malleolus medialis ismini alır. Malleolus medialis dış bükey olup deri altında rahatlıkla hissedilir. Dış yüzünde facies articularis malleoli isimli bir eklem yüzü vardır. Bu eklem yüzü talus ile eklem yapar. Malleolus medialis'in arkasında sulcus malleolaris isimli bir oluk vardır. Alt ucun dış tarafında görülen çentik incisura fibularis adını alır. Alt ucun alt tarafında facies

articularis inferior isimli eklem yüzü bulunur. Bu eklem yüzü talus'un trochlea tali isimli bölümü ile eklem yapar [64].



Şekil 3.1. Tibia ve fibulanın önden görünüşü [1]

3.2. Fibula: Kamış Kemik

Daha yassı olan uç aşağıya, bu uçdaki eklem yüzü içe, bu eklem yüzüne komşu olan çukurluk arkaya getirilir.

Bacağın dış ve arka tarafında yer alır. Üst ucu tibia ile eklem yapar. Aşağıya doğru biraz kaymış olmasından dolayı diz ekleminin yapısına katılmaz. Tibianın postlateralindedir. Hemen hemen hiç yük taşımaz fakat distal bölümünü oluşturan lateral malleol, talusu tibial soketin içinde tutmak için destek verir [65].

Üst ucuna kaput fibulae denir. Kaput'un arkaya ve yukarıya yönelik uç kısmına apex capitis fibulae denilir. Başın iç yüzünde, tibia'nın üst ucu ile eklem yapan facies articularis

capitis fibulae isimli bir eklem yüzü vardır. Baş ile cisim arasında kalan bölüme collum fibulae denir.

Fibula cismi corpus fibulae olarak bilinir. Cismin üç yüzü ve üç kenarı vardır. İç yüze facies medialis, dış yüze facies lateralis arka yüze facies posterior denir. Facies medialis ile facies posterior arasındaki kabarık çizgiye crista medialis denir. Ön kenara margo anterior, iç kenara margo interosseus ve arka kenara margo posterior denir [64].

Fibula'nın alt ucu malleolus lateralis adını alır. Alt uç tibia'nın alt ucundan daha aşağıdadır. Malleolus'un iç yüzünde görülen eklem yüzüne facies articularis malleoli denir.

Bu eklem yüzü talus'un dış yüzü ile eklem yapar. Tibia ile fibula'nın alt uçları birleşerek bir çatal oluştururlar. Bu çatal talus cismi ile aticulatio talocruralis isimli eklemi oluşturur. Dış malleolun eklem yüzünün arkasında fossa malleoli lateralis isimli bir çukur vardır. Dış malleolun arka yüzünde ve yukarıdan aşağıya doğru uzanan bir oluk bulunur. Peroneal kasların kirişlerinin geçtiği bu oluğa sulcus malleolaris denir. Dış bükey olan dış malleol deri altında oval bir çıkıntı şeklinde görülür [64].

3.3. Patella

Sesamoid bir kemik olan patella, kuadriseps kasının hareketine bağlıdır. Yapısal olarak lamellar kemik şeklinde olup sadece femur ile eklemleşir. Patella, femur ile iç ve dış faset olmak üzere iki eklemle ilişkidedir. Fakat asla tam ilişki olmaz. Çünkü hareket esnasında femur üzerinde yuvarlanma hareketi yaparak her bir fleksiyon pozisyonunda sadece eklem yüzünün bir kısmı temas eder. 30^0-45^0 fleksiyon aralığında patellanın orta kısmı iç ve dış fasetler aracılığı ile femura temas ederken, 90^0 fleksiyonda hem iç hem de dış fasetlerin üst kısmı temas eder. 135 derecenin üzerinde, patellar oluğa yerleşir [65].

4. KIRIKLARIN CERRAHİ TEDAVİSİ VE FİKSASYON YÖNTEMLERİ

Kemiğin temel fonksiyonu, uygulanan yükleri taşımak, organları korumak ve desteklemek, hareketlerin yapılabilirliğini sağlamaktır. Bundan dolayı kemiğin birincil özelliği rijit ve dayanımı yüksek olmalıdır.

Herhangi bir kırığın tedavisinin amacı, hasar gören kemiğin normal fonksiyonunu en uygun dış görünüş hali ile biçimlendirilmesinin sağlanmasıdır. Bu üç safhada oluşur: organı normal yerine getirmek (redüksiyon), tespit (fiksasyon) ve en yakın işlevdir (immediate function). En uygun redüksiyon, değişik forsepsleri kullanarak, kemiği orijinal hale geri getirmektir. Fragmentleri orijinal hallerine geri getirmek ve bu durumlarını korumak için değişik fiksasyon aletleri kullanılır. Kırılan kemiklerin iyileşmesi, eklemsel hareketin devamı, kan dolaşımının gelişimi ve yeni kemik oluşumunu gerektirir [57].

Kırıklar için fiksasyon metodunun seçiminde ilk değişken kemiğin yapısal anatomisidir. Medullari kavitinin homojenliği, şekli ve boyutları ideal bir fiksasyon için bilinmelidir. İkinci önemli bir husus, kemiğin yük taşıma kabiliyeti ve mekanik özellikleridir. Hastanın yaşı ve geçmişi kadar kırığın yeri ve şekli de önemli bir parametredir. Kırığın tedavisinin seçiminde göz önüne alınması gereken en önemli parametrelerden biriside kırığın iyileşmesi esnasında meydana gelen biyolojik reaksiyonların belirlenmesidir [57].

Bazı kırık çeşitleri spiral kırıklar kadar tedavisi zor değildir. Örneğin direk bir darbe ile meydana gelen enine kırıklar olumlu bir iyileşme ile sonuçlanır. Bu durumda uygulanan yükün büyük çoğunluğu kemik aracılığıyla kırığın içinden geçerek iletilebilir. Yükleme yönüne dik, kırık hattından dolayı daha ziyade fiksasyon aletine bağlıdır. Bu kırık şeklinden dolayı birçok kırık tedavisi metotları kullanılabilir. Bunların içerisinde en basit metot olan plaster fiksasyon metodu sıkça kullanılmaktadır.

Spiral tibial kırıklarında basit plaster fiksasyon metodu iyi bir iyileşme meydana getirmez. Genellikle plaster alçı fiksasyon metodu açısal, dönme ve minimal eksenel yer değiştirmenin 0.5 ile 1 mm arasında olduğu zamanlar redüksiyon kolay bir şekilde yapılabilir. Bu metodun tersine aşağıda gösterilen durumlarda daha stabil fiksasyon metotları kullanılmalıdır [57].

Kırık yerinin ameliyatla açılarak, kırığın görülerek redüksiyonundan sonra, kırığın maden karışımlarından yapılı internal fiksasyon araçları (implant) ile tespit edilmesine cerrahi veya açık tedavi, osteosentez veya internal fiksasyon denilir [66].

4.1. Kırık Cerrahi Tedavisinde Kompresyonla İnternal Fiksasyonda Vida ve Plak Kullanımı

Kırık yüzlerinin sıkıştırılarak birbirine yaklaşması ile özellikle kansellöz (spongioz) kemiklerde kırık iyileşmesinin daha kısa zamanda ve daha stabil olacağı Pauwells döneminden beri çok iyi bilinmektedir. Ancak 1930'lı yıllarda Amerikalı Key ve Avrupalı Roger Anderson'un, 1940'lı yıllarda İngiliz Charnley'in kompresyonla kırık yüzlerindeki süratli iyileşme yöntemi yeni umutlar doğurdu. 1948 de Eggers, 1949 da Danis ve 1956 da Bagby'nin kırık yüzlerinde kompresyon yapan plak uygulamaları yeni bir dönemin habercisi oldu [66].

Müller ilk çalışmalarını 1958 de yayınladıktan sonra yaygınlaştırdığı plağın gergi aracı (tension band) ile gerilerek kırık yerinde kompresyon yaratma olayı bütün dünyada hızla ve giderek yayıldı. Nihayet İsviçre'de AO veya ASIF denilen kuruluş aracılığı ile bu uygulama, araştırma, bilimsel ve uygulama yönünden çok yaygınlaştı. Dünyanın diğer ülkelerinde de buna benzer çalışmalar başlatılmıştır [66].

4.2. Kullanılan Başlıca İnternal Fiksasyon Türleri

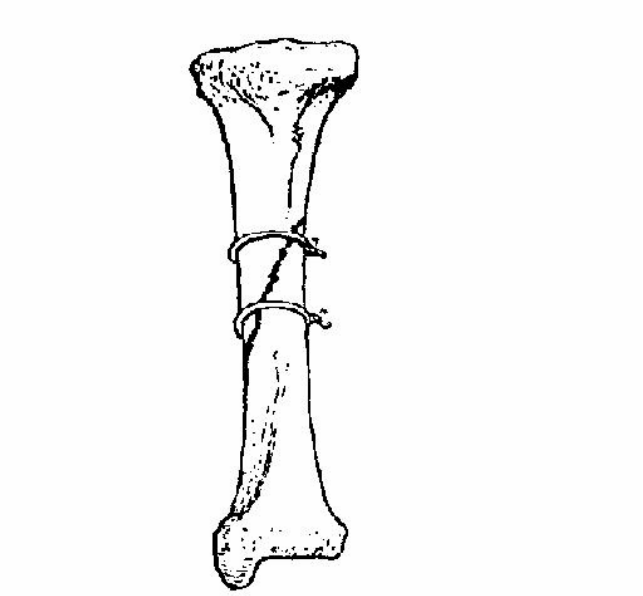
4.2.1. Tel Dikiş veya Tel Çivi

Dairesel olarak telle dikiş (serkilaj, wire loop); ilk defa 1877 Lister gümüş telle patella kırığını tespit etti. Patella ve olekranonun enlemesine ayrılmış kırıklarında, klavikula kırığı, akromioklavikuler çıkık ve porotik kemiklere gref tespitinde kullanılabilir [66].

Uzun kemiklerin dişlendirilmiş spiral, oblik kırıklarında ve porotik kemiklere gref tespitinde kullanılabilir. Uzun kemiklerin dişlendirilmiş oblik veya spiral kırıklarında kullananlar vardır (Şekil 4.1).

4.2.2. Parham Bandı

Bunu femur, humerus ve tibianın oblik kırıklarında ve bazı femur ve humerus parçalı kırıklarında kullananlar olmuştur. Fakat sarıldığı kemikte periostal kallusa engel olduğundan ve basınç nekrozu yaparak kemikte absorbsiyon yaptığı için konsolidasyon başlayınca yani 6-8 hafta sonra çıkarılması önerilir [66].



Şekil 4.1. Çelik Tel ile Serklaj [66]

4.2.3. Kirşner (Kirschner) Teli

Daha çok el cerrahisinde, falanks ve metakarp kırıklarında ve el artrodezlerinde daha çok çapraz olmak üzere, metatars, radius distali, çocuk suprakondiler ve eklem içi kırıkları, tibia plato kırıkları ve açık kırıklarda transfiksasyon tespiti olarak Kirschner teli kullanılır [66].

4.2.4. U Çivisi (Staple)

U şeklindeki çivinin iki uçları kemiğe gömülecek şekilde sivri, taban kısmı kemiğin dışına yaslanacak şekilde yaygın ve hatta pürtüklüdür. Bunlar kopma kırıklarında, bazı artrodezlerde (triple artodez vb), osteotomilerde (diz osteotomi) ve büyümeyi durdurtmak için epifizlerde kullanılır. Kalınlıkları, şekil ve kemiğe saplanan bacaklarının arası değişiktir. (Şekil 4.2)

Şekil 4.2. U Çivisi (Staple)

4.2.5. Vidalama

En az maden kullanmakla fakat en sağlam olarak internal fiksasyon sağlamak en ideal olanıdır. Bu bakımdan vida ile yapılan tespit en kolay ve iyi olması gerekir.

AO grubunun kompresyon sağlayan vidalarından evvel makina (madeni) tip denilen baş kısımları irice ve yıldız şeklinde çentikli ve uca doğru çapı azalan ağaç (marangoz) tipi denilen baş kısmı tek yarıklı vidalar kullanılmıştır [66].

4.3. Kırık Tedavisinde Vida Tespitinin Kullanılma Yerleri

Vida tespiti daha çok plak tespiti için kullanılırsa da aşağıda belirtilen durumlarda tek başına vida tespiti yeterli olabilir.

Vidalarla tibia, humerus ve bazen radius ve ulnanın uzun oblik kırıkları, kondil, malleol, trokanterlerin ve humerus tuberositas major'unun kırıkları ve hatta patella ve tuberositas kalkaneum ayrılmış kırıkları tespit edebilir. Ayrıca olekranondan geçirilen intramedüller uzun ulna vidaları, dış malleolden geçirilen fibula vidaları, tibia ve femur kondil kırıkları, femur boynu kırıkları için kullanılan özel vidalarından özel uygulama değerleri vardır [66].

Bazen bir kırığın tespiti için birden fazla vida kullanılabilir. İnterfragmanter kompresyon için de vida tespiti yapılır.

Vida dişleri arasındaki aralık (pitch) ve bir dönüşte vidanın girdiği mesafe (lead) vidanın kavrama gücünü etkiler. Tek dişli vidalarda bu ikisi eşittir. Diş sayısı ile orantılı olarak vidanın yol alış mesafesi (lead) artar. İki kanalda dişli vidaların tornavidanın her dönüşünde iki kat fazla yol aldığını ve sonuçta daha süratli sıkıştırma sağladığını belirtmiştir [66].

Vidanın germe gücü veya direnci (tensile strenght) veya kırılmaya karşı direnci vida gövdesinin çapına (yivler arası dar çap), çekme gücü veya direnci (pull-out strenght) ise dişlerin dış kenarları arasındaki daha geniş olan çapa bağlıdır. Makaslama gücü veya direnci (shearing strength), vida gövde çapının (root diameter) küpü, germe güç veya direnci ise bunun karesi kadardır. Her 25.4 mm (bir inç=2.54cm) lik vida gövdesinde bulunan diş sayısı 5-6 olursa vidanın çekme veya çıkarma (pull-out) gücünü normal kemikte etkilemez, fakat osteoporotik kemikte korteks inceldiği için bu önemlidir [66].

Koranyi (1970), Sherman vidalarının (V) şeklindeki dişleri ile ASIF vidalarının destek veya payanda şeklindeki dişlerinin kemiği tutma ve kavrama yönünden fark göstermediğini ancak vida ile gövde arasındaki mesafenin kavrama gücünde ince vida da %17, kalında %24 azalma gösterdiğini görmüşlerdir [66].

Vidanın hatalı yerleştirilmesiyle gelişen eğilme momenti veya hareketi, vidanın gücünü daha da zayıflatır. Vida dönme hareketinin %80'i kadar sokulmalıdır. Hugher (1972) paslanmaz

çelik ve titanyumlu vidaların saf vitalyum veya titanyum vidalarından daha çok makaslama gücüne sahip olduğunu göstermiştir [66].

Sczhatzker (1975) vida yerleştirdikten hemen sonra, vidanın tutma gücünü etkileyen en önemli faktörün vida dişlerinin çapı olduğunu göstermiştir. Vida dişinin yapısı, perfaratör çapının vida çapından dar oluşu veya vidanın yerleştirme şeklinin bu tutma gücünde pek etkisi olmadığını göstermiştir. Aynı zamanda bir vidanın çıkartılıp aynı yere vidalamasına, vida yuvasındaki sıyrılmalar nedeniyle, tutma gücünün 12'de bir'e indiği, yani iyice azaldığı da gösterilmiştir [66].

Kompresyon amacı ile kullanılan AO veya ASIF vidaları dört tiptir:

1. Kortikal kemik vidası
2. Kansellöz (spongioz) kemik vidası,
3. Malleol vidası,
4. Falanks, metakarp, metatars gibi küçük kemiklerin vidası (miniscrew)

4.3.1. Kortikal Kemik Vidası (Cortex Screw)

Bu fragmanlar arası sıkıştırma (interfragmantary compression), plak tespiti veya fragman tutucu vida olarak kullanılır. Kortikal vida başından ucuna kadar tamamen dişlidir. Uzun kemiklerin her iki korteksini de geçecek şekilde yerleştirilir. Vida başı alt kısmı şişkin olduğundan bu kısmın dıştaki kortekse oturabilmesi amacı ile daha geniş yuva açılır. Kortikal vidanın kemikteki giriş yerine kayma deliği (sliding hole), vida ucunun karşı korteksten çıktığı yere vida deliği (thread hole) denilir. Vida, dişlilerin enlemesine genişliği ile anılır (2.7 mm, 3.5 mm ve 4,5 mm gibi). Vida gövdesinin çapı, dişli kısmın çapından daha dardır. Vidayı yerleştirmek için açılan yuvanın çapı vida gövdesinden 1-2 mm fazla, fakat vida dişli kısmın dış çapından 7-12 mm daha dardır. Böylece açılacak vida deliğine vida gövdesi rahatça yerleşir, vida dişleri ancak vida burgusu (tep) ile kemikte hazırlanan yuvaya sıkıca yerleşmiş olur [66].

4.3.2. Kansellöz (Spongioz) Kemik Vidası

Bu vidalar kansellöz kemik kırıklarında, daha çok epifizer ve metafizer bölge kırıklarında kullanılır. Bu vidaların başa yakın gövde kısımları düzdür, bu kısımda diş ve yivleri yoktur. Bu dişsiz düz kısmın uzunluğu değişiktir. Kansellöz kemiğe yerleşerek tutunabilmesi için uç kısımdaki dişli kısmın dişleri daha yüksektir ve kalındır [66].

Kansellöz vidaların vida gövde çapı daha az yani incedir. Fakat vida dişlisi dış çapı geniştir. Bulunduğu yere iyice oturur. Bu vidaların dişli kısmı, kırık çizgisinin karşı tarafında

olmalıdır. Kırık çizgisinin vida başı tarafından hiç dişli kısım kalmamalıdır. Böylece vida yerleştikçe vida ucu karşı fragmanı vida başına doğru çeker, kompresyon yapar. Perfaratörle vidanın gireceği bölge hazırlanır, karşı korteksi geçmeyiz. Bu tip vida uçları kortekse yerleştirilirse çıkarılması çok zordur, vida çıkartılırken vida kırılır. Kansellöz vidalar için en iyi örnek lag vidasıdır. Kansellöz vidalar için en iyi örnek olan lag vidası statik interfragmantal kırıkların tespitinde çok yararlıdır. 6.5 mm lik kansellöz vidalardan dişli kısmı 32 mm çapında olanlar genç ve yetişkinlerin dış kondili için, dişli kısmı 16 mm, olan tipi trimalleoler (cotton) kırıkta arkadan tespitte, 4 mm lik kansellöz vidalar iç malleol kırığında ve tibia distal epifizer bölge kırıklarında kullanılır [66].

4.3.3. Malleol Vidaları

Kansellöz tipi vida gibi olup uçları daha sivridir ve metafizer bölgelerde perfaratörle yuva açmadan da kullanılabilir [66].

Vida dişi çapı 4.5 mm gövde çapı 3 mm ve vida başı kansellöz vidalar gibi 6.5 mm olan kansellöz tipte vidadır. Perfaratörle yuva açmak için kullanılan perfaratör ucunun çapı 3.2 mm dir. Bazen perfaratörle bile delmeden vida yerleştirilebilir. Yuva dişi açmaya gerek yoktur. Kemik dış yüzü yumuşaksa vida başının gömülmemesi için vida başı altına ortası delik 13 mm çapında pul veya halka (washer) konulur [66].

4.3.4. Falanks, Metakarp ve Metatars İçin Küçük Vidalar (Mini-Screws)

Bunlar standart kansellöz ve kortikal vidalar biçimindedir ve bu sayılan kemik kalınlıklarını geçecek ve uyacak uzunluktadır. Bu vidalar 1.5 ve 2 mm çapında olduğundan vida başları yıldız tornavidaya göre çapraz yarıklıdır [66].

4.4. Plak ve Vida İle Tespit

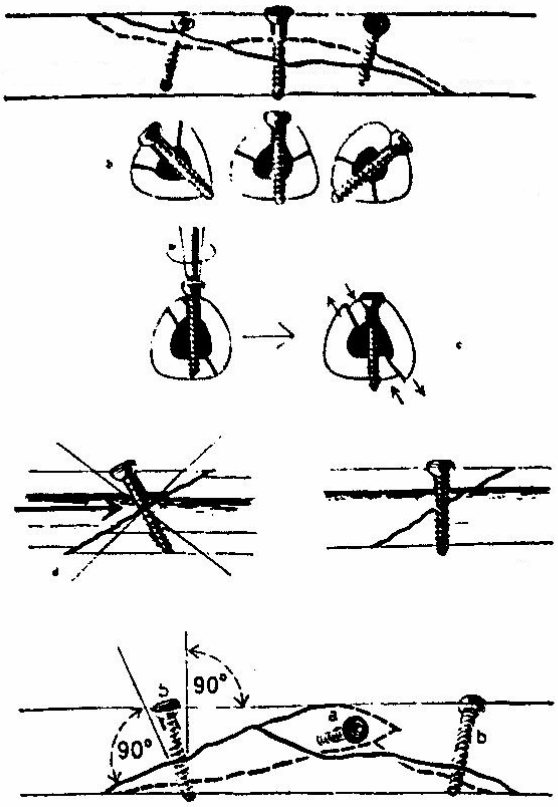
Kırık çizgisinin distal ve proksimalinde yeterli uzunlukta yerleştirilen plaklar ve bu plaktaki deliklerden geçirilen vidalarla kırık kemiğin tespiti en çok kullanılan internal fiksasyon yöntemlerindendir. Plağın yerleştirildiği kemik yüzüne uyum sağlaması, fragmanları stabil olarak iyice tespit edecek uzunlukta, kalınlıkta ve sağlamlıkta olması öngörülür. Plak ve plağı tespit için kullanılan vida aynı maden alaşımlarından olmalıdır. İlk uygulamalarda plak tespiti uzun kemiklerin enlemesine ve kısa oblik kırıklarında kullanılırken giderek uygulama alanı

genişlemiştir (Şekil 4.3.). El kemikleri dahil tüm uzun kemiklerin çeşitli tiplerinde hatta açık kırıklarda, metafizer kırıklarda, kondil bölgelerinde, femur proksimelindeki kırıklarda çok zengin bir uygulama alanı bulmuştur [66].

Plak tespitinin ilk uygulamalarında kalın olmayan dik dörtgen veya vida delik yerleri geniş olan dar plaklar kullanılırken son 40 senedir, önce kalın ve yuvarlak delikli, sonra oval delikli düz kompresyon plakları kullanılmaya başlamış, daha sonra yalnız germe (tension) işi gören tubüler plaklar, L, T şeklinde, kobra başı L, veya kelebek biçiminde plaklar geliştirilmiş, plaklara çivi veya kemiğe girecek keskin kısmı olan kondil ve kalça plakları, gibi çok değişik şekilde plaklar uygulanmaya başlanmıştır. Amaç ve yararı aynı olan değişik plak kombinasyonlarını birçok kuruluş ufak değişiklikler yaparak uygulamaya sunulmuştur [66].

Pauwels kırık tespitinde germe gücünün (tension band principle) etkisinden yararlanmıştır. Kemiğe gelen yükleme ile kırılan ve bükülen kemiğin içbükey (konkav) yüzünde sıkışma (kompresyon) ve dışbükey (konveks) yüzünde çekme kuvveti ile ayrılma, gerilme (tension) olur. Uçlara doğru yük binen, eğilen kırık kemiğin dışbükey (konveks) yüzündeki gerilme veya ayrılmayı (tension) kompresyon haline dönüştürülebilmek için kırık kemikte gerilme olan konveks yüze germe bandı (tension band) olarak kemik plağı yerleştirilince bu kompresyon etkisi yapar [66].

Eğer plak, aslında sıkışan, kompresyon etkisinde olan içbükey (konkav) yüzde yerleştirilse sıkışma artarak plak eğilir, direnci azalır ve kırılır [66].



Şekil 4.3. Basit bir spiral kırıkta vidalama [66]

4.5. AO Plakları Tipleri

Biçim ve fonksiyon bakımından üç grupta toplanır :

1- Düz plaklar,
2- Semitübuler (oluk, 1/3 veya yarım boru şeklinde) plaklar,
3- Dinamik kompresyon plağı (DCP) olarak üç ayrı grupta inceleyebiliriz [66].

4.5.1. Düz Standart ve Yuvarlak Delikli Kompresyon Plakları

Bunlar düz ve dikdörtgen biçimindedir ve delikleri yuvarlaktır. 1965'te DCP plağı uygulanışı başlamasına kadar hep bu tip AO plağı kullanıldı. Özellikle 1967'lerden sonra yerini DCP plaklarına bırakmaya başlamıştır.

Kompresyon plağı yerleştirilen yüzde kompresyon, karşı yüzde biraz ayrılma olur. Bu nedenle gerilme bulunan konveks kemik yüzüne yerleştirilir. Kompresyon çok yapılırsa bu

ayrılma daha fazla olur ve burada pauwells döneminden beri bilinen ikincil (sekonder) kırık iyileşmesi olur [66].

4.5.2. Tübüler veya Semitübüler Oluklu Plak

1960 tan beri kullanılan bu plak oluk şeklinde eğimlidir, hem kırık yerinde sıkıştırmayı sağlar hem de fragmanların rotasyonuna engel olur. Önce tibia iç kenarı ve ön kristasına plağın iyice oturması amacı ile kullanılmıştır. Delikleri ovaldir ve kalınlığı 1 mm yi geçmez. Çok kalın olmadığından kolay deforme olabilir. Fakat ince olduğundan cildi fazla geçmez. Fakat vida başları cildi delebilir. Son yıllarda tubuler plakların 1/3 veya 1/4 kadar kavisli, eğilimli olan ince, oluklu tipleri yapılmıştır. Yarım boru (semi-tubular) olanlar için 4.5 mm lik bu kortikal vida 1/3 oluklu (1/3 tubular) plaklar için 3.5 mm lik kortikal vida 1/4 oluklu (1/4 tubular) plaklar için 2.7 mm lik kortikal vida kullanılır. Plak ince olduğundan vida başının kemiğe gömülmesi gerekmektedir ki bu da kortekste ayrılmalara neden olabilir. Müller'in belirttiği gibi tubuler plaklar aynı kalınlıktaki düz plaklardan daha çok stabilite sağlar küçük plak (miniplate) için nadan ¼ tubuler plak seçildiği anlaşılmaktadır [66].

4.5.3. Dinamik Kompresyon Plağı (DCP, Dynamic Compression Plate)

Buna, kendi kendisine kompresyon yapan (self-compressing) plak ta denir. Bu statik kompresyon plağı, aynı zamanda nötralizasyon plağı gibi kullanılırsa dinamik kompresyon plağı olarak kullanılır [66].

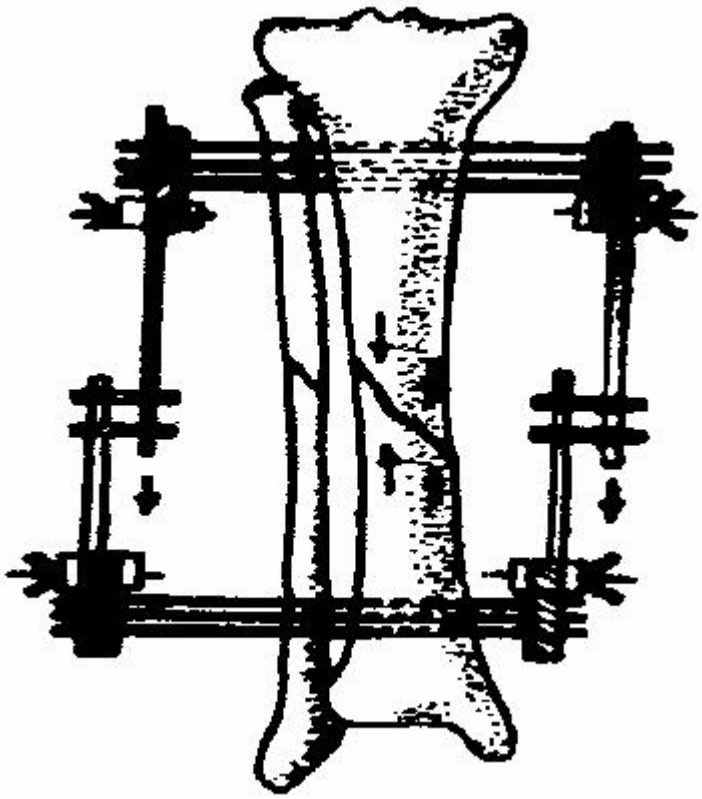
4.6. İntramedüller Çivi

İntramedüller çivi ile uzun kemik diafiz kırıklarında kemik iliğine yerleştirilerek stabilite sağlanır. Uzun kemiklerin kanalının dar yerine oturan intramedüller çivi, temas yerinde kompresyon sağlayarak eğilme ve makaslama zorlaması kadar, dönmeye de engel olması gerekir [66].

4.7. Eksternal Fiksasyon (External Fixation)

Kırık yeri fizyolojisini bozmamak ve kırık yerinde cerrahi girişime ait komplikasyonlar yaratmamak amacı ile kırık yeri distal ve proksimalinden kemik eksenine dik olarak yerleştirilen paralel çivilerin dışarıdaki çubuklar aracılığı ile tespit edilmesine eksternal

fiksasyon ve bu amaç için kullanılan araçlara eksternal fiksatör denilmektedir. Bu yöntemle kırık uçları birbirine yaklaştırılıp, uzaklaştırılarak ve döndürülerek iyi uyum, redüksiyon sağlanmaya çalışılmakta hem de bu çiviler çubuk aracılığı ile yaklaştırılarak kırık yerinde aksiyel kompresyon veya uzaklaştırılarak distraksiyon yapılmaktadır. Bu yöntemin diğer üstün yönü, bu cihazla hastanın ekstremitesini erkenden kullanması veya ayağa kalkması kolaylaşmaktadır. Bu yöntemle tedavi ilk yıllarda olan yumuşak doku kaybı bulunan açık kırıkların tedavisinde kullanılırken giderek damar, sinir yaralanması ve yanıklar, psödartroz, kemik defektli infekte kırıklar dahil birçok kırık türünde seçkin tedavi olarak kullanılır duruma gelinmiştir [66] (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Dıştan tespit (Eksternal Fiksatör) [66]

5. ALT EKSTREMİTE DİZİLİMİ VE BİYOMEKANİK FAKTÖRLER

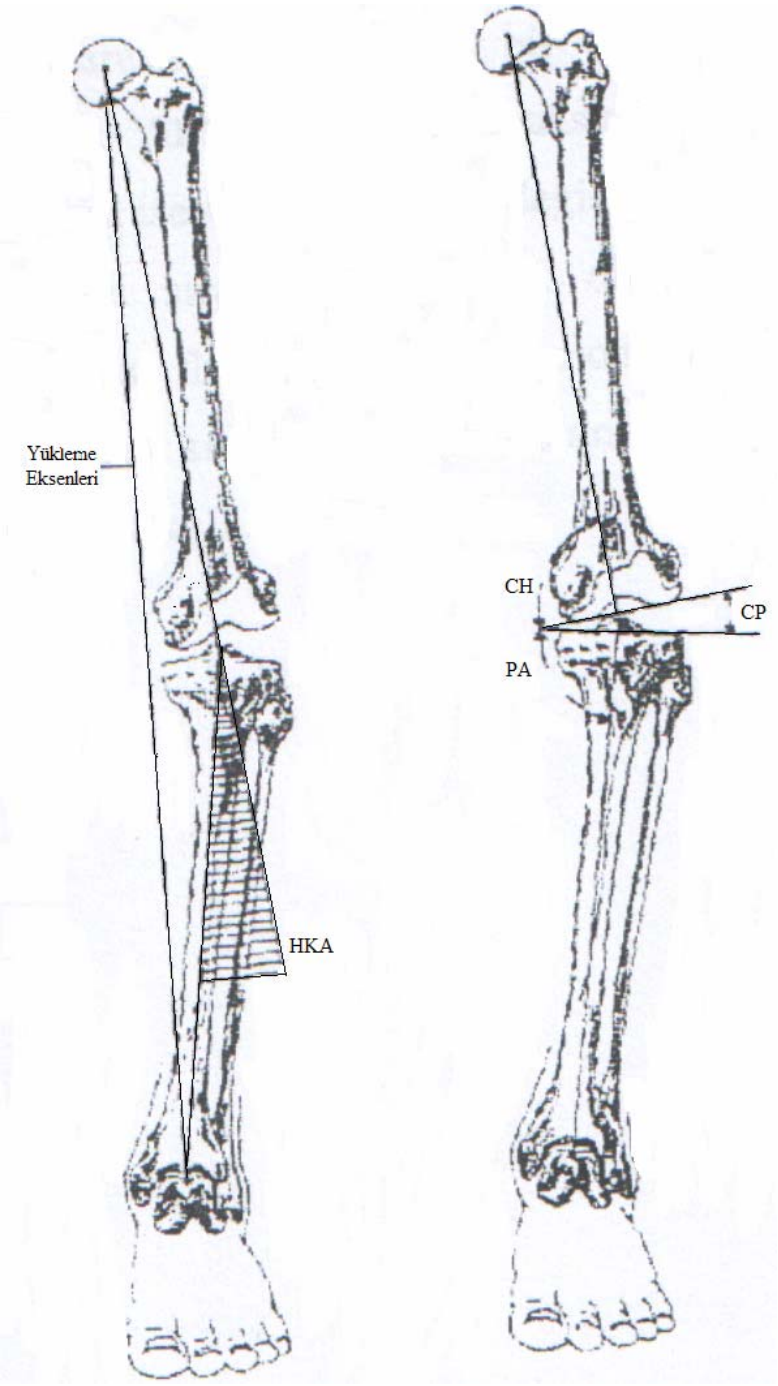
5.1. Normal Aksiyel Dizilim

Dizilim kabaca femur ve tibianın koronal plandaki birbirine göre konumudur. Alt ekstremitenin dizilimi kalça, diz ve ayak bileği eklemlerini içerisine alır. Dizin ayakta basarken dizilimini ölçmek amacıyla standart radyolojik yaklaşım kullanılmalıdır. Hasta pozisyonunun standardizasyonu önemlidir. Dizilimin değerlendirilmesinde radyografiler üzerinde bazı önemli parametrelerin çizilmesi gerekmektedir (Şekil 5.1). Mekanik aks, kalçada femur başı merkezinden, ayak bileği merkezine doğru çizilen çizgi olup ideal durumda dizin merkezinin bu çizgiye yakın olması gerekir. Bundan sapma, kalça-diz merkezi, diz merkezi-ayak bileği çizgileri arasındaki açı olarak tariflenen kalça-diz-ayak bileği açısıdır (KDA açısı). Ortak kabul olarak varus açılanması negatif, valgus açılanması pozitif değerlidir. Diz eklemini oluşturan distal femur ve proksimal tibia eklem yüzlerinin oryantasyonu kalça ve ayak bileği merkezlerine göre yapılır. Kondiler-kalça (KK) ve plato-ayak bileği (PA) açıları negatif değerler için varus, pozitif değerler için valgus olarak isimlendirilmiştir. Diz eklem yüzleri arasındaki açı ise kondiler plato açısı (KP) olarak tanımlanmıştır [65].

Geometrik olarak; KDA=KK+PA+KP'dir. (Şekil 5.1)

Cooke ve ark. 1989 yılında yapmış oldukları bir çalışmada, 79 kişilik sağlıklı genç yetişkini değerlendirerek (41 kadın, 38 erkek) yapılan ölçümde diz merkezinin yük aksına yakın olarak dizilme eğilimi açıkça tespit edilmiştir (KDA= -0.97+2.81). Ortalama kondiler valgus ve plato varus açıları +4 ve -3.5 dereceye yakındır (KK= 4.04±2.12, PA= -3.32±2.31). Sonuçta iki eklem yüzeyi arasındaki açı 2 dereceden küçüktür ve medialde açı yapmaktadır (KP= -1.7±1.32) [63]. 120 kişilik sağlıklı bir populasyonda, 2 farklı yaş (25-40 ve 41-60) ve iki farklı cinsiyet açısından dört gruba ayrılarak yapılan bir başka çalışmada kalça-diz-ayak bileği açısı (KDA açısı) 1.2+2.2 derece varustadır ve yaş veya cinsiyet ayrımı gözlenmemiştir. Diz eklem yüzeyleri arasındaki açı ise erkeklerde 1.0±1.5 derece varus bulunurken kadınlarda anlamlı derecede farklı olarak 0.1±1.7 derece valgus açılanması bulunmuştur. Patello-femoral Q açısı 5.8±6.7 derece bulunmuş ve gruplar arasında farklılık göstermemiştir [65].

Proksimal tibia için transvers aks, eklem yüzünü ikiye bölen, ön kenara paralel devam eden bir çizgi olarak tanımlanır. Tibial platosunun ön-arka aksı, dizin merkezinden transvers aksa doğru uzanan bir çizgidir. Tibia platosunun aksiyel rotasyonu nötral pozisyondaki vücudun ön-arka ekseni ile tibia tüberkülünden diz merkezine çizilen çizgi arasındaki açı olarak ölçülür, normalde 10–15 derece kadardır [65].



Şekil 5.1. Alt ekstremite diziliminin temel parametreleri [65]
(HKA=KDA Açısı, CH= KK Açısı, PA=PA Açısı, CP=KP Açısı)

Patellanın hareket eksenini gösteren tibial tüberkülün pozisyonu, ön-arka eksene bir miktar lateral deviasyondadır. Patello femoral dizilim olarak da tanımlanan Q açısı, anterior superior iliak çıkıntıdan (spine) patella ortasına çekilen çizgi ile tibial tüberkülden patella merkezine çekilen çizginin kesişmesi sonucunda arada kalan açıdır. Q açısının ortalama değeri +11±6 derecedir [65].

Femurun mekanik aksı ile anatomik aksı arasında 6-9 derecelik bir valgus açısı vardır. Mekanik aks genellikle normal bir dizin merkezinden geçer. Genu varum veya genu valgum durumunda mekanik aksta ciddi sapmalar görülür. Femur kondillerinin eklem yüzeyi ile tibianın eklem yüzeyindeki uyumsuzluk nedeni ile, fleksiyon ve ekstansiyon arasında iki tip hareket oluşur. Sagital düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon hareketi gözlenirken, koronal düzelmede ise fleksiyon arasında çok az da olsa internal ve eksternal rotasyon oluşur [65].

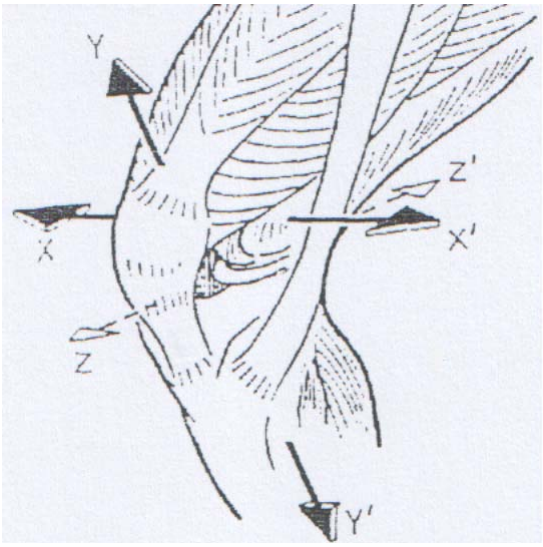
Normal yürüme sırasında dizler hiçbir zaman tam ekstansiyona gelmez. Yaklaşık 5 derece fleksiyondadır. Yürüme sırasında maksimum fleksiyonda yaklaşık 75 derecedir. Transvers plandaki rotasyon ise 4^0-13^0 arasında değişmektedir, ortalama 8.6 derecedir. Temas fazında; diz ekstansiyonu sırasında otomatik olarak tibianın femura göre dış rotasyonu, salınım fazında ise fleksiyon sırasında otomatik olarak iç rotasyonu meydana gelir. Normal yürüme siklusu sırasında frontal planda oluşan maksimum abduksiyon ve adduksiyonun toplam miktarı 11^0 kadardır [65].

5.2. Diz Biyomekaniği

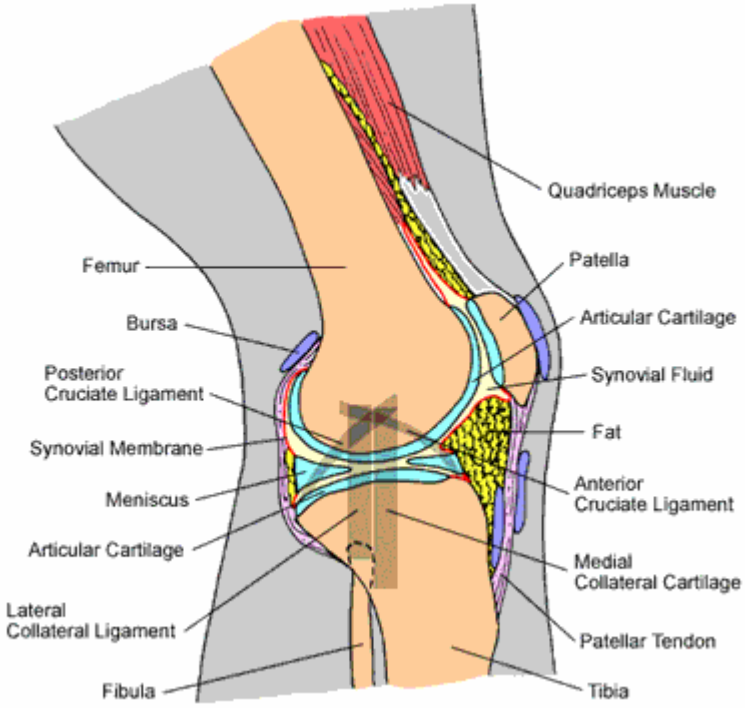
Biyomekanik, kuvvetlerin ve bunların insan vücuduna etkilerinin incelenmesidir. Dizin anatomik yapısı ve oryantasyonu, geometrisini belirtir (Şekil 5.1.). Hareket sınırları ve kinematik ise diz geometrisi tarafından belirlenir [65].

Femur ve tibia dizde sesamoid patella cismi ile dengeli üç kompartımanlı bir eklem oluşturmak üzere bağlanır. Diz sagital planda fleksiyon ve ekstansiyon, frontal planda ve fleksiyondayken abduksiyon ve adduksiyon, transvers planda ve fleksiyonda iken iç ve dış rotasyon hareketi yapabilir. Rotasyonun ve lateral hareketlerin (Abduksiyon ve Adduksiyon) sınırlı olduğu diz ekleminde temel hareket fleksiyon ve ekstansiyon yönündedir [65]. (Şekil 5.2)

Diz sagital planda 0-160 derece veya daha fazla fleksiyon hareketine bir miktar varus-valgus hareketine imkan verir. 5-10 derece hiperekstansiyon mümkündür. Diz tam ekstansiyonda iken, rotasyon mümkün değildir. 0-90 derece arası fleksiyon ile orantılı olarak rotasyon hareketi de artar. Rotasyon hareketi 5-25 derece arasında değişir. Tüm durumlarda internal rotasyon, eksternalden daha fazladır. Dizin tam ekstansiyonda iken rotasyon yapamamasının nedeni, yumuşak dokuların gerginliği ve tibia tüberkülünün femur interkondiler oluğunun içine tam oturmasıdır. Sagital planda diz fleksiyonda iken tibianın anteroposterior planda hareketi 3-5 mm'dir. Diz ekstansiyonda iken varus ve valgus stresi uygulanırsa, kişiden kişiye değişmekle beraber maksimum 6-8 derecelik açılma olabilir. Hiperekstansiyonda lateral hareket mümkün değildir. Frontal plandaki abduksiyon ve adduksiyon harekete diz 30 derece fleksiyonda iken maksimuma ulaşırken, 30 dereceden sonra tekrar azalır [65].



Şekil 5.2. Diz ekleminin hareket eksenleri. Horizontal eksende (XX') fleksiyon ve extansiyon, vertikal eksende (YY') aksiyel rotasyon ve ZZ' ekseninde abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri yapılmaktadır.



Şekil 5.3. Diz Eklemi ve Ligamentleri

Diz eklemini önden koruyan ve kuadrisps kasına kuvvet kolu oluşturan patellanın yanı sıra diz ekleminin stabilitesi, hemen hemen tamamen bağlar, menisküsler, eklem kapsülü ve çevre kaslar tarafından sağlanmaktadır (Şekil 5.3) Bu eklemde hareketin yanı sıra özellikle

yürüyüş esnasında oluşan fonksiyonel yüklerin aksiyel yönde aktarılması söz konusudur. Bu nedenle diz ekleminin biyomekaniği, kalça, ayak bileği ve ayak eklemleri ile bir bütün içerisinde değerlendirilmelidir. Diz biyomekaniğinde yumuşak dokular özellikle de kollateral ligamentler ve çapraz bağların ayrı bir önemi vardır. Normal hareket bu dokuların yeterli gerginliği ile mümkündür. Bu bağlar gevşek olduğu zaman zorlayıcı güçler yan çıkıklara neden olabilir. Duruş esnasında nötral dizilimdeki diz, aksiyel yüke karşı medio-lateral burkulmalara karşı koyar. Bu durumda bizlere stabilitede uyumlu yük taşıyan yüzeylerin geometrisinin önemli bir rol oynadığını gösterir [65].

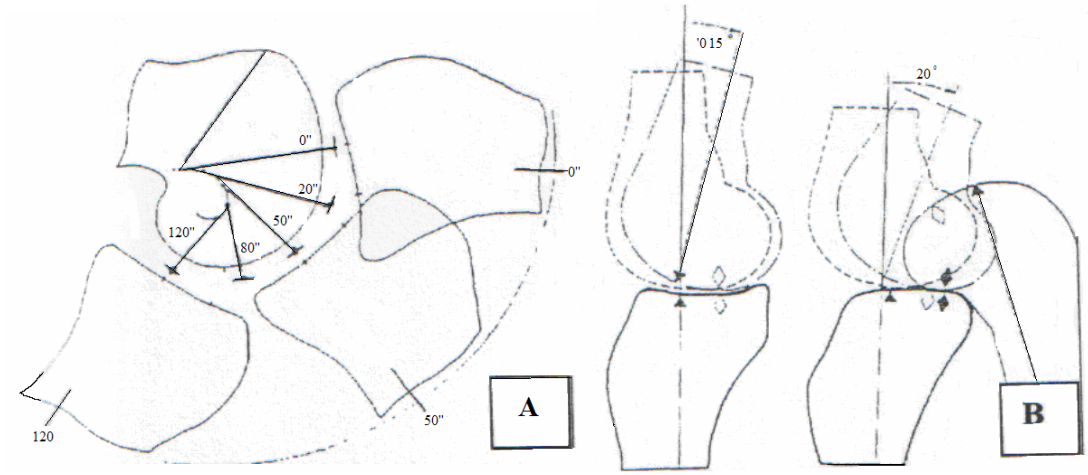
Kantitatif olarak eklem kıkırdağı üzerine binen güçler, vücut ağırlığından değil, eklemi stabilize etmek veya hareket ettirmek için gereken kas kontraksiyonundan doğmaktadır. Normal kişilerin kas kasılmalarındaki ufak bir inkoordinasyon, artmış impulsif güçlerin doğmasına neden olur. İşte bu nöromüsküler kontroldeki mikro inkoordinasyonunun osteoartrit için belirgin bir risk faktörü oluşturduğu öne sürülmüştür [65].

Medial ve lateral femur kondillerinin şekilleri farklıdır. Lateral kondil anteroposterior ve transvers planda daha düzdür. Medial kondil laterale göre hafif öndedir. Lateral femoral kondil eğriliğindeki azalmanın, medial femoral kondilden daha fazla olması ve lateral tibial paltonun medialden daha fazla arkaya eğimli olması nedeni ile dış yan bağ, iç yan bağdan daha gevşek olur. Bu da tibianın, femura göre aktif rotasyonu için önemlidir. Aktif rotasyon femurla tibianın anatomisi ve diz bağlarının gerginliği ile kontrol edilir [65].

Kompleks fleksiyon ve ekstansiyon hareketi; yuvarlanma ve kayma hareketinin bileşimidir. Yuvarlanma hareketi, fleksiyonun ilk 20 derecesinde görülürken, 20 dereceden sonraki hareket kayma ile oluşur. Hareket sırasında femur ve tibia arasındaki temas noktası değişkendir. Bu devamlı değişen rotasyon merkezlerinin planı çıkartıldığında, femur kondillerinde "J" şeklinde bir eğim ortaya çıkar. Buna anlık hareket merkezleri (instant center) denir. Bu nedenle fleksiyonun her derecesinde, yuvarlanma ve kayma hareketi arasındaki oran farklıdır (Şekil 5.4). Bu oran erken fleksiyonda 1/2, fleksiyonun sonunda ise ¼'tür [65].

Doğal olarak tibianın femur üzerinden dışa kayması, femurun lateral kondilinine medial kondilden daha fazla stres getirmektedir. Medial kondil laterale oranla daha çok öne hareket ettiğinden, rotasyonun vertikal aksı medial kondile daha yakındır. Rotasyon hareketi sırasında medial kondil lateralden daha küçük bir daire çizer [65].

Her iki menisküste tam ekstansiyonda hafifçe ileri, fleksiyonda ise geriye doğru hareket ederler. Medial menisküs laterale göre daha hareketlidir. Menisküsler fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sırasında femur kondilleri ile rotasyon hareketi sırasında da tibia ile beraber hareket ederler. Lateralde popliteal kas ve medialde semimembranöz kasları, menisküsleri posteriora çekerek sıkışmalarını önlerler [65].



Şekil 5.4. A. Dizin fleksiyon-ekstansiyon hareketleriyle değişen dönme merkezleri
B. Dizin 20^0'ye kadar yuvarlanma (medialde 15^0, laterlade ise 20^0'ye kadar) sonrasında kaymanında eşlik ettiği fleksiyon hareketi

Medial kondilin eklem yüzeyi de hafifçe ileride durur. Bu nedenle diz tam ekstansiyona gelirken, femur iç rotasyon yapar ve bu rotasyon hareketi medial kondilin eklem yüzeyi tibia ile tam temas edene kadar devam eder. Lateral kondilin posterior parçası ileri ve laterale hareket ederek, dizi tam ekstansiyonda kilitler. Fleksiyon başlarken femurun yaptığı eksternal rotasyon hareketi ile diz açılır. Dizin kilitlenme ve açılmasını sağlayan rotasyon hareketinin ekseninin medial kondile yakın olmasından dolayı bu hareketi en fazla arka çapraz bağ etkiler [65].

Diz eklemi ayak yere temas ettiği veya diğer tüm hareket fazlarında yükü karşılamak zorundadır. Normal yürüme esnasında tibio-femoral ekleme binen yük miktarı, vücut ağırlığının ortalama 3 katı iken, patello-femoral ekleme binen yük miktarı vücut ağırlığının 0.7–2 katı arasında değişmektedir. Diz eklemine binen bu yük miktarı özellikle merdiven inerken, yokuş aşağı yürürken, sandalyeden kalkarken, koşarken, ağırlık kaldırırken vücut ağırlığının 24 katına kadar çıkabilmektedir. Koltuk değnekleri kullanılarak, dize binen yük azaltılabilir. Yer tepki kuvveti ayağın yere temas eden bölgesine göre de yön değiştirebilmektedir. Topuk teması esnasında dizin arka kısmına yönelen yük, yürüyüşün yürüyüşün orta duruş fazında öne doğru yer değiştirir. Fonksiyonel yük tarafından oluşturulan açılsa kuvvetin yönü ve şiddeti dizdeki dönme merkezine göre farklılık gösterir. Yine bu dönme merkezi sayesinde ekleme aktarılan yük hemen hemen diktir [65].

Ön-arka planda, sağlıklı bir kişi göz önüne alındığında dizin en fazla yükü karşıladığı, tek ayağın yerde kaldığı pozisyonlarda bile, yer reaksiyon kuvveti medial kompartıman üzerinde hakim olmasına karşın, kuvvet lateralde, kas gücü ile dengelenir. Gelen yükün her iki platoya aktarılması sağlanır. Patello-femoral ekleme gelen yük ise, kuadriseps kasının yukarı ve

arkaya çekmesi ile patellar tendonun aşağı ve arkaya çekmesi neticesinde olur. En yüksek değere diz fleksiyondayken ulaşır. Fleksiyon esnasında femoral olukta patellanın yüklenmesi üç noktalı bir yük dağılım gösterir. Bu esnada kompresif güçler, femurun distal kondiler yüzlerinden dağılırken, tibia plato yüzleri tarafından da desteklenir. Bu mekanizma femurun distal kemik yapısından kaynaklanır [65].

5.3. Kemiğin Biyomekanik Özellikleri

Kemiğin mekanik özelliklerini anlamak için hiyerarşik yapısal düzenlemenin değişik düzeylerinde kemiği oluşturan elemanların ve yapıları arasındaki ilişkilerin mekanik özelliklerini iyi bilmek gerekmektedir. Bu düzeyler ve yapılar şöyledir: (1) Makroyapı: Kanselöz ve kortikal yapı; (2) Mikroyapı (10~500μm): Haversian sistemleri, osteonlar, tek trabeküler; (3) Alt-mikroyapı (1~10μm): Lamellae; (4) Nanoyapı (Birkaç yüz nanometre~1μm) fibril kollajenler ve mineraller; (5) Altnanoyapı (Birkaç yüz nanometrenin altı): Elemanların moleküler yapısı. Örneğin mineral, kollajen ve kollajen olmayan proteinler. Bu hiyerarşik yapı değişik yapısal düzeylerde kemiğin mekanik özelliklerinin değiştiğini göstermektedir [5].

Fakat araştırmacılar tarafından çoğunlukla, gerek mekanik deneylerde olsun gerekse bilgisayarla yapılan analizlerde olsun, kemik sadece kortikal kısımdan oluşmuş gibi düşünülmüştür. Ayrıca mekanik deneylerde çoğunlukla tüm kemik değil de sadece o kemiğin orta kısmı incelenmiştir [1].

Kemik, ilk olarak, 1970'lerde Katz daha sonra da Rhoue Hoffer'in [61] gözlemlerinden ortaya çıkan şekilde hiyerarşik ve tutarlı bir yapıya sahiptir. Kompozit bir yapıda olduğu için kemiklerin mekanik özellikleri uygulanacak deneye göre değişmektedir. Örneğin 3 mm çaplı silindirik bir tibia parçasının basma deneyinde ölçülen dayanımı 192–213 MPa arasında değişmekte iken çekme deneyinde dayanımı 154–158 MPa olmakta, burulma deneyinde ise 68–71 MPa olarak ölçülmektedir. Aynı şekilde femurun elastisite modülü, 2*2*6 mm^3 lük bir parça için, basma deneyinde 14.7–19.7 GPa, çekme deneyinde 10.9–20.6 GPa ve burulma deneyinde 3.7–4.7 GPa olarak ölçülmektedir. Tüm kemiğin sahip olduğu mukavemet ve elastisite modülünün %60'ı kortikal kemiğinden kaynaklandığından, çoğu deneylerde tüm kemiği incelemek yerine kullanılır. Kortikal kemiğinin elastiklik sabitlerini belirlemek için en çok kullanılan metot çekme deneyi olmasına rağmen burulma deneyi de doğru sonuçlar vermekte ve sık sık kullanılmaktadır [61].

Literatürde araştırmacılar kortikal kemiğin elastisite modülünü 17.000 MPa, kansellöz kemiğin elastisite modülünü ise 300 ila 1500 MPa değerleri arasında almışlardır. Poisson oranını ise her iki kemik içinde ortalama 0.3 almışlardır (Tablo 5.1). Bazı araştırmacılar ise

ampirik formüller ile bu değerleri bulmuşlardır. Çalışmamızda kortikal kemiğin elastisite modülünü 17.000 MPa, kanselöz kemiğin elastisite modülünü 700 MPa ve poisson oranları 0.3 olarak alınmıştır.

Tablo 5.1. Bazı araştırmacılara göre kemiğin mekanik özellikleri

	KANSELÖZ KEMİK	**KORTİKAL KEMİK**	**ARAŞTIRMACILAR**
POISSON ORANI	0.2	0.3	Iesaka vd. 2002
	0.3	0.3	Kotha vd. 2004
	0.33	0.33	Taylor vd. 1995
	0.3	0.3	Colombi vd. 2002
	---	0.2	Zhang vd. 2004
	0.3	0.3	Au vd. 2004
	0.2	0.3	Miyoshi vd. 2002
	0.2	0.3	Duda vd. 2001
	0.33	0.33	Duda vd. 1998
	0.3	0.3	Wang vd. 2000
ELASTİSİTE MODÜLÜ (MPa)	400	17000	Iesaka vd. 2002
	300	15000	Kotha vd. 2004
	400	17000	Taylor vd. 1995
	420	18600	Colombi vd. 2002
	---	100	Zhang vd. 2004
	837	19900	Au vd. 2004
	1500	8000	Miyoshi vd. 2002
	700	17000	Duda vd. 2001
	1500	17000	Duda vd. 1998
	1300	17000	Wang vd. 2000

6. PLASTİSİTE VE KIRILMA HİPOTEZLERİ

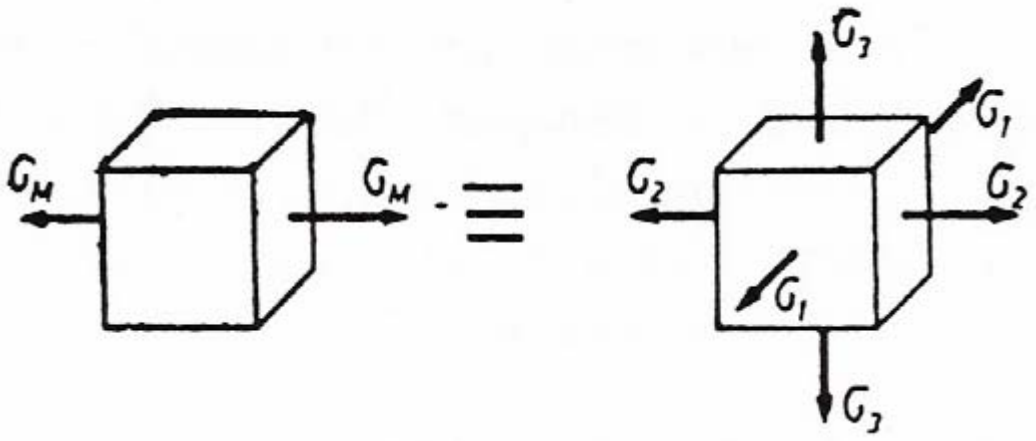
6.1 Genel Düşünceler

"Cisimlerin Mukavemeti" yönünden, bir malzemenin hangi yük sınırında plastik hale geçeceği veya hangi gerilme değeri için kırılacağını bilmek ön planda gelen bir sorudur. Yapı ve herhangi bir yerde çalışan bir makine elemanı için tehlikeli sayılacak bu sınırları bulmak için malzemeyi denemek gerekecektir. Fakat malzeme denemeleri çok defa basit çekme ve basma gibi bir eksenli gerilme altında yapılır ve tehlikeli sınırlar ancak böyle haller için doğrudan doğruya deneyle tespit edilebilir. Hâlbuki uygulamada cisimler daha çok iki ya da üç eksenli gerilme halinin etkisi altındadır. Böyle bileşik bir zorlamanın, gereci plastik duruma veya kırılma durumuna hangi şartlarda getireceğini bilmek isteriz; diğer bir deyişle, bir eksenli sınır durumundan üç eksenli sınır durumuna nasıl geçilebilir? Bu soruya deney yoluyla hemen cevap vermek mümkün değildir. Çünkü üç eksenli gerilme halinin çeşidi sonsuz olup, bütün haller için deneme yapmak imkânsızdır ki ayrıca üç eksenli deneme tekniği bir eksenliye göre hayli güçtür. İşte bu şekilde üç eksenli gerilme durumunu deneme yerine, bir eksenli gerilme haliyle üç eksenli gerilme halini, tehlike sınırı yönünden mukayese eden kriterler gözden geçirilebilir. Tehlikeli durum sözünden, gevrek olan cisimlerde kırılma, kopma ve ezilme gibi parçalanma halini, plastik özelliğe sahip olan ve çok uzayan cisimlerde ise, akma hali anlaşılmalıdır [67].

Bir eksenli gerilmeye maruz bırakılmış bir cismi sınır duruma ulaşmış varsayalım. Aynı şekilde üç eksenli gerilmeye maruz bırakılmış bir cisim de sınır gerilmeye ulaşmış olsun. İki cisimde gerilme bakımından sınırdadır. Kısacası her iki cisimdeki zorlama tehlike yönünden özdeştir. Mukavemet veya mukayese kriterlerinden maksat, fizik yönünden eşit durumda olan iki halin gerilmeleri arasındaki bağıntıyı bulmaktır. Yani bir eksenli gerilme durumundaki değer, üç eksenli gerilme durumundaki üç gerilme değerinin bir fonksiyonu olarak bir karşılaştırma ifadesi kurabilmektir [67].

Şekil 6.1'de aynı bir cismin iki tip zorlanması gösterilmiştir. Bunlardan biri bir eksenlidir ve σ_M ile gösterilen gerilme altında cisim sınır durumuna ulaşmıştır. İkinci gerilme hali üç eksenli olup orada da durum, tıpkı birincideki gibi sınırdadır. Kısaca her iki zorlama tehlike yönünden özdeştir.

Cisim homojen ve izotrop olursa üç eksenli gerilme halindeki gerilmeler bu bağıntının simetrik bir fonksiyonu olup yalnız onların şiddetlerine bağlıdır. Asal gerilmelerin şiddetleri burada rol oynamamaktadır [67].



Şekil 6.1 Aynı tip bir cismin iki tip zorlanması [67]

Uygulama için önemi büyük olan böyle kriterleri teorik yönden, günümüz için elde etmek mümkün değildir. İç bünyede geçen karışık olayların kesin fizik kanunları yerine, mühendisler şimdilik kırılma ve plastik hale geçme olayının dış ve ortalama faktörlerini bulmakla yetinmek zorundadırlar [67].

Ayrıca belirtilmesi önem arz eden bir başka nokta da şudur ki, iç bünye bakımından birbirinden çok farklı olan bütün konstrüksiyon malzemeleri için uygulanabilecek tek bir kriter de bulunamaz. Bütün bu düşüncelerden sonra tek çare, tecrübe ve iç seziye dayanarak, mukayese için birtakım hipotezler (varsayımlar) ileriye sürmek, sonra bu hipotezlerin gerçeğe uygunluk derecesini çeşitli deneylerle kontrol etmek, sonucun iyi olması halinde, hipotezi bahis konusu edilen malzeme için kullanmaktır [67].

Tarih boyunca birçok araştırmacı tarafından çeşitli mukavemet hipotezleri ileri sürülmüştür. Bunların bazıları, deneyle sağlanmadığı için günümüzde terkedilmiş durumdadır [67].

6.2 Elasto-Plastik Gerilme Analizi

Malzemelerin elasto - plastik durumu, elastik bölge aşılarak belirli bir gerilme değerine ulaştıktan sonra malzemenin gösterdiği davranışlar olarak incelenebilir. Plastik deformasyonlar yük kalktıktan sonra geri dönmez [68].

Plastik deformasyonun başlangıcı bir akma kriteri yardımı ile belirlenmekte olup, akma sonrası deformasyon malzeme direncinin büyük ölçüde düşüşü sonucu ortaya çıkmaktadır. [68]

Malzemenin elasto-plastik davranışını hesaplamak için çeşitli metotlar vardır. Genelde aşağıdaki üç temel prensibe dayanır:

a) Direngenlik matrisi değişimi metodu,

b) Başlangıç şekil değişimi metodu,

c) Başlangıç Gerilme Metodu

Direngenlik matrisi değişimi metodu, plastik deformasyon bölgesinde her iterasyon sonunda direngenlik matrisinin yeniden hesaplanmasını gerektirir. Bu da problem çözme süresini uzattığı için pek tercih edilmez [68].

Başlangıç şekil değişimi metodunda elastik olarak hesaplanmış gerilme için malzemenin gerçek davranışına uygun bir elasto-plastik başlangıç şekil değiştirmesi aranır. Metot, akma başladıktan sonra da mukavemet artışı devam eden malzemeler için geliştirildiğinden, ideal elasto-plastik malzeme gibi ε_0'ın tanımlanamadığı durumlarda bu metot kullanılamaz [68].

Başlangıç gerilmesi metodu Zienkiewiez' in çalışmalarına dayanır ve elasto-plastik problemlerin çözümü için en çok kullanılan metottur. Teori, tek boyutlu bir problemin zorlanmasına dayanılarak anlatılmış, çok eksenli gerilme durumu için genelleştirilmiştir [68].

6.2.1. Plastisite Teorisi

Plastisite teorisi elasto-plastik özellik gösteren malzemelerin gerilme şekil değiştirme ilişkilerini izah etmekten ibarettir. Plastik davranışlar zamana bağlı olmayan kalıcı şekil değiştirmelerle karakterize edilir. Bu şekil değiştirmeler malzemenin özelliğine göre belli bir gerilme değerine ulaşıldıktan sonra meydana gelir. Elasto-plastik incelemenin yapılabilmesi için şu üç şartın gerçekleşmesi gerekir;

- Elastik şartlarda malzeme davranışını tanımlamak için gerilme ve şekil değiştirmeler arasında lineer bir ilişki olmalıdır.
- Akmanın meydana geldiği noktada bir akma kriterinin dikkate alınmasını gerekir.
- Akma başladıktan sonra gerilme ve şekil değiştirmeler arasında bir formülasyona ihtiyaç vardır [68].

6.3. Çeşitli Hipotezler

Kırılma veya plastik hale geçişte, başka faktörleri sorumlu tutan çeşitli hipotezleri üç büyük grupta toplamak mümkündür:

a) Gerilme Hipotezleri

b) Şekil Değiştirme Hipotezleri

c) Enerji Hipotezleri

Adlarından da kolayca anlaşılacağı üzere bu hipotezlerden birinci grup, tehlikeli duruma geçişte, gerilmenin başrolü oynadığını; ikinci gruptaki hipotezler, olayda şekil değiştirmenin esas faktör olduğunu, üçüncü grup ise, şekil değiştirme enerjisinin önemini esas kabul etmiştir. Bununla beraber, gerilme-şekil değiştirme bağıntılarını dikkate almak şartıyla, çeşitli açılardan ileri sürülen bütün hipotezleri gerilme diline çevirmek de mümkündür [67].

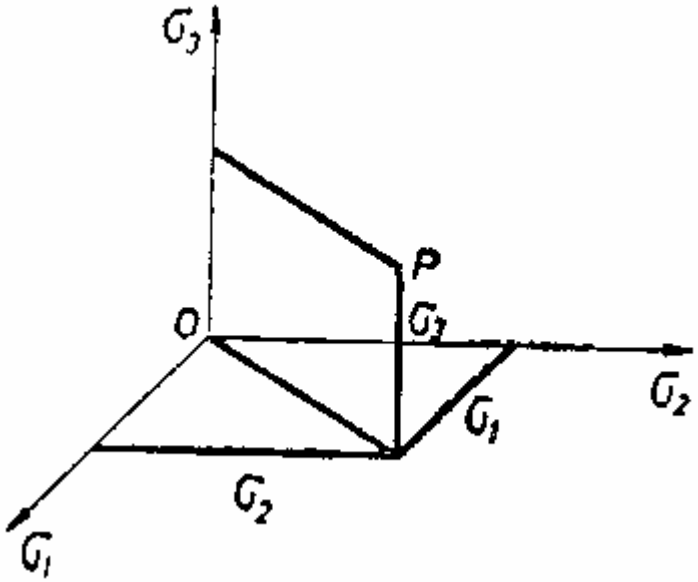
6.3.1. Gerilme Hipotezleri

Bu sınıf hipotezlerde, kırılma veya plastik hale geçmede başrolün gerilmede olduğu kabul edilmektedir. Bu arada şunları saymak da mümkündür;

H_1) En Büyük Normal Gerilme Hipotezi: Bu hipoteze göre tehlikeli duruma geçmede esas rol, en büyük normal gerilmeye verilmektedir. Diğer bir deyişle;

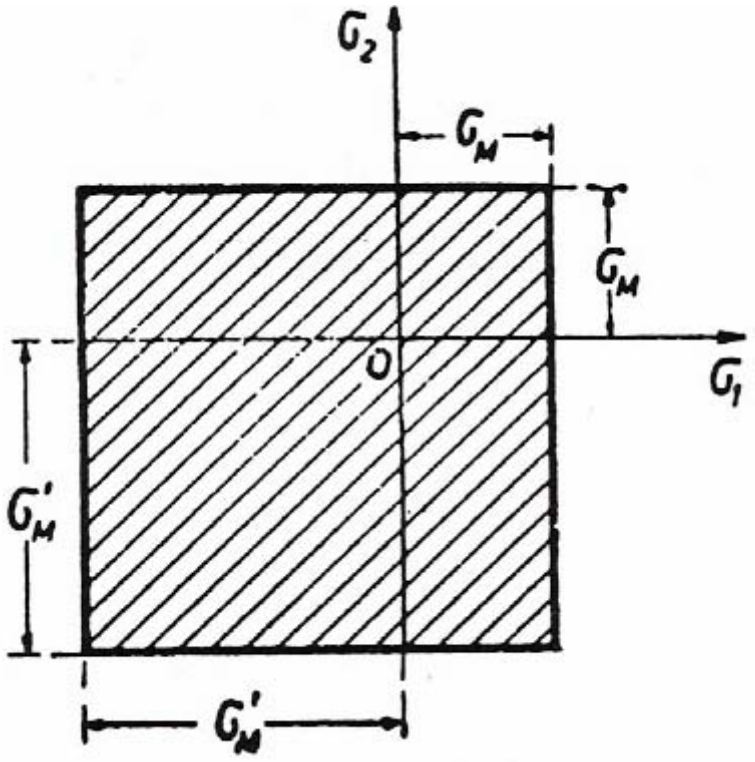
$$\sigma_1 = \sigma_M \tag{6.1}$$

şeklinde olacaktır. Burada σ_M ile malzemenin tek eksenli haldeki sınır gerilmesi görülmektedir. Diğer gerilmeleri dikkate almayan bu hipotez tarih bakımından oldukça eskidir; Galilei, Leibniz, Navier, Lamé tarafından ileriye sürülmüştür. Şekil 6.2'de anlatılan tarzda, bu hipotezin gösterdiği sınır yüzey, koordinat düzlemlerine paralel olan dikdörtgenler prizmasıdır. Yani kapalı bir yüzeydir [67].



Şekil 6.2 Asal gerilmeler ($\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$) [67]

Şekil 6.3'de iki eksenli gerilme hali için bu yüzeyin mesela σ_1, σ_2 düzlemiyle olan arakesiti gösterilmiştir. Cismin çekme mukavemeti σ_M ve basınç mukavemeti de σ'_M'dır. En büyük normal gerilme hipotezi, gevrek malzeme için birçokları tarafından hala uygulansa bile, hidrostatik basınç deneyini sağlamadığı için doğru bir hipotez olamaz. Cisim ister gevrek, isterse çok uzayan tipten olsun, onu hidrostatik basınç tipinden bir zorlama ile tehlikeli duruma sokmak mümkün değildir. Buna göre bütün cisimlerin sınır yüzeyleri basınç tarafından açık olmalıdır. Ayrıca söz konusu olan hipoteze göre kopma kesitinin, en büyük gerilmeye dik bir ayrılma düzlemi olması gerekir ki deneyler bunu daima gerçeklemez [67].



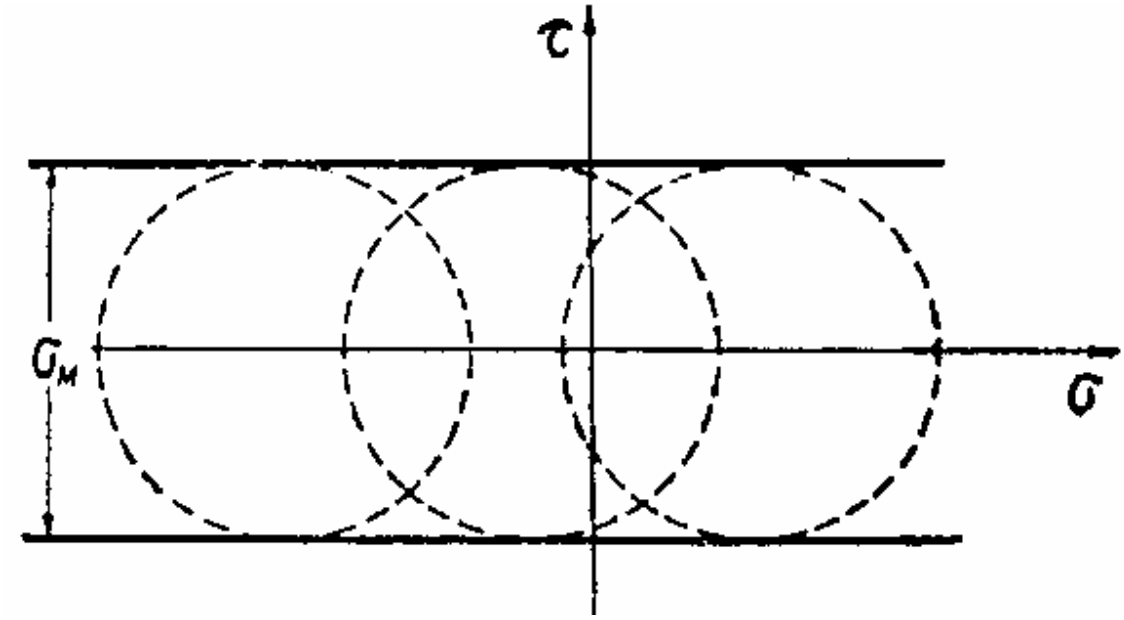
Şekil 6.3. İki eksenli gerilme için yüzeyin arakesiti [67]

H_2) En Büyük Kayma Gerilmesi Hipotezi: Tatbikat alanı için önemli olduğu kadar basit olan bu hipotez, plastik hale geçmede veya kırılmada esas rolü en büyük kayma gerilmesine vermektedir; diğer bir deyimle mukayesede:

$$\sigma_1 - \sigma_3 = \sigma_M \qquad (6.2)$$

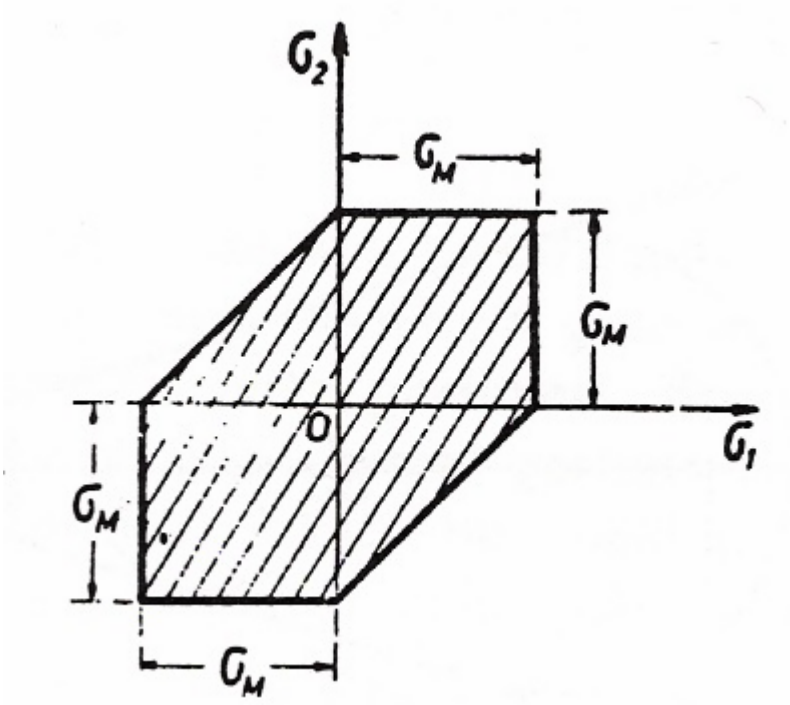
denklemiyle yapılacaktır. Burada $\sigma_1 - \sigma_3$ farkı üç eksenlide en büyük kayma gerilmesinin iki katını, sağ taraf ise ($\sigma_M - 0$) ile bir eksenli haldeki kayma gerilmesinin iki katını göstermektedir. Hipotez en büyük gerilme olan σ_1 ile en küçük gerilme olan σ_3 gerilmesine önem vermekte, σ_2 ortanca gerilmesinin rolünü ihmal etmektedir. Mohr tasvir sistemi hatırlanırsa, (6.2) eşitliğinin

grafik anlamı sınır durumlarda en büyük Mohr dairesi çapının sabit olacağı ve bunun da σ_M değerine eşit edeceğidir. Şekil 6.4'de birkaç sınır Mohr dairesi çizilmiş ve bunların zarfları gösterilmiştir. Bu hipoteze göre sınır Mohr dairelerinin merkezi nerede olursa olsun, çapı sabit olacağından zarflar, σ eksenine paralel iki doğrudan ibaret olur [67].



Şekil 6.4. Mohr daireleri ve zarfları [67]

Esasları çok basit olan bu hipotez bugün plastisite teorisinde önemli rol oynar ve Tresca hipotezi adıyla anılır. Şekil 6.2. de verilen biçimde hipotezi tasvir edecek olursak, sınır yüzeyi altı köşeli iki tarafında da açık bir prizmanın yüzeyi olur. Prizmanın ekseni üç koordinat ekseniyle eşit açı yapar. Şekil 6.5'de düzlem gerilme halinde, sınır yüzeyin σ_1, σ_2 düzlemiyle olan ara kesitini göstermektedir. Buna çoğu kez Tresca altıgeni denir [67].



Şekil 6.5. Tresca Altıgeni [67]

En büyük kayma gerilmesi hipotezi, çekme ve basınçta eşit davranış gösteren malzeme için, deneylere uygun sonuçlar vermektedir. Hidrostatik basınç denemesi yönünden de bu hipotezde herhangi bir aksaklık yoktur [67].

Yalnız çekme ve basınçta farklı mukavemet gösteren gevrek malzemede sınır Mohr dairelerinin çapları sabit olmadığından, bu hipotezi onlara doğrudan doğruya uygulamak mümkün değildir [67].

H_3) Coulomb Kayma Gerilmesi Hipotezi: Bu hipotez yukarıda anlatılan hipotezin eksik taraflarını tamamlayan onun biraz daha genelleştirilmiş şeklinden ibarettir. Burada cismin mukavemetinin sona ermesinde yine esas olarak kayma gerilmesi alınmakla birlikte, kayma gerilmesinin etkidiği yüzeydeki normal gerilmenin de, iç sürtünme sebebiyle, bir rolü olacağı düşünülmektedir. Bu hipotez en büyük kayma gerilmesinin iki katı olan $\sigma_1 - \sigma_3$ farkının sabit olmayıp, bunu $\sigma_1 + \sigma_3$ toplamının lineer bir fonksiyonu saymakta, daha doğrusu klasik mekanikteki sürtünme kanunundan faydalanıp bir genelleştirme yapmaktadır. Kısaca

$$\sigma_1 - \sigma_3 = a - b(\sigma_1 + \sigma_3) \qquad (6.3)$$

bağıntısı sınır durumları ifade eder. Burada a, cismin kohezyonu ile ilgili sabit, b' de iç sürtünmeyi karakterize eden boyutsuz bir çarpandır. b=0 hali bizi bir önceki hipoteze götürür. a,

b sabitlerini malzemenin birbirinden farklı olarak kabul ettiğimiz σ_M çekme mukavemeti ve σ'_M basınç mukavemeti cinsinden hesaplamak mümkündür. Yukarıdaki eşitlikten çekme mukavemeti için,

$$\sigma_M - 0 = a - b(\sigma_M + 0)$$

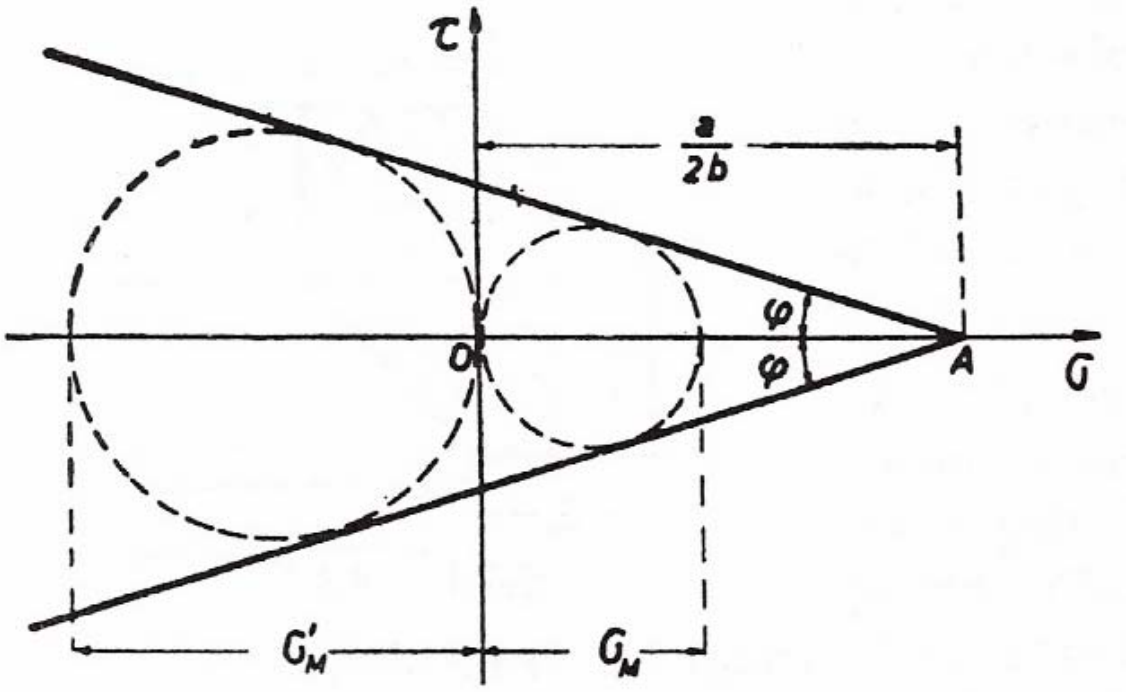
ve basınç mukavemeti için,

$$0 - (-\sigma'_M) = a - b[0+(-\sigma'_M)]$$

şartlarından,

$$a = \frac{2\sigma_M \sigma'_M}{\sigma_M + \sigma'_M} \qquad \text{ve} \qquad b = \frac{\sigma'_M - \sigma_M}{\sigma_M + \sigma'_M} \tag{6.4}$$

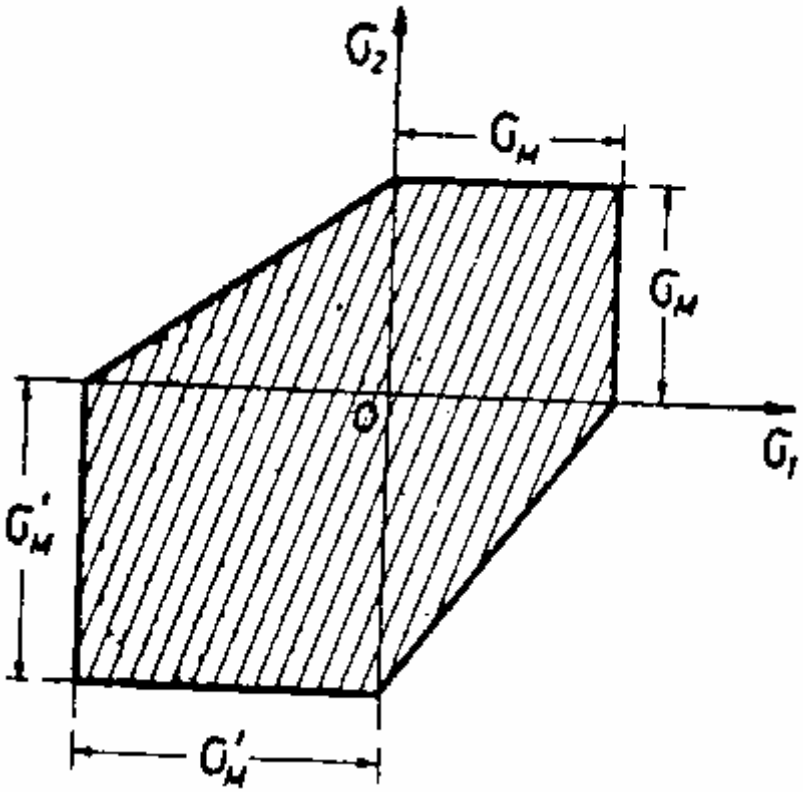
olarak bulunur. (6.3) ifadesinin, Mohr grafik sistemindeki anlamı, sınır dairelerinin zarfının birbirini kesen iki doğru olması gereğidir. Şekil 6.6'da bu durum gösterilmiştir [67].



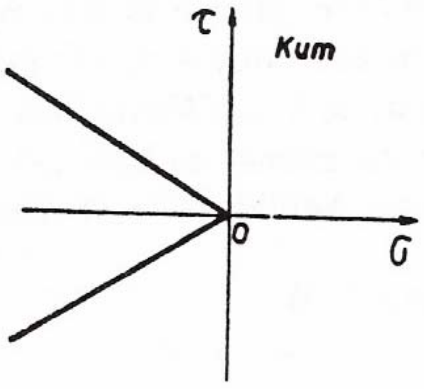
Şekil 6.6. Mohr grafik sisteminde, sınır dairelerinin zarfının birbirini kesen iki doğru [67]

Zarf doğruları σ ekseni ile φ açısı yapar ve b= sinφ bağıntısını göstermek mümkündür. Ayrıca zarf doğrularının kesiştikleri A noktasının absisi |OA|, malzemenin hidrostatik çekme halindeki mukavemetini gösterir. Sonlu olması gerekli bu değer için, en büyük kayma gerilmesi hipotezi sonsuz değer verir ki bu da gerçeğe uymaz [67].

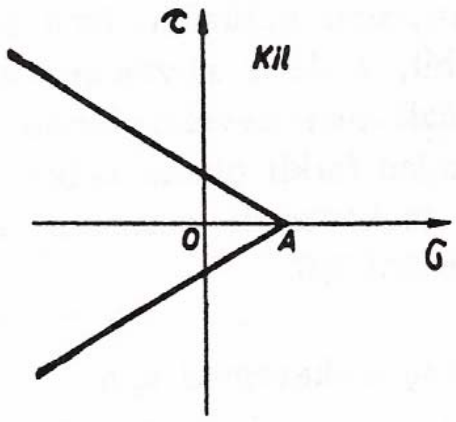
Bu hipotez eğer şekil 6.2'deki sistemle belirtilecek olursa, σ_1, σ_2 düzleminde yine bir altıgen verir; bu çevre Şekil 6.7'de, $\sigma'_M > \sigma_M$ hali için gösterilmiştir.



Şekil 6.7. $\sigma'_M > \sigma_M$ hali [67]



Şekil 6.8. Kum Zarf Doğrusu



Şekil 6.9. Kohezyonlu Kil Zarf Doğrusu

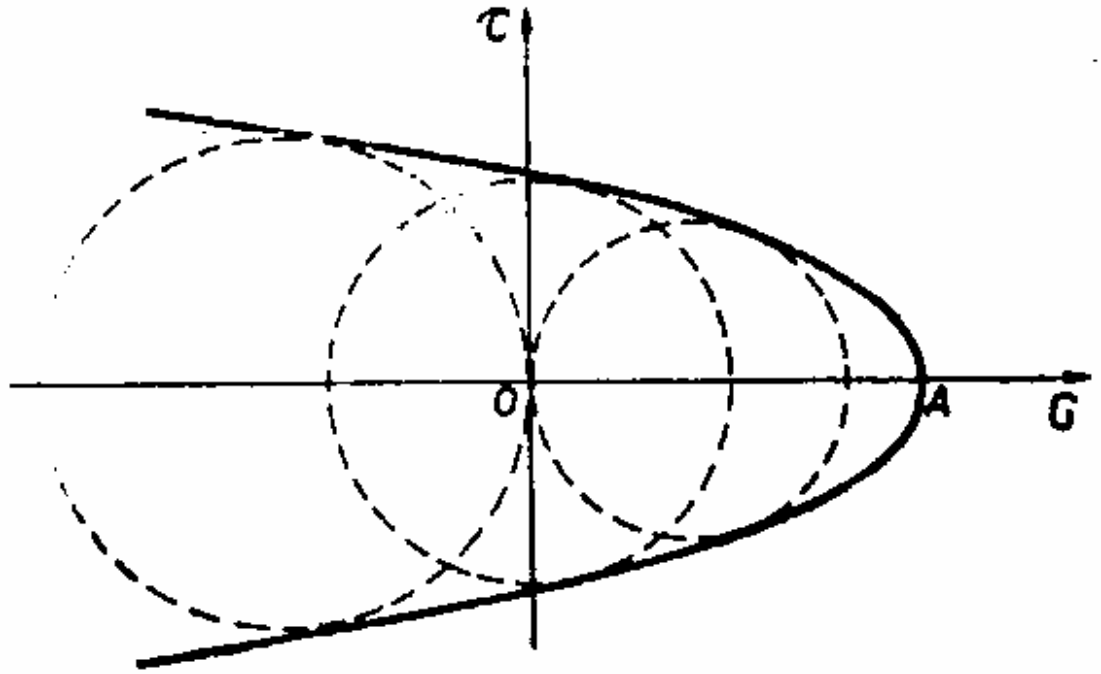
Kum, kil gibi taneli cisimlere ait bir kitlenin sınır denge konumlarını Coulomb hipotezi ile açıklamak mümkündür. Şekil 6.8 kum ve şekil 6.9 kohezyonlu kil zarf doğrularını göstermektedir [67].

H_4) Mohr Genel Kayma Gerilmesi Hipotezi: En büyük kayma gerilmesi hipotezinin yukarıda anlatılan şekilde genişletilmesi gevrek cisim için uygun olmamaktadır. Çünkü deneyler

göstermiştir ki, sınır Mohr dairelerinin zarfı daima iki doğru değildir. Bu sebeple bütün halleri kapsayan bir genişletmeye ihtiyaç vardır; o da Mohr tarafından yapılmıştır. Mohr' a göre en büyük kayma gerilmesi, üzerine etkiyen normal gerilmeye bağlıdır. Fakat bu bağlılık lineer değildir. Daha çok,

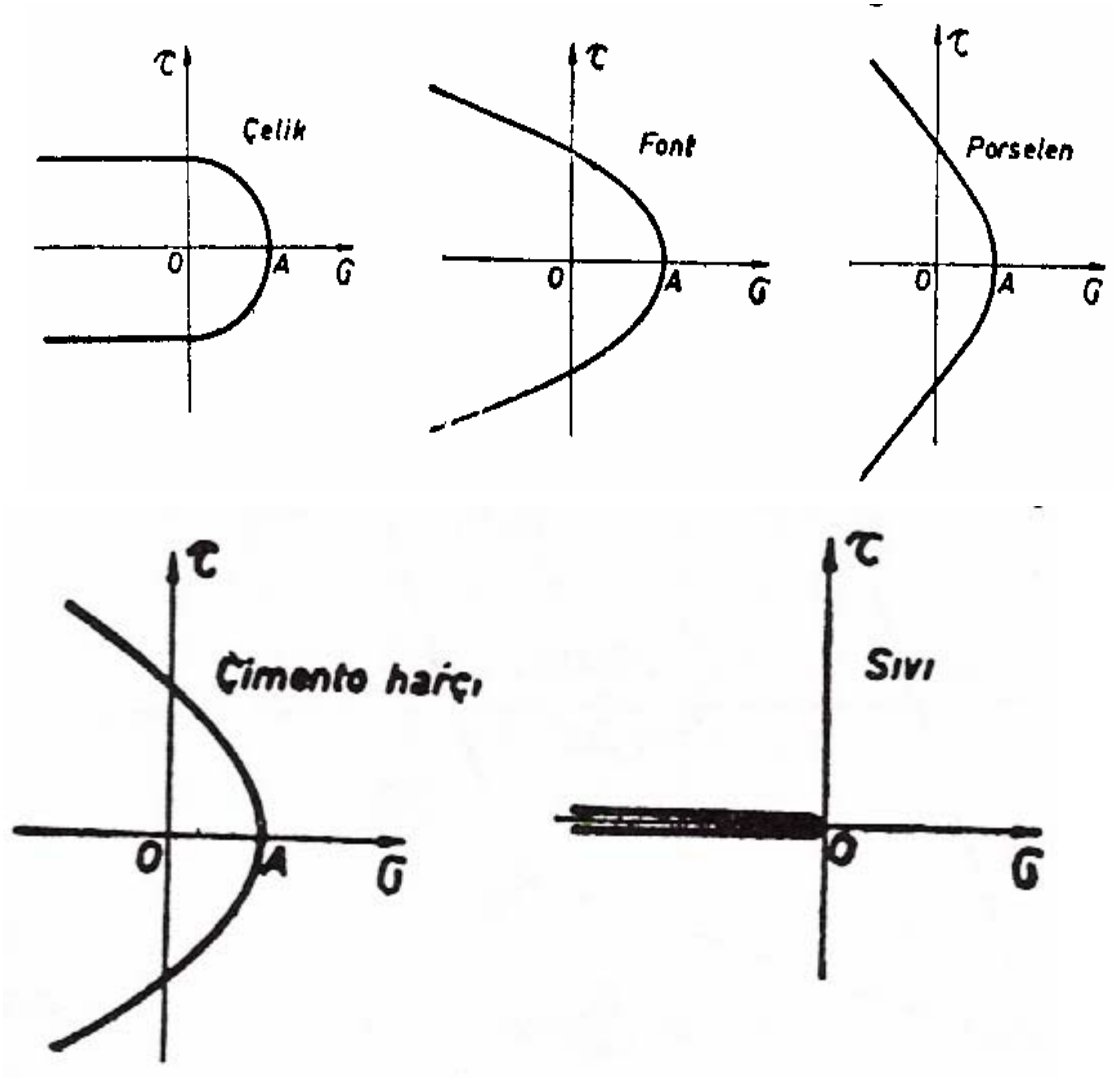
$$\sigma_1 - \sigma_3 = F(\sigma_1 + \sigma_3) \qquad (6.5)$$

gibi genel bir durum mevcuttur. Burada F fonksiyonu her malzeme için yapılan deneylerden belirlenecektir. Örneğin Şekil 6.10. da bir gerecin sınır Mohr dairelerinin doğru olmayan zarfı gösterilmektedir. Bu zarf eğrisi her malzeme için karakteristik bir şekle sahiptir. Ayrı ayrı deneylerle bulunmalıdır [67].



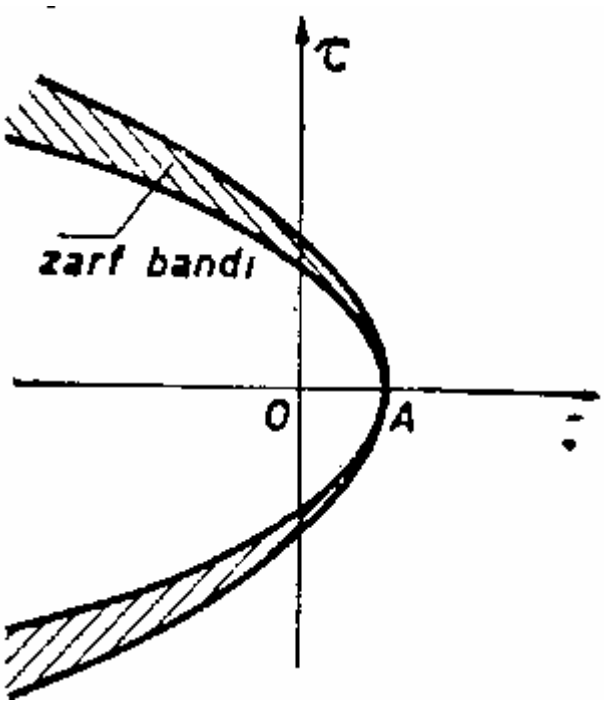
Şekil 6.10. Doğrusal Olmayan Zarf [67]

Bir cisim için zarf belli olursa, zorlama haline tekabül eden en büyük Mohr dairesi $\sigma - \tau$ düzleminde yerine oturtulur. Bu daire zarfı kesmedikçe, zorlamanın sınırdan uzak olduğuna hükmedilir. Şekil- 6.11'de birkaç cisim için karakteristik zarf eğrileri şematik olarak verilmiştir. Önemli nokta karakteristik eğrilerin basınç taraflarının açık olmasıdır; çünkü gereçler sınırsız hidrostatik basıncı tehlikesizce taşıyabilirler. Hepsinin çekme tarafları ise kapalıdır; zira sonlu kohezyonları dolayısıyla hidrostatik çekmenin de belirli bir değeri aşmaması gereklidir [67].



Şekil 6.11. Karekteristik zarf eğrileri [67]

Dengede bulunan sıvılardaki iç gerilme hali, yalnız hidrostatik basınç olduğundan bunlara ait karakteristik eğrileri de apsis ekseninin negatif kısmı ile üst üste düşer; Şekil 6.11. Mohr'un genel kayma gerilmesi hipotezine yapılacak tek fakat en önemli itiraz, ortanca gerilme olan σ_2 nin hiç dikkate alınmamış olmasıdır. Deneyler göstermiştir ki ortanca gerilmenin değerine göre zarf eğrisi de değişmektedir. Tek bir zarf yerine bunları içine alan bir zarf bandından bahsetmek daha doğru olur; Şekil 6.12'de ortanca gerilmenin değerine göre zarf eğrilerinin içinde bulunduğu bant şematik olarak gösterilmiştir [67].



Şekil 6.12. Ortanca gerilmenin değerine göre zarf eğrilerinin içinde bulunduğu bant **[67]**

6.3.2. Şekil Değiştirme Hipotezleri

Bu gruptaki hipotezler, cisimde akma veya kırılma halinin doğrulanmasında şekil değiştirmenin mesela uzunluk değişiminin rolünü esas alırlar; başlıcaları şunlardır;

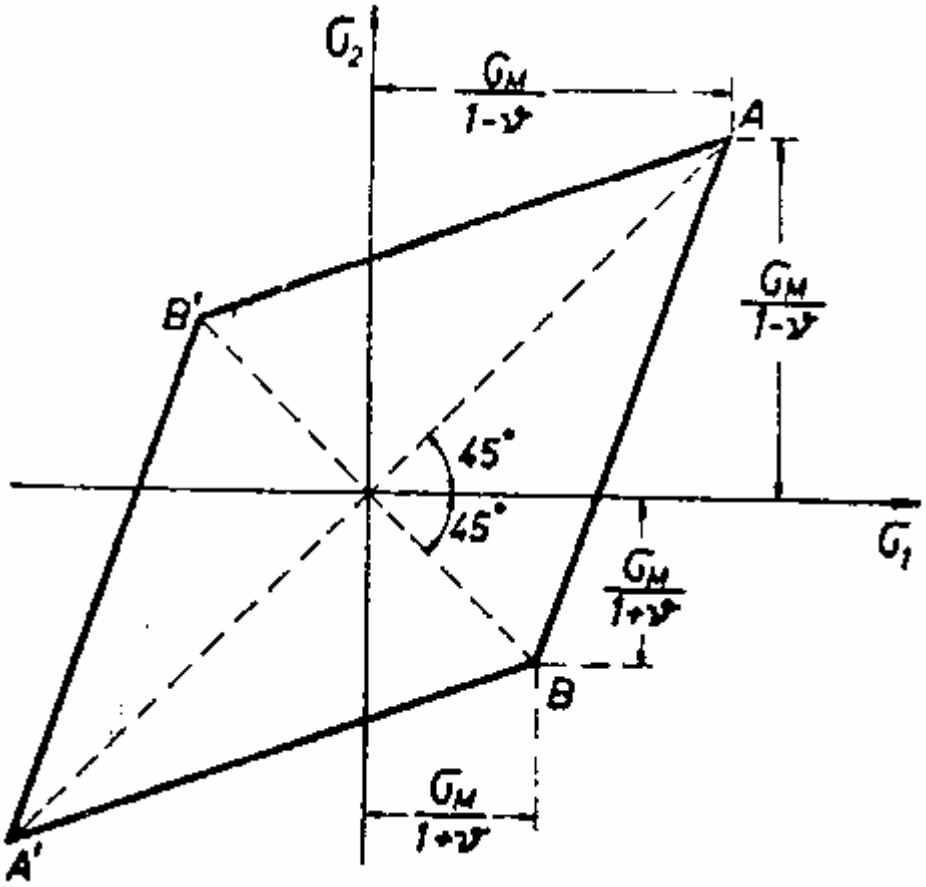
H_5) En Büyük Uzama Veya Kısalma Hipotezi: Bugün için ancak tarihi önemi olan bu hipotez, Mariotte, St. Venant ve Poncelet tarafından ileri sürülmüştür. Üç eksenli zorlamada tehlikeli halin, en büyük uzama veya kısalmanın bir eksenlideki değerlere eşit olduğu zaman doğacağı düşünülür. Kabul edelim ki mutlak değer itibariyle en büyük asal boy değişimi bir uzama olsun, o halde bu hipoteze ait mukayese

$$\frac{1}{E}\left[\sigma_1 - \left(\sigma_2 + \sigma_3\right)\right] = \frac{\sigma_M}{E} \qquad \text{veya} \qquad \sigma_1 - \upsilon\left(\sigma_2 + \sigma_3\right) = \sigma_M \tag{6.6}$$

denklemi ile yapılacaktır. Mutlak değer itibariyle en büyük boy değişimi bir kısalma ise, (6.6) denklemi yerine;

$$\sigma_3 - \upsilon\left(\sigma_1 + \sigma_2\right) = -\sigma'_M \tag{6.7}$$

bağıntısı geçer; burada σ'_M cismin basınç mukavemetini gösterir. Şekil 6.13 bu hipoteze göre düzlem gerilme haline ait sınırları göstermektedir. Şekil çizilirken $\sigma_M=\sigma'_M$ olarak kabul edilmiştir. Sınır, AA' ve BB' köşegenlerine göre simetriktir; yani eşkenar dörtgendir [67].



Şekil 6.13. Düzlem gerilme haline ait sınırlar [67]

Bu hipotez hidrostatik basınç deneyini sağlamadığı gibi, iki eksenli çekme halinde de, malzemenin tek eksenliden daha büyük bir mukavemet göstereceği gibi gerçeğe uymayan bir sonuç verir. Bugün için bu hipotezin pratik bir değeri yoktur [67].

H_6)Genel Şekil Değiştirme Hipotezi: Burada ε_{max} ve ε_{min} yerine üç asal uzama oranının bir çeşit bileşkesi olan ve aşağıdaki formülle hesaplanan ε_d değeri esas alınır:

$$\varepsilon_d = \sqrt{\varepsilon_1^{\,2} + \varepsilon_2^{\,2} + \varepsilon_3^{\,2}} \qquad (6.8)$$

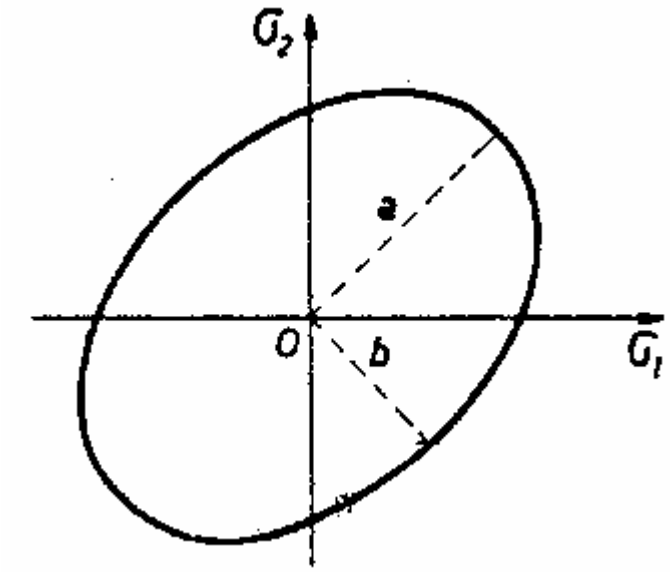
Eğer bu değer tek eksenlideki karşıtına eşit olursa, iki hali birbiriyle mukayese etmek mümkündür. Hipotezin asal gerilmelerle ifade edilen şekli,

$$\sigma_1^{\,2} + \sigma_2^{\,2} + \sigma_3^{\,2} - \frac{2\upsilon(2-\upsilon)}{1+2\upsilon^2}\left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3\right) = \sigma_M^{\,2} \tag{6.9}$$

denklemidir. σ_3=0 hali için,

$$\sigma_1^{\,2} + \sigma_2^{\,2} - \frac{2\upsilon(2-\upsilon)}{1+2\upsilon^2}\sigma_1\sigma_2 = \sigma_M^{\,2} \tag{6.10}$$

dir. Buna ait sınır eğrisi olan elips Şekil 6.14 de şematik olarak çizilmiştir.



Şekil 6.14. σ_3=0 hali için sınır eğrisi [67]

Elipsin yarıçapları (6.10) denkleminden,

$$a = \sqrt{\frac{1+2\upsilon^2}{1+3\upsilon^2+2\upsilon}}\sigma_M$$

$$b = \sqrt{\frac{1+2\upsilon^2}{1+\upsilon^2+2\upsilon}}\sigma_M \tag{6.11}$$

olarak bulunur.

Bu hipotez ortanca gerilmenin rolünü hesaba katmakla birlikte hidrostatik basınç deneyini sağlamaz. Bununla beraber plastik özelliği fazla cisimlerde iki eksenli zorlamalar için, tatmin edici sonuçlar verir [67].

6.3.3 Enerji Hipotezleri

Bu hipotezler malzemenin plastik hale geçme veya mukavemetinin yenilmesinde, şekil değiştirme enerjisinin veya bunun bir kısmının rol oynadığını kabul eder. Enerji, belli bir değere erişince cisim sınır duruma ulaşmış demektir. Enerjinin bu belli değeri de tek eksenli sınır zorlamadaki enerjidir [67].

Enerji esasından hareket eden hipotezler diğerlerine göre daha yenidir. Her üç asal gerilmeyi birden göz önünde tutmaları bakımından ilgi çekicidir. Bunlardan önemli olan ikisi aşağıda açıklanmıştır [67].

H_7)Toplam Şekil Değiştirme Enerjisi Hipotezi: Beltrami tarafından konan bu hipoteze göre, mukayese her iki zorlamada şekil değiştirme enerjilerinin eşit olması kabul edilerek yapılır. σ_1 ,σ_2 ve σ_3 asal gerilmeleriyle verilen üç eksenli hal ile σ_M ile gösterilen tek eksenli hal ancak,

$$u_i = \frac{1}{2E}\left[\sigma_1{}^2 + \sigma_2{}^2 + \sigma_3{}^2 - 2\upsilon\left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3\right)\right] = \frac{1}{2E}\sigma_M{}^2 \qquad (6.12)$$

eşitliği ile mukayese edilebilir. (6.12) eşitliği yerine daha basit olan,

$$\sigma_1{}^2 + \sigma_2{}^2 + \sigma_3{}^2 - 2\upsilon\left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3\right) = \sigma_M{}^2 \qquad (6.13)$$

ifadesi yazılabilir. (6.13) denklemi, Şekil 6.2. de tarif edilen gerilme uzayında bir elipsoid gösterir; yani kapalı bir sınır yüzeyi tarif eder. Hâlbuki malzemenin sınırsız bir hidrostatik basınç deneyine dayanması, bu yüzeyin açık olmasını gerektirir. Bu yönden söz konusu olan hipotez, ancak bazı özel şartlarda gevrek olmayan malzeme için kullanılabilir [67].

σ_3 =0 düzlemsel gerilme hali için, (6.13) denklemi,

$$\sigma_1{}^2 + \sigma_2{}^2 - 2\upsilon\sigma_1\sigma_2 = \sigma_M{}^2 \qquad (6.14)$$

ifadesine dejenere olur; bu da şekil 6.18 deki gibi bir elips çevre gösterir; yalnız bu halde yarıçaplar;

$$a = \sqrt{\frac{1}{1-\upsilon}}\sigma_M \quad , \quad b = \sqrt{\frac{1}{1+\upsilon}}\sigma_M \tag{6.15}$$

değerine sahiptir [67].

H_8) Biçim Değiştirme Enerjisi Hipotezi: Hidrostatik basınç deneyinde, mukavemetin sınırsız oluşu, tehlikeli durumun doğmasında, hacim değiştirmenin bir rolü olmadığını açıkça göstermektedir. O halde enerji esasına dayanan bir hipotez kurulurken hacim değiştirme enerjisini hesaba katmak doğru olmaz; daha çok enerjinin, cismin geometrisini değiştirmeye sarf edilen kısmı, yani biçim değiştirme enerjisi mukayesede esas alınmalıdır [67].

$$u_g = \frac{1}{6G}\left[\sigma_1{}^2 + \sigma_2{}^2 + \sigma_3{}^2 - \left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3\right)\right] \tag{6.16}$$

şekil değiştirme enerji denkleminden faydalanılarak (G: Kayma Modülü), denklem (6.12) yerine,

$$u_g = \frac{1}{6G}\left[\sigma_1{}^2 + \sigma_2{}^2 + \sigma_3{}^2 - \left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3\right)\right] = \frac{1}{6G}\sigma_M{}^2$$

veya

$$\sigma_1{}^2 + \sigma_2{}^2 + \sigma_3{}^2 - \left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_3\sigma_1\right) = \sigma_M{}^2 \tag{6.17}$$

denklemi elde olunur. (6.17) denklemi, her iki tarafından açık olan bir silindir yüzeyi gösterir ve özellikle uzaması fazla olan malzeme için, deneyler tarafından sağlanan sonuçlar verir [67].

Von Misses ve arkadaşları tarafından bu hipotez, plastisite teorisinde, akma şartı olarak başarıyla kullanılmıştır.

Biçim değiştirme enerjisi kriterlerinin bir eksik tarafı, hidrostatik basınçta olduğu gibi hidrostatik çekme için de bir sınır tanımamasıdır. Hâlbuki çekme halinde kohezyon nasıl olsa yenilecek, cisimde bir ayrılma görülecektir. Bu kusur, Huber tarafından iki enerji hipotezi birleştirilerek ortadan kaldırılmıştır. Eğer ortalama gerilme $1/3(\sigma_1+\sigma_2+\sigma_3)<0$ tarzında bir basınç ise (6.17) kriteri uygulanacak; bunun çekme yani $1/3(\sigma_1+\sigma_2+\sigma_3)<0$ olan değerleri için de Beltrami 'nin (6.13) hipotezi kullanılacaktır. Bu düzeltme iki tarafından da açık olan sınır

yüzeyini çekme tarafından kapatmak demektir. Yalnız $\sigma_1+\sigma_2+\sigma_3=0$ düzlemi için (6.13) ve (6.17) kriterlerinin farklı sonuçlar vereceğine dikkat edilmelidir [67].

Biçim değiştirme enerjisi hipotezi düzlemsel gerilme hali için,

$$\sigma_1^{\,2} + \sigma_2^{\,2} - \sigma_1\sigma_2 = \sigma_M^{\,2} \tag{6.18}$$

denklemiyle tarif edilen bir elipsle temsil edilebilir. Şekil 6.18 deki gibi olan bu elipsin yarıçaplar,

$$a = \sqrt{2}\sigma_M \quad , \quad b = \sqrt{\frac{2}{3}}\sigma_M \tag{6.19}$$

değerlerine sahiptir.

Düzlemsel gerilme hali asal gerilmeler yerine σ_x, σ_y ve τ_{xy} gerilmeleriyle verilecek olursa (6.18) denklemi,

$$\sigma_x^{\,2} + \sigma_y^{\,2} - \sigma_x\sigma_y + 3\tau_{xy}^{\,2} = \sigma_M^{\,2} \tag{6.20}$$

şeklini alır [67].

Biçim değiştirme enerjisi hipotezine bir genel kayma gerilmesi hipotezi gözüyle de bakmak mümkündür. Çünkü

$$\tau = \frac{\sqrt{2}}{3}\sqrt{\sigma_1^{\,2} + \sigma_2^{\,2} + \sigma_3^{\,2} - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_1\sigma_3 - \sigma_2\sigma_3}$$

kayma gerilmesi ve (6.17) denklemleri karşılaştırılacak olursa,

$$\frac{9}{2}\tau_{ok}^{\,2} = \sigma_1^{\,2} + \sigma_2^{\,2} + \sigma_3^{\,2} - \left(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3\right)$$

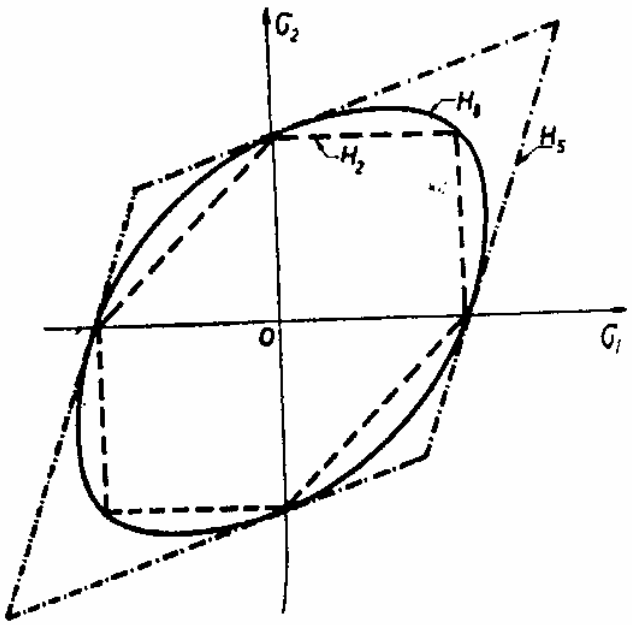
bağıntısı bulunur. Demek oluyor ki biçim değiştirme enerjisi oktoedral kayma gerilmesinin karesiyle orantılıdır. Buna göre enerji yönünden ve oktoedral kayma gerilmesi yönünden yapılacak mukayese hep aynı sonucu veriyor demektir; karşılaştırma,

$$(\tau_{ok})_{üçeksenli} = (\tau_{ok})_{bireksenli} = \frac{\sqrt{2}}{3}\sigma_M \qquad (6.21)$$

denklemiyle yapılacaktır [67.]

6.4. Çeşitli Hipotezlerin Karşılaştırılması

Kuruluşlarında hareket noktaları başka olan hipotezleri birbirleri ile karşılaştırmak için en iyi yol, bunların σ_1, σ_2 ve σ_3 eksen takımındaki tasvirlerini üst üste çizmektir. Böyle bir karşılaştırma düzlem gerilme hali için şekil 6.15'de gösterilmiştir. σ_1, σ_2 düzleminde çizilen üç farklı hipoteze ait sınır çevreleri birbirlerini kapsamaktadır. En içerideki altıgen τ_{max} hipotezini, bunu çevreleyen elips maksimum biçim değiştirme hipotezini ve en dışarıdaki paralelkenarlı ise ekstremum uzama hipotezini göstermektedir [67].



Şekil 6.15. σ_1, σ_2 düzleminde çizilen üç farklı hipoteze ait sınır çevreleri [67]

Şekilden anlaşıldığına göre τ_{max} hipotezi diğer iki hipotezden daha düşük sınır değerler vermektedir. Bir taraftan ifadesinin basitliği, diğer taraftan daha emin sonuçlar vermesi dolayısıyla tatbikatta τ_{max} hipotezi çok kullanılır. Maksimum biçim değiştirme enerjisi hipotezi bazı hallerde τ_{max} hipotezinden daha büyük değerler verirse de aradaki fark hiçbir zaman %15 den fazla değildir. Sürekli bir sınır eğrisiyle temsil edilmesi yönünden birçok problemde, özellikle plastisite teorisinde maksimum biçim değiştirme enerjisi hipotezi kullanılır [67].

Aşağıdaki tablo bir gerecin basit kayma mukavemeti olan τ_M ile basit çekme mukavemeti olan σ_M arasındaki oranı göstermektedir. Değerler çeşitli hipotezler ele alınarak hesaplanmıştır. Hesaplarda gerektiği zaman, υ=0,3 alınmıştır [67].

HİPOTEZLER	τ_{max} **H₂**	$(u_g)_{max}$ **H₈**	$(\varepsilon_d)_{max}$ **H₆**	$(u_i)_{max}$ **H₇**	ε_{max} **H₅**	σ_{max} **H₁**
τ_M / σ_M	**0.576**	**0.576**	**0.590**	**0.620**	**0.770**	**1.000**

Tablo düzenlenirken elde edilen sınır değerlerinin büyüklük sırası göz önünde tutulmuştur. Yalnız şu noktayı önemle belirtelim ki bu sora yalnız bu özel gerilme hali içindir; başka bir gerilme hali için yapılacak mukayese başka bir dizilişi gerektirir ve hatta farklı hipotezler aynı sonucu verebilir [67].

Son olarak pratikte seçilen hipotezleri şu şekilde özetlemek mümkündür:

a) Gevrek malzeme için Mohr un genel kayma gerilmesi hipotezi,

b) Çok uzayabilen malzeme için de ya en büyük kayma gerilmesi veya en büyük biçim değiştirme enerjisi hipotezi,

Yüklemenin periyodik olması gibi dinamik zorlamalarda da maksimum biçim değiştirme enerjisi hipotezinin uygulanmasının gerektiğini, Ros ve Eischinger ileriye sürmektedir [67].

6.5. Mukavemet Hipotezlerinde Son Gelişmeler

Yukarıda anlatılan çeşitli hipotezler ele alınırken, cismin tehlikeli duruma girmesinde esas rolün, en fazla zorlanmakta olan nokta olduğu düşünülmüştür. Deneyler göstermiştir ki, cisimde plastik hale geçme, bir nokta yerine daha çok bir bölgede ani olarak meydana gelmektedir. Bir noktadaki gerilme hali sınır değere eriştiği, hatta aştığı halde bile, cisimde kalıcı şekil değiştirmeler görülmemektedir. Bunu nedeni, yüksek zorlamalı noktanın yakın civarının çok düşük gerilmeli olması ve akmayı frenlemesidir. Bu hal daha çok gerilme sivrilikleri adı verilen ve homojen olmayan gerilme hallerinde görülmektedir. Bu gibi durumlarda akma olayı, ancak zorlanmanın bir bölgedeki ortalama değeri sınıra ulaşınca baş göstermektedir. Bundan ötürü yukarıda açıklanan hipotezler, ancak homojen veya buna yakın gerilme alanları için olumlu sonuçlar verirler. Gerilme alanında bir noktadan diğerine olan değişim çok hızlı olursa, hipotezlerin verdikleri sınır değerler küçük olup, hesap daima emniyet tarafında kalmaktadır [67].

Malzemenin mukavemeti yönünden, bir tedbir payı sayılan bu özelliğinden de faydalanılmak istenirse, noktayı göz önüne alan hipotezden, bölgeyi inceleyecek olan hipoteze geçmek gerekir [67].

7. SONLU ELEMANLAR METODU

7.1. Genel Bilgiler

Bilim adamları ve mühendisler alışılmış analitik metotlarla çözümü çok zor hatta imkânsız fiziksel problemlerle sık sık karşılaşırlar. Örneğin bir dış kuvvet takımı etkisinde üç boyutlu bir elastik cisim düşünelim. Bu kuvvetler cismin "kesin" tepkisini hesaplamak için deformasyonlar cinsinden yazılmış denklemlerin bir "kapalı form" çözümünü ortaya koymak zorundadır. Bununla birlikte genellikle kompleks geometrik şekilli uygulama problemlerin böyle bir çözümünü elde etmek aşırı derecede zor ve çoğunlukla imkansızdır. Bu tip problemler mühendislik ve diğer bilim dallarında çok sık ortaya çıkmaktadır. Böyle bir problemle karşılaşan çözümleyici doğal olarak "sayısal" adı verilen çözüme başvuracaktır. Başka metotlarla çözülemeyen problemlerin çözümünde kullanılabilen çok sayıda sayısal yol vardır. Sonlu eleman metodu bunlardan biridir. Sonlu eleman metodu yeni bir çözüm yöntemi olup kendisini diğerlerine üstün kılan seçkin özelliklere sahiptir [69].

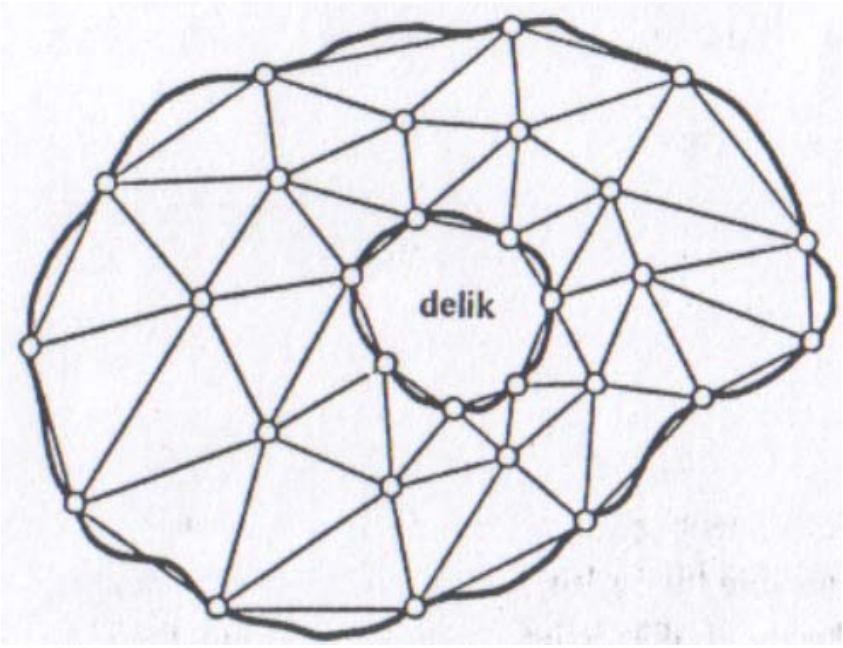
Sonlu eleman metodu herhangi diferansiyel denklemlerin yaklaşık çözümlerini elde etmek için kullanılabilir. Sınır değer problemleri ve başlangıç değer problemleri bu metot kullanılarak çözülebilir. Sonlu elemanlar metodu genel diferansiyel denklemlerin çözümünde kullanılan nümerik bir metot olduğundan değişik fiziksel olaylara uygulanabilir. Sonlu elemanlar metodu için çok sayıda bilgisayar yazılımı üretilmiştir. Bugün en çok bilinenleri, ANSYS, NASTRAN, ALGOR, COSMOSWORKS, ABAQUS, MARC adlı paket programlardır. Bu programlarda sonlu elemanlar yönteminin kullanılması ve bilgisayarların sanayiye girmesi ile, bugüne kadar ancak pahalı deneysel yöntemlerle incelenebilen birçok makine elemanının kolayca incelenebilmesi hatta çizim esnasında mukavemet analizlerinin kısa sürede yapılarak optimum dizaynının gerçekleştirilmesi mümkün olabilmiştir. Uygulama alanları otomotiv, uçak, bina ve köprü yapılarının deformasyon ve gerilim analizinden, ısı akışı, akışkan akışı, manyetik akış, sızıntı ve diğer akış problemlerin alan analizini de içermektedir. Son birkaç on yıldır ise biyomekaniğin vazgeçilmez bir analiz yöntemi haline gelmiştir [1]

7.2. Sonlu Eleman Metodunun Uygulanışı

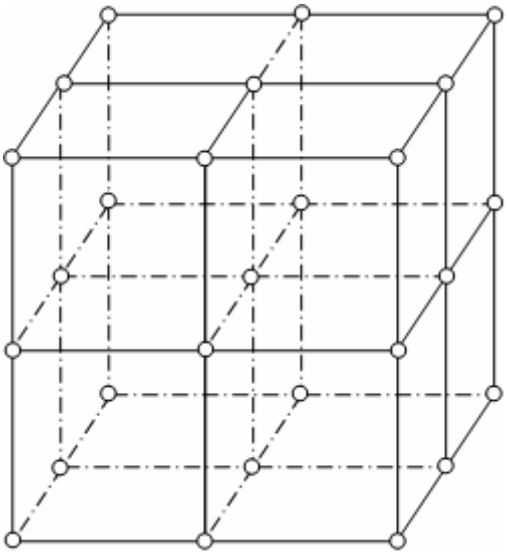
Bu metotta cismin "sonlu" boyutta çok sayıda "elemana" ayrıldığı düşünülür. Metodun adı da buradan gelmektedir. Cisim uzayda n(=1,2,3) boyuta sahipse, n boyutlu sonlu elemanlar sistemine ayrılır.

Bir boyutlu cisimler Şekil 7.1'deki gibi düğümlerle; iki boyutlu cisimler Şekil 7.2'deki gibi çizgilerle; üç boyutlu cisimler Şekil 7.3'deki gibi düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılacaktır. Bir boyutlu cisimlerde sonlu elemanlar farklı uzunlukta olabilirler. Ancak iki veya üç boyutlarda elemanlar, eşit olmayan boyutlarda olabileceği gibi farklı şekillerde de olabilirler. Bununla birlikte, bütün durumlarda cismi temsil eden sonlu elemanlar Şekil.7.1, 7.2 ve 7.3'de görüldüğü gibi düğümlerle bağlanacaktır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır [69].

Şekil 7.1. Üç doğrusal sonlu elemana ayrılmış bir boyutlu bir cisim [69]

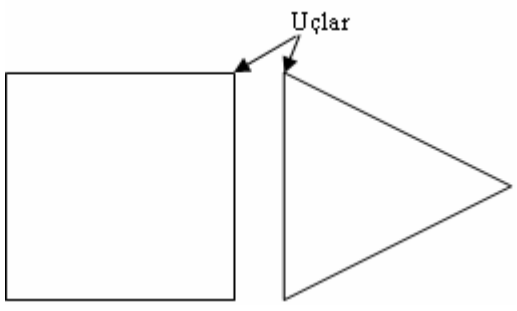


Şekil 7.2. Üçgen elemanlar sistemi haline getirilmiş iki boyutlu delikli bir cisim [69]

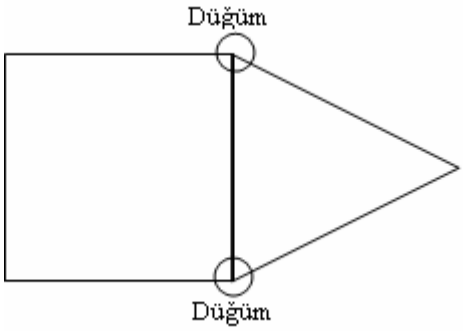


Şekil 7.3. 8 özdeş dikdörtgen prizma elemana ayrılmış üç boyutlu bir cisim [69]

Sonlu elemanların düğümlerle bağlanış durumu Şekil 7.4'deki gösterimde en iyi şekilde anlaşılmaktadır. Burada düzgün, birim kalınlıklı biri üçgen diğeri dikdörtgen iki düzlem sonlu eleman vardır. Şekil 7.4'deki elemanlar ayrı ayrı, birbirine bağlanmamış biçimde gösterilmiştir. Düğümleri Şekil 7.5'deki gibi komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan "somun-civata" bağlantısı gibi düşünebiliriz. Öyle ki düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılırlar. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur [69].



Şekil 7.4. Birim üniform kalınlıklı iki düzlem sonlu eleman



Şekil 7.5. Sonlu elemanların düğümlerle bağlanışı

7.3. Çözüm Yöntemi

Sonlu elemanlar metodu ile problem çözümünde kullanılacak olan yaklaşım, çözüm işleminde izlenecek yolu değiştirmez. Çözüm yöntemindeki adımlar şunlardır.

7.3.1 Cismin Sonlu Elemanlara Bölünmesi

Problemin çözümünde ilk adım, eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Bu elemanlar birbirlerine düğümler ile bağlanırlar. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek elemanlar seçilmelidir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etme oranında, elde edilecek neticeler gerçek çözüme yaklaşmış olacaktır. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan elemanlar boyutlarına göre, tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu elemanlar ile eksenel simetrik özelliği gösteren problemlerin çözümünde kullanılan dönel elemanlar, çözüm bölgesinin sınırları eğri denklemleri ile ifade edilebilen izoparametrik elemanlar ve kabuk elemanlar diye ayrılabilir [1].

7.3.2 İnterpolasyon Fonksiyonların Seçimi

İnterpolasyon fonksiyonu alan değişkeninin eleman üzerindeki değişimini temsil etmektedir. İnterpolasyon fonksiyonunun belirlenmesi, seçilen eleman tipine ve çözülecek denklemin derecesine bağlıdır. İnterpolasyon fonksiyonunda bulunan alan değişkeni ve alan değişkeninin en yüksek mertebeden bir önceki mertebeye kadar olan kısmi türevleri, eleman sınırlarında sürekli olmalıdır. Seçilen interpolasyon fonksiyonu koordinat değişimlerinden etkilenmemelidir ve genelleştirilmiş koordinat sayısı (α_i), eleman düğüm noktası serbestlik derecesine eşit olmalıdır [61].

Polinom türü interpolasyon fonksiyonları literatürde sıklıkla kullanılırlar. Çünkü polinomlar özellikle türev ve integral işlemlerinde daha kolay kullanılırlar. Polinom kullanımının bir diğer avantajı da, polinom derecesinin artırılarak çözüm hassasiyetini artırmak mümkündür. Teorik olarak sonsuz dereceli polinomlar ile tam çözüme ulaşılır. Pratikte, sonlu elemanlar metodu bir yaklaşım olduğundan, sonlu dereceden polinomlar kullanılır [61].

7.3.2.1 Polinom Türü Enterpolasyon Fonksiyonları

Polinom türü değişim kabul edilen, üç boyutlu eleman için alan değişkenini şöyle ifade edilir;

$$\Phi(x,y,z) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 z + \alpha_5 x^2 + \alpha_6 y^2 + \alpha_7 z^2 + \alpha_8 xy + \alpha_9 yz + \alpha_{10} zx + \ldots + \alpha_m z^m$$

$$\Phi(x,y,z) = \eta^T * \alpha \tag{7.1}$$

$$\eta^T = \{1 \;\; x \;\; y \;\; z \;\; x^2 \;\; y^2 \;\; z^2 \;\; xy \;\; yz \;\; zx \ldots\ldots z^n\} \tag{7.2}$$

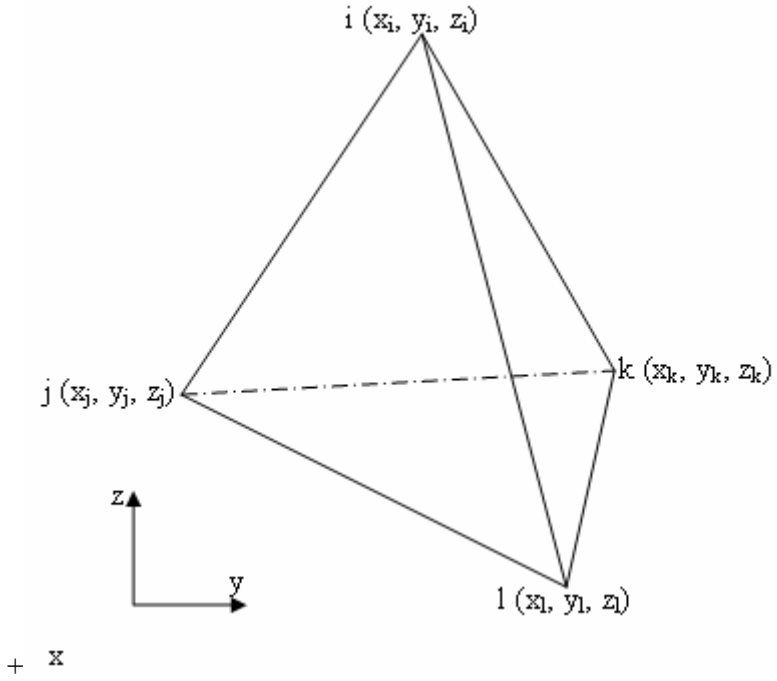
$$\alpha^T = \{\alpha_1 \;\; \alpha_2 \;\; \alpha_3 \;\; \alpha_m\} \tag{7.3}$$

$$m = \sum_{j=1}^{n+1} j * (n + 2 - j) \tag{7.4}$$

Burada α genelleştirilmiş koordinatlar olarak bilinen sabitler, n ise polinomun derecesidir. Pratikte birçok enterpolasyon fonksiyonu polinomu 1, 2 ve 3. dereceden seçilir. 3 boyutlu lineer bir eleman için enterpolasyon fonksiyonu aşağıdaki gibidir.

$$\Phi(x,y,z) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 z \tag{7.5}$$

7.3.2.2 Genel Koordinatlarda Lineer Enterpolasyon Polinomları



Şekil.7.6. Üç boyutlu 4 düğüm noktalı tetrahedron eleman

Üç boyutlu 4 düğüm noktalı tetrahedral eleman Şekil.7.6'da görülmektedir. Düğüm noktaları (i, j, k, l), düğüm noktalarındaki alan değişkenleri (ϕ_i, ϕ_j, ϕ_k, ϕ_l) ve düğüm noktası genel koordinatları (x_i, y_i, z_i), (x_j, y_j, z_j), (x_k, y_k, z_k), (x_l, y_l, z_l) olarak adlandırılmıştır. Alan değişkeni değişimi lineer olarak kabul edilirse,

$$\Phi(x,y,z) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 z \tag{7.6}$$

Denklem sistemi;

$$\Phi_I = \alpha_1 + \alpha_2 x_I + \alpha_3 y_I + \alpha_4 z_I \ , \qquad \Phi_J = \alpha_1 + \alpha_2 x_J + \alpha_3 y_J + \alpha_4 z_J$$
$$\Phi_K = \alpha_1 + \alpha_2 x_K + \alpha_3 y_K + \alpha_4 z_K \ , \qquad \Phi_L = \alpha_1 + \alpha_2 x_L + \alpha_3 y_L + \alpha_4 z_L \tag{7.7}$$

şeklinde yazılır. Bu denklem sistemi çözülürse α sabitleri şöyle bulunur:

$$\alpha_1 = \frac{1}{6V}\left(a_i\phi_i + a_j\phi_j + a_k\phi_k + a_l\phi_l\right) \quad , \quad \alpha_2 = \frac{1}{6V}\left(b_i\phi_i + b_j\phi_j + b_k\phi_k + b_l\phi_l\right)$$

$$\alpha_3 = \frac{1}{6V}\left(c_i\phi_i + c_j\phi_j + c_k\phi_k + c_l\phi_l\right) \quad , \quad \alpha_4 = \frac{1}{6V}\left(d_i\phi_i + d_j\phi_j + d_k\phi_k + d_l\phi_l\right) \qquad (7.8)$$

V tetrahedronun hacmidir. V hacmi ve a, b, c, d sabitleri aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$V = \frac{1}{6}\begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_k & y_k & z_k \\ 1 & x_l & y_l & z_k \end{bmatrix}$$

$$a_i = \begin{bmatrix} x_j & y_j & z_j \\ x_k & y_k & z_k \\ x_l & y_l & z_k \end{bmatrix} \quad , \quad b_i = \begin{bmatrix} 1 & y_j & z_j \\ 1 & y_k & z_k \\ 1 & y_l & z_k \end{bmatrix} \qquad (7.9)$$

$$c_i = \begin{bmatrix} x_j & 1 & z_j \\ x_k & 1 & z_k \\ x_l & 1 & z_k \end{bmatrix} \quad , \quad d_i = \begin{bmatrix} x_j & y_j & 1 \\ x_k & y_k & 1 \\ x_l & y_l & 1 \end{bmatrix}$$

bu matris ifadelerini Denk.(7.6)'da yerine koyarsak;

$$\Phi(x,y,z) = N_i(x,y,z)\phi_i + N_j(x,y,z)\phi_j + N_k(x,y,z)\phi_k + N_l(x,y,z)\phi_l$$

$$\Phi(x,y,z) = \left[N(x,y,z)\right]\phi^T \qquad (7.10)$$

şeklinde elde edilir. Burada N tetrahedron eleman için şekil fonksiyonu olup Denk.(7.11)'deki gibi gösterilir;

$$[N(x,y,z)] = [N_i(x,y,z) \;\; N_j(x,y,z) \;\; N_k(x,y,z) \;\; N_l(x,y,z)]$$

$$N_i(x,y,z) = \frac{1}{6V}\left(a_i + b_i x + c_i y + d_i z\right) \quad N_j(x,y,z) = \frac{1}{6V}\left(a_j + b_j x + c_j y + d_j z\right)$$

$$N_k(x,y,z) = \frac{1}{6V}\left(a_k + b_k x + c_k y + d_k z\right) \quad N_l(x,y,z) = \frac{1}{6V}\left(a_l + b_l x + c_l y + d_l z\right) \qquad (7.11)$$

7.4. Eleman Direngenlik Matrisinin Elde Edilmesi

Eleman direngenliğinin bulunması, elemana etki eden dış etkenler ile alan değişkenleri arasında bir ilişki kurmak anlamına gelmektedir. Örneğin, bir elastisite probleminde, elemana etki eden dış kuvvetler ile yer değiştirmeler arasındaki ilişkinin bulunması gibi. Bu ilişkiyi bir seri lineer denklem takımı karakterize eder. Bu denklem takımı $[K]^{(e)} * [U]^{(e)} = [P]^{(e)}$ şeklinde ifade edilir. Burada $[U]^{(e)}$, elemanın düğüm yer değiştirmelerini ifade eden, $[P]^{(e)}$ ise düğüm dış kuvvetlerini gösteren sütun matrisidir. $[K]^{(e)}$ ise elemanın geometrik ve elastik özelliklerinden elde edilen eleman direngenlik matrisidir. Eleman direngenlik matrisinin enerji metodu ile türetilmesinde öncelikle birim şekil değiştirme enerjisi (π) formüle edilir [1];

$$\pi = \frac{1}{2}\iiint_V \{\varepsilon\}^T \{\sigma\} dxdydz, \qquad \{\varepsilon\}^T = \{U\}^T [A]^T, \qquad \{\sigma\} = [C][A]\{U\} \tag{7.12}$$

ifadeleri ile,

$$\pi = \frac{1}{2}\{U\}^T \left[\iiint_V [A]^T [C][A] dxdydz \right] \{U\} \tag{7.13}$$

şeklinde elde edilir. Daha sonra Castigliano teoremine göre elemanın her bir serbestlik derecesi için eleman birim şekil değiştirme enerjisinin türevi alınır [1].

$$F_i = \frac{\partial \pi}{\partial U_i} \tag{7.14}$$

12 serbestlik derecesi için, birim şekil değiştirme enerjisinin kısmi türevini alırsak aşağıdaki genel formu elde ederiz;

$$\begin{aligned} &\{F\} = [k]\{U\} \\ &[F]^T = [F_{X1}, F_{Y1}, F_{Z1}, F_{X2}, F_{Y2}, F_{Z2}, ..., F_{X4}, F_{Y4}, F_{Z4}] \\ &[U]^T = [u_1, v_1, w_1, u_2, v_2, w_2, ..., u_4, v_4, w_4] \end{aligned} \tag{7.15}$$

sonuçta, [k] eleman direngenlik matrisi olup aşağıdaki gibi ifade edilir ;

$$[k] = \iiint_V [A]^T [C][A] dV \qquad (7.16)$$

7.4.1. Sistem Direngenlik Matrisinin Oluşturulması

Her bir eleman için elde edilen lineer denklem takımının bütün çözüm bölgesini temsil edebilecek şekilde birleştirilmesi ve bir lineer denklem takımı haline getirilmesidir. Bu denklem takımı

$$[K] * [U] = [P] \qquad (7.17)$$

ifadesi ile tanımlanır. Burada [U], sistemin yer değiştirme matrisi, [P], dış kuvvet matrisi, [K] ise sistemin direngenlik matrisidir. Sistem direngenlik matrisi, sistemin düğüm sayısı ve her düğümdeki serbestlik derecesine bağlı olarak belirlenir. Elemanlar için hesaplanan direngenlik matrisleri, elemanın üzerindeki düğüm noktalarına bağlı olarak genel direngenlik matrisinde ilgili satır ve sütuna yerleştirilir. Farklı elemanlar tarafından ortak kullanılan düğümlerdeki terimler genel direngenlik matrisinin ilgili satır ve sütununda üst üste toplanmalıdır. Elemanların düğüm numaralaması bir sistematiğe göre yapılırsa, genel direngenlik matrisinde elemanlar diagonal üzerinde üst üste toplanır. Genelde direngenlik matrisi simetriktir.

7.5. Sisteme Etki Eden Kuvvetlerin Bulunması

Bir problemde sisteme etki edebilecek kuvvetler şunlar olabilir.

a) Tekil kuvvetler: Tekil kuvvetler hangi elemanın hangi düğümüne, hangi yönde etki ediyorsa genel kuvvet vektöründe, etki ettiği düğüme karşılık gelen satıra yerleştirilirler. Problemin cinsine göre tekil yük kavramı değişebilir.

b) Yayılı kuvvetler: Bu kuvvetler bir kenar boyunca ya da bir alanda etkili olurlar.

c) Kütle kuvvetleri: Eleman hacmi için geçerli olan merkezkaç kuvveti ve ağırlık kuvveti gibi kuvvetlerdir.

Bir rijid cisim statik olarak dengede ise, mesnetleme noktalarındaki tepki kuvvetleri ve momentleri dışarıdan uygulanan kuvvet ve momentleri dengelemesi gerekmektedir F_x , F_y , F_z hacimsel yükler, f_x , f_y , f_z yüzeysel yükler, P_x , P_y , P_z tepki kuvvetleri de içeren dış kuvvetler ve M_x , M_y , M_z tepkileri de içeren momentler ise, S yüzeyi V hacmi göstermek üzere, denge denklemleri şu şekli alır.

Kuvvetler Dengesi :

$$\iint_S f_x ds + \iiint_V F_x dv + \sum P_x = 0$$
$$\iint_S f_y ds + \iiint_V F_y dv + \sum P_y = 0 \qquad (7.18)$$
$$\iint_S f_z ds + \iiint_V F_z dv + \sum P_z = 0$$

Momentler Dengesi :

$$\iint_S (f_z y - f_y z) ds + \iiint_V (F_z y - F_y z) + \sum M_x = 0$$
$$\iint_S (f_x z - f_z x) ds + \iiint_V (F_x z - F_z x) + \sum M_y = 0 \qquad (7.19)$$
$$\iint_S (f_y x - f_x y) ds + \iiint_V (F_y x - F_x y) + \sum M_z = 0$$

Sisteme etki eden iç kuvvetler ise ;

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x = 0 , \quad \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y = 0$$
$$\frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + F_z = 0 \qquad (7.20)$$

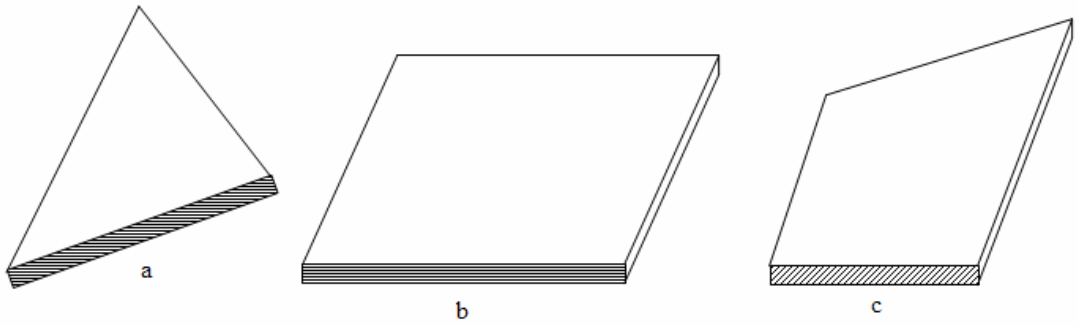
şeklinde bulunur.

7.6 Sınır Şartlarının Belirlenmesi

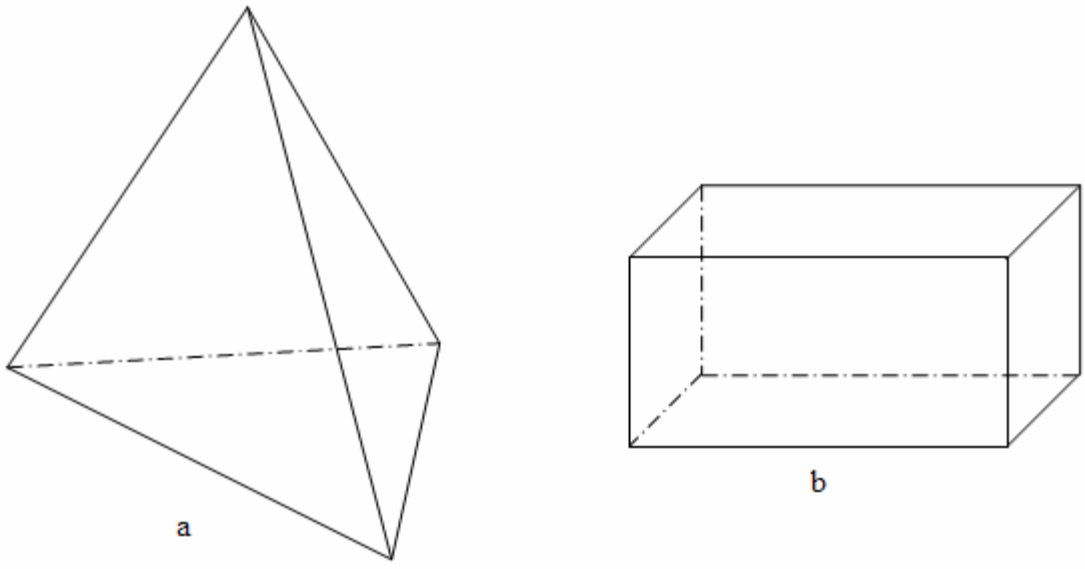
Her problemin tabii olarak ya da yapay sınır şartları vardır. Sınır şartları cismin çeşitli kısımlarındaki elastik yer değiştirmelerin ölçülebileceği bir referans sağlar. Sınır şartları, cismin belirli parçasında veya parçalarındaki yer değiştirmelerde yapılan kısıtlamalardır denilebilir. Bu kısıtlamalar cismin rijit yer değiştirmesine engel olur. Uygulanan dış yüklerin cisim tarafından taşınmasını sağlar. Aynı sınır şartları problemin cinsine göre sonlu elemanlar yönteminin uygulandığı diğer vektörel ve skaler alan problemleri için de tanımlanır.

7.7. Eleman Biçiminin Seçimi

Şekil 7.7 ve 7.8, tipik bazı eleman biçimlerini göstermektedir. Verilen bir cismin nasıl bölüneceğinin (elemanlara ayırma) belirlenmesinde cismin geometrisi, özellikle iç ve dış sınırlarının biçimi (Şekil 7.2'deki deliğin çevresi tipik bir iç sınırdır), geniş ölçüde yol gösterici olacaktır. İki boyutlu cisimlerde, elemanın biçimi, cismin biçimine bağlı olarak bulunur. Eğri ve düzgün olmayan sınırlarda, üçgen ve dörtgen elemanlar, dikdörtgen elemanlardan daha elverişlidir. Üç boyutlu cisimlerde, dörtyüzlü (üçgen prizma), dikdörtgen prizmadan daha elverişlidir (Şekil 7.8). Cismin şekline bağlı olarak, uygulamada karışık bölme yapma belli bir eleman kullanmaktan daha uygun olabilir [69].



Şekil 7.7. İki boyutlu (düzlem) elemanlar: a) Üçgen, b) Dikdörtgen, c) Dörtgen [69]



Şekil 7.8. Üç boyutlu elemanlar; a) Dörtyüzlü, b) Dikdörtgen prizma [69]

7.8. Niçin Sonlu Elemanlar?

Diğer sayısal metotlar özellikle sonlu farklar metodu daha eski ve güvenilir olduğu halde, sonlu eleman metodu kullanımı neden tercih edilmelidir? Sonlu eleman metodunu diğer metotlara üstün kılan başlıca hususlar şunlardır [69]:

1. Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeni ile, verilen bir cismi temsil edebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha güvenilir olabilir.
2. Çok bağlantılı bölgeler (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
3. Değişik malzeme ve/ya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez. Geometri ve malzeme non-lineeriteleri, kalıtsal olsa bile (örneğin zamana bağlı) malzeme özellikleri, kolaylıkla göz önüne alınabilir.
4. Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş "kuvvetler" ve "yer değiştirmeler" cinsinden formüle edilebilir. Sonlu eleman metodunun bu özelliği problemin anlaşılmasını ve çözülmesini mümkün kılar, hem de basitleştirir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanır.
6. Sonlu eleman metodunun çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.

Yukarıdaki 1,3,5 ve özellikle 2. şıkkın sonlu farklar işlemi önemli ölçüde zorluk gösterir [69].

8. ANSYS BİLGİSAYAR PAKET PROGRAMI

8.1. Program Organizasyonu

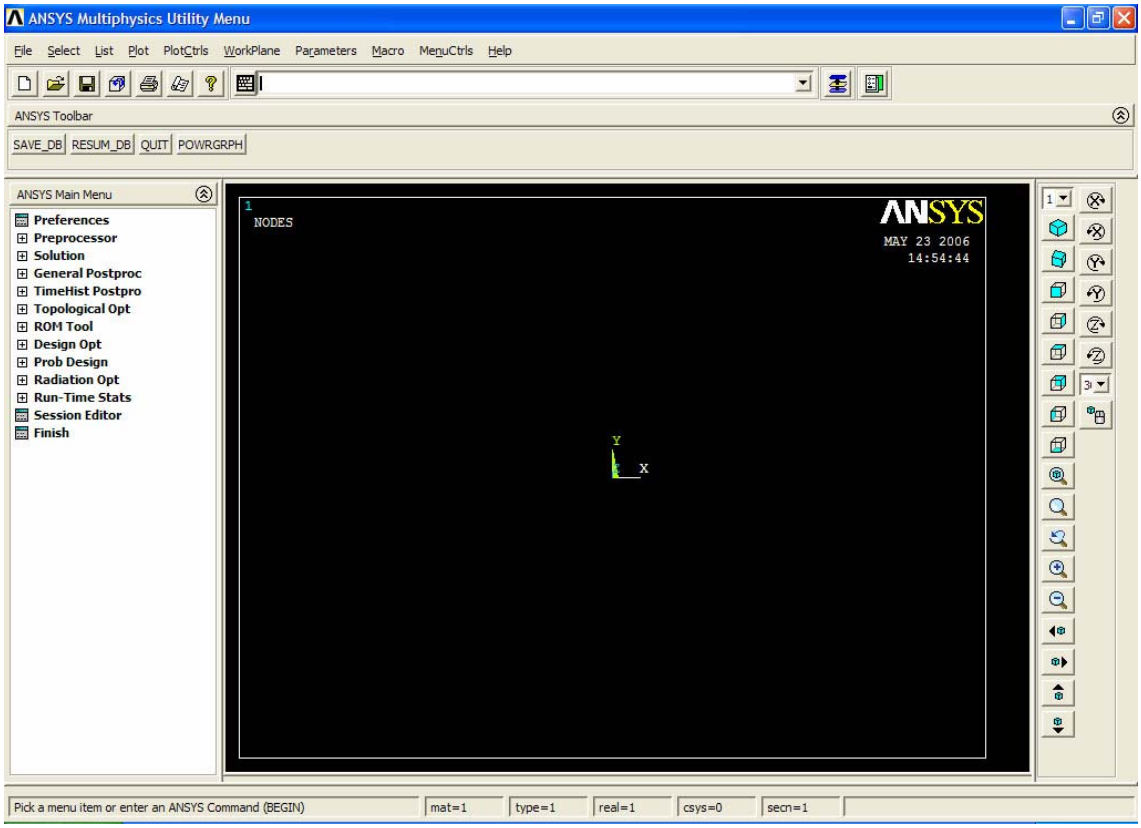
ANSYS programı iki seviyeye ayrılır.

- Başlangıç seviyesi
- İşlemci seviyesi

Program girildiğinde kullanıcı başlangıç seviyesindedir. Bu seviyedeyken ANSYS'in modelleme ve analiz gibi modüllerine (işlemci seviyelerine) geçiş imkânı vardır.

Temel olarak mevcut bulunan "ön işlemci" (/PREP7 modülü), analiz modülü ve POST ile POST işlem sonrası modülleri mevcuttur [70].

/PREP7 modülünde model geometrisinin oluşturulma işlemleri gerçekleştirilir. Analiz modülünde analiz tipi ve seçenekleri, yüklerin verilmesi ile problemin çözülmesi işlevlerini yerine getirir. POST1 ve POST26 modülleri ise analiz sonucu elde edilen sonuçların listeler halinde alınmasını ve grafik olarak gösterilmesini temin eder [70].



Şekil 8.1. ANSYS açılış ekranı [70].

8.2. ANSYS Menüleri ve Çalışma Tarzı

ANSYS menülerinde konular ana başlıklar altında tasnif edilmiştir. Komutlar seçilirken kullanıcıya komutların fonksiyonunu açıklayan çevrim içi yardım mevcuttur.

Şekil 8.1'de ANSYS'in ilk açılış ekranı ve menüleme sistemi görülmektedir. Ana menü diğer tüm alt menülerin başlangıç yeridir. Bu menüden seçim yapıldığında bir alt seviyedeki menü seçenekleri menü çubuğunda görünür hale gelir. Menü çubuğunda yapılan seçimler ise seçeneğin bir alt menüsünün yan menüde gösterilmesine neden olur.

ANSYS'de işlemler komut satırına komutları yazarak veya grafik ekranında menüleri kullanarak işlemler yapılabilir.

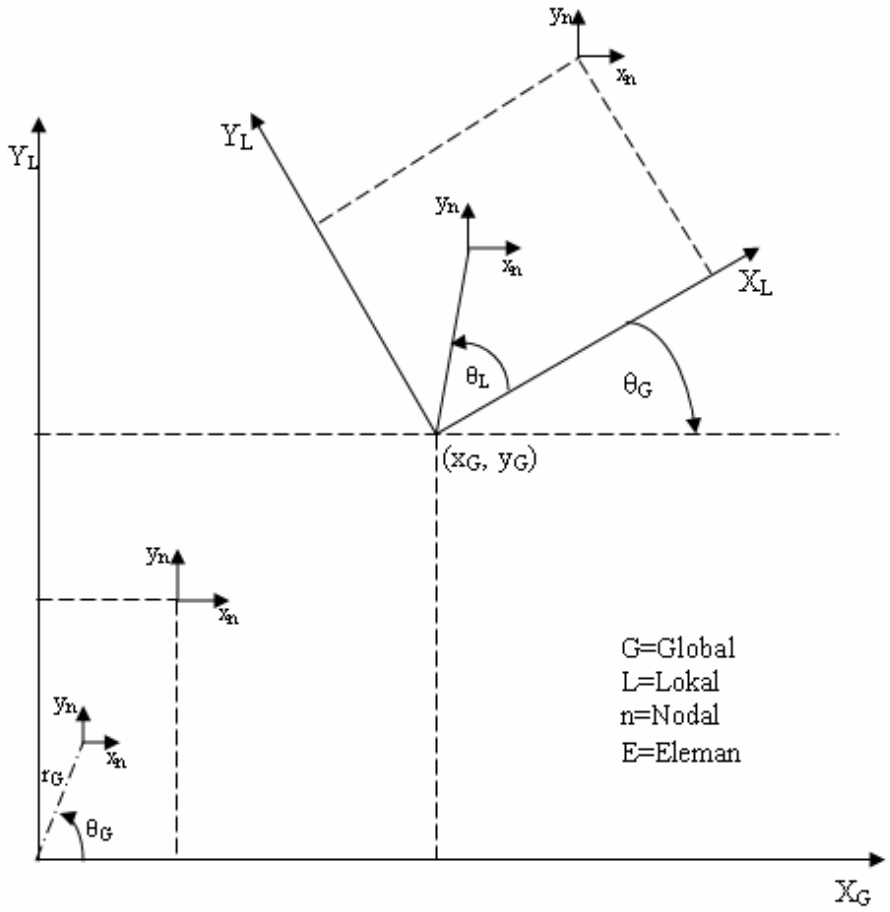
8.3. ANSYS'te Koordinat Sistemleri

ANSYS programında 4 çeşit koordinat sistemi mevcuttur; Global, lokal, düğüm ve eleman koordinat sistemleri (Şekil 8.2).

Global koordinat sistemi nodal noktaların (düğüm noktalarının) uzayda üretilmesi için kullanılır. Nodal noktalar ise modelin elemanlarının birleşmesinin temin eder. Bütün nodal nokta belirlemeleri en sonunda global koordinat sisteminde tanımlanır. Global koordinat sistemi uzayda herhangi bir dönme değeriyle konumlandırılabilir. Bununla birlikte tavsiye edilen Y ekseninin düşey doğrultuda seçilmesidir. ANSYS ön seçenek olarak bu kabulü yapar.

Lokal koordinat sistemleri, uzayda nodal noktaların uygun bir şekilde konumlanması ve üretilmesi için kullanılır. Lokal koordinat sistemleri global koordinat sisteminin orjininden bir öteleme ve global kartezyen eksen yönlerine göre izafi bir döndürme ile oluşur.

Nodal koordinat sistemleri yer değiştirme ve kuvvet bileşenlerinin sınır şartlarının belirlenmesi için giriş ve çıkışlarında kullanılır. Nodal koordinatlar döndürme yapılmadığı zaman daima kartezyen koordinat eksenlerine paraleldir.



Şekil 8.2. ANSYS'te koordinat sistemleri

8.4. ANSYS ile Analiz

Tipik bir ANSYS analizi üç başlık altında ifade edilebilir [70].

- Modelin oluşturulması
- Yüklerin uygulanması ve sonucun elde edilmesi
- Analiz sonuçlarının görselleştirilmesi

8.4.1. Modelin Oluşturulması

Bu bölüm modelimizin karışıklığına göre analiz içinde en çok zaman alan ve insan uğraşısı gerektiren bölümdür. Standart başlangıç olarak çalışmamıza öncelikle bir görev adı "Job Name" verilir ve analiz sırasında ekranda gösterilmek üzere analiz etiketi "Title" seçilir. Çalışılacak birim sistemi "Unit" komutuyla belirlenir. "/PERP7" komutuyla model

geometrisinin ve sonlu elemanlar geometrisinin oluşturulacağı modüle (Pre-process modülü) girilir. Bu modüle;

- Eleman tipleri (Line, Beam, Pipe Solid, Shell, vs.)
- Malzeme özellikleri (Elastisite Modülü, Poisson Oranı)
- Model geometrisinin ve sonlu elemanlar modelinin oluşturulması

gibi işlemler gerçekleştirilir.

8.4.2. Yüklerin Uygulanması ve Çözüm

Bu aşamada analiz tipi ve seçenekleri, yüklerin uygulanması gibi problemin çözüm şekli ve sınır şartları programa bildirilir. Bu işlemler için,

1. Analiz modülüne /SOLU komutu ile geçilir.
2. ANTYPE komutu ile analiz tipi belirlenir.

Yer değiştirmeler (UX, UY, UZ, ROTX, ROTY, ROTZ) rijit destek noktalarını tanımlamak için genellikle model sınırlarında belirlenmiş serbestlik derecesi kısıtlamalarıdır. Bunlar simetrik sınır koşullarını ve bilinen hareket noktalarını göstermek için de kullanılır.

Kuvvetler (FX, FY, FZ) ve momentler (MX, MY, MZ) genellikle modelin dış yüzeyinde belirlenmiş bir noktada toplanmış yüklerdir.

8.4.3. Sonuçların İncelenmesi

Bir statik analizden elde edilen sonuçlar yapısal sonuç dosyasına yazılır. RST uzantılı bu dosyada düğüm deplasmanları birincil data olarak mevcuttur. Bu datalardan ikincil olarak düğüm ve eleman gerilmeleri, zorlanmaları ve eleman kuvvetleri ile düğüm tepki kuvvetleridir.

Bu sonuçları genel son işlemci POST1 ve zamana bağımlı son işlemci POST26'ı kullanarak bu sonuçları görebiliriz. POST1 belli ara basamaklarda tüm model üzerindeki sonuçları görmek için kullanılır. POST26, lineer olmayan statik analizlerde değişik zamanlarda uygulanan yüklere karşılık gelen belli sonuç parçalarının izini sürmekte kullanılabilir. Bazı sonuç komutları şunlardır [70];

PLDISP: Deforme edilmiş şekli gösterir.

PLNSOL: Sürekli kontürler olarak istenilen sonuçları gösterir.

PLPATH: Belirtilen yörünge üzerinde istenilen sonuçları grafik olarak çizer.

9. PLAKLARIN ANSYS'TE GERİLME ANALİZİ

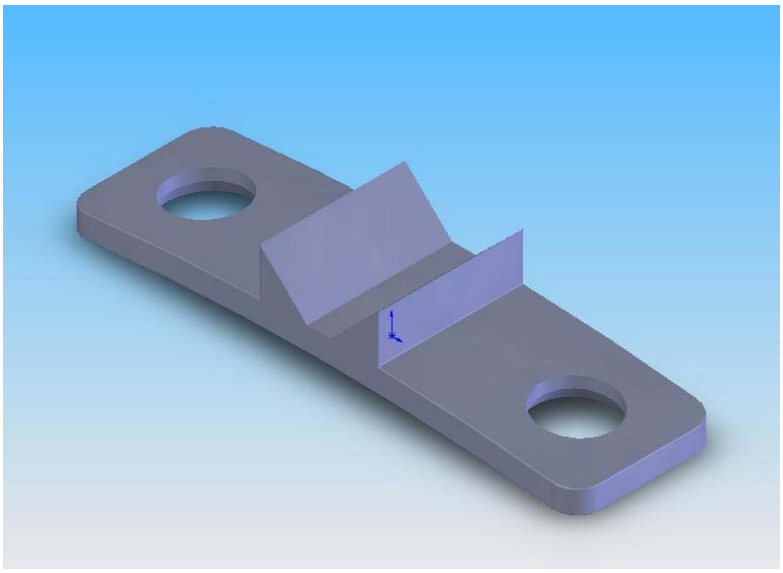
Ortopedi kliniklerinde oldukça sık kullanılan izole varus gonartrozlu hastaların erken dönem cerrahi tedavisinde tercih edilen "Medialden Açık Kama Osteotomi" tekniğinde, osteotomi aralığının tespiti amacıyla kullanılan farklı tasarımlı, kama destekli plakların eksenel yüklenmeler sonucunda meydana gelecek gerilmeler ANSYS paket programında araştırılmıştır.

Kullanılmış olan özel tasarımlı plakların kemiğe temas eden yüzeyleri proksimal tibia anatomisine uyum sağlayacak şekilde (yarıçapı 173 mm olan bir dairenin eğimine uygun) imalat esnasında eğim verilmiş olup plakların tamamının et kalınlığı 2 mm'dir. Plaklarda kamanın derinliği 4 mm'dir. İki ve dört delikli dikdörtgen şeklindeki plaklar ile dört delikli ters "L" şeklindeki plaklar, profil metalden talaşlama yöntemiyle kamaları ile birlikte yekpare bir şekilde elde edilmektedir. Kamaların açıklığı kemiğe bakacak şekilde 70^0 ile sınırlandırılarak, kamalar arası bölge boş bırakılmıştır. Üçgen şeklindeki kamalar iki delikli dikdörtgen ve dört delikli ters "L" şeklindeki plaklarda plakın tüm genişliği boyunca oluşturulurken, dört delikli dikdörtgen plaklarda ise araya daha fazla kemik grefti yerleştirebilmek için paralel kamalar arasındaki mesafe boş bırakılmıştır.

Gerilme analizi yapılmış olan plakların tasarımı Doç Dr. İrfan ESENKAYA tarafından yapılmıştır (TR-2002 02021Y-HİPOKRAT/TÜRKİYE).

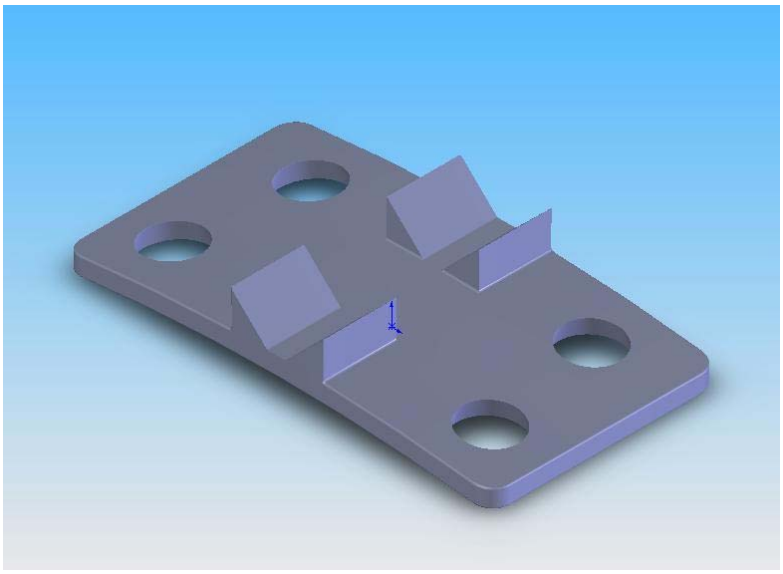
Esenkaya İ. tarafından [34-35], proksimal tibia medial açık kama osteotomisinde tespit için kamalı plak uygulamasında endikasyonlar, cerrahi teknik ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Medial kompartman osteoartrozu olan ardışık 38 hastanın (5 erkek, 33 kadın; ort. yaş 51; dağılım 36-65) 40 dizine proksimal tibia medial açık kama osteotomisi uygulamış. Aynı şekilde bir başka çalışmalarında ise medial kompartman osteoartrozu olan ardışık 56 hastanın (9 erkek, 47 kadın; ort. yaş 51; dağılım 36-66) 58 dizine proksimal tibia medial açık kama osteotomisi uygulamış. Her iki çalışma sonucunda da tek kompartman tutulumlu dizin medial osteoartritinde, proksimal tibia medial açık kama osteotomisinin tespitinde yazar tarafından geliştirilen kamalı plakların kullanılması, elde edilen düzeltme derecesini korumakta ve fonksiyonel rehabilitasyon için erken harekete izin verecek yeterli stabiliteyi sağladığı görülmüştür. Yazar tarafından geliştirilen bu plaklar aynı zamanda çalışmamızda da kullanılmıştır.

1. İki Delikli Dikdörtgen Plak: Uzunluğu 43.3 mm, genişliği ise 12.3 mm'dir. Metal kalınlığı 2 mm ve kama uzunluğu 4 mm'dir (Şekil 9.1) .



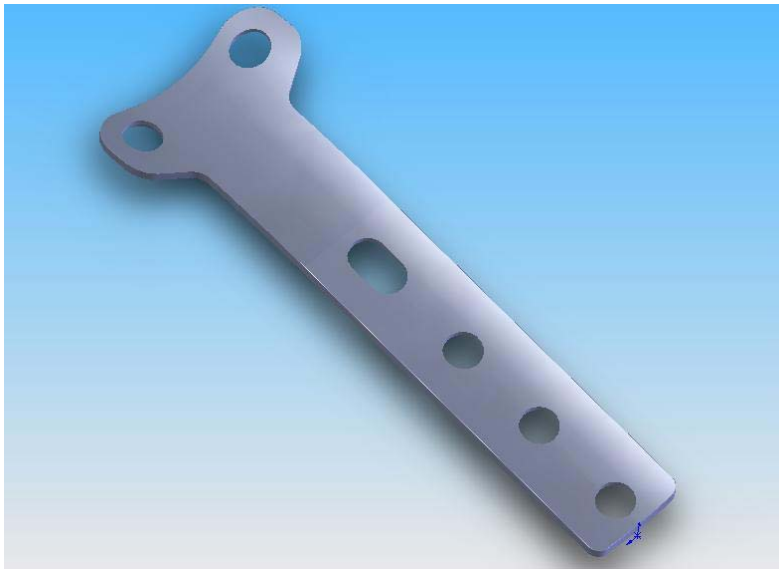
Şekil 9.1 İki delikli dikdörtgen plak

2. Dört Delikli Dikdörtgen Plak: Uzunluğu 46.5 mm, genişliği ise 25 mm'dir. Metal kalınlığı 2 mm ve kama uzunluğu 4 mm'dir (Şekil 9.2) .



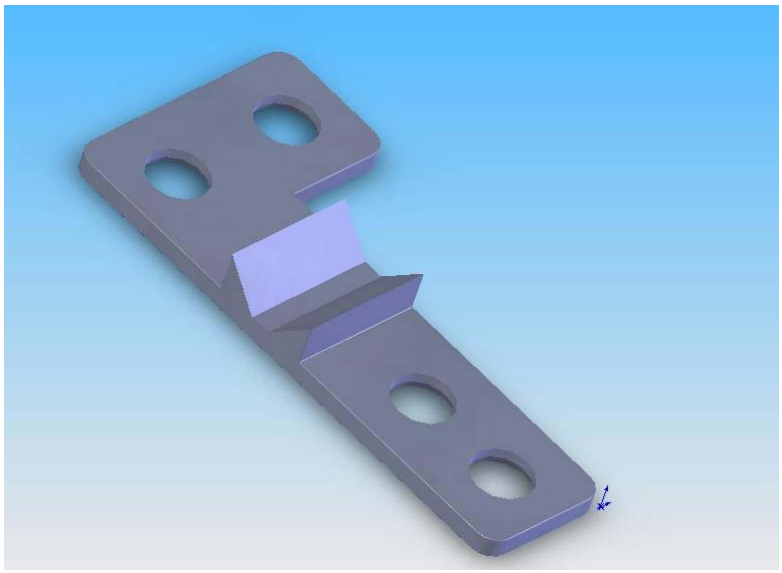
Şekil 9.2. Dört delikli dikdörtgen plak

3. Altı Delikli Normal Proksimal Tibia "T" Destek Plağı: Uzunluğu 98.4 mm, genişliği ise T'nin tabanında 16.8 mm, tepesinde ise 33.2 mm'dir. Metal kalınlığı 2 mm ve kamasız olup kemik ile temas eden yüzeyi diğer özel tasarım plaklarımız gibi tibia proksimalinin anatomisine uyumlu olacak şekilde imal edilmiştir (Şekil 9.3).



Şekil 9.3. Altı delikli normal proksimal tibia "T" destek plağı

4. Dört Delikli Ters "L" Şeklinde Plak: Uzunluğu 53 mm, genişliği ise L'nin kısa kolunda 25 mm, uzun kolunda ise 13.5 mm'dir. Metal kalınlığı 2 mm ve kama uzunluğu 4 mm'dir (Şekil 9.4) .



Şekil 9.4. Dört delikli ters "L" şeklinde plak

9.1. Plakların ANSYS'te Analizi

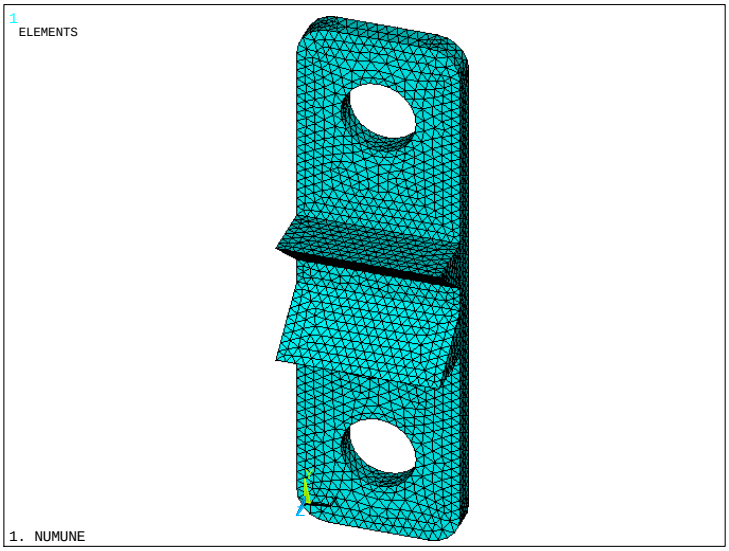
Plaklarımızın modelleri ANSYS'te yapılarak kama yüzeylerine 3000N, 5000N ve 7000N'luk basınçlar uygulanarak Von Mises akma kriterine göre gerilme analizleri yapıldı. Sonlu eleman analizi için kullanılan modelde plaklar için kullanılan eleman tipi, plağın kemiğe monte edilmesinden dolayı kemik için seçilen 3-D 10-Node tetrahedral katı modeli plak içinde kullanıldı. Plaklar lineer, elastik, izotropik ve homojen olarak modellendi. Plakların malzemeleri yaygın olarak kullanılan "316L/1.4441 paslanmaz çelik" ve "Ti-6Al4V/IMI 318 titanyum alaşımı" alındı (Tablo 9.1.). Modellenmesi yapıldıktan sonra plaklara otomatik mesh atıldı. Elemanların optimum boyutları 0.8 bulunarak analizler yapıldı. Model üzerine uygulanan yükleri ve sınır şartları belirledikten sonra çözüm yapıldı.

Tablo 9.1. Plakların Malzeme Özellikleri

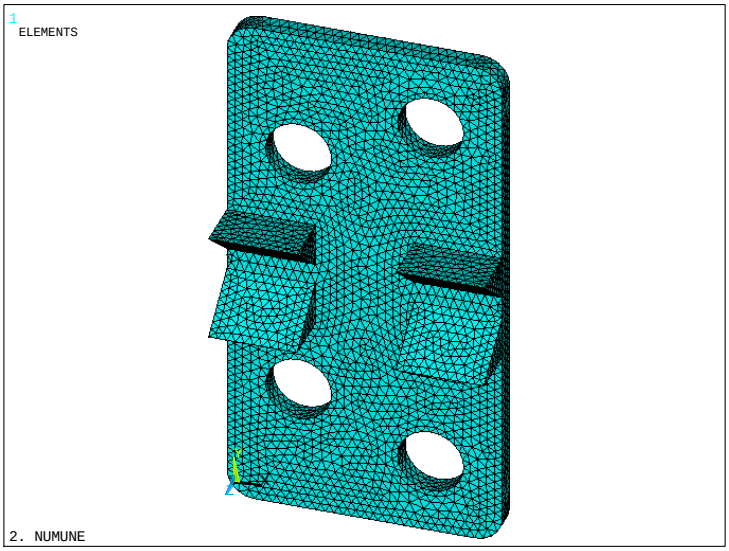
MALZEME	ELASTİSİTE MODÜLÜ (MPa)	POISSON ORANI
PASLANMAZ ÇELİK (316L/1.4441)	200.000	0.3
TİTANYUM (Ti-6Al4V/IMI 318)	100.000	0.3

Tablo 9.2. ANSYS'te Analizi Yapılan Plakların Eleman Özellikleri

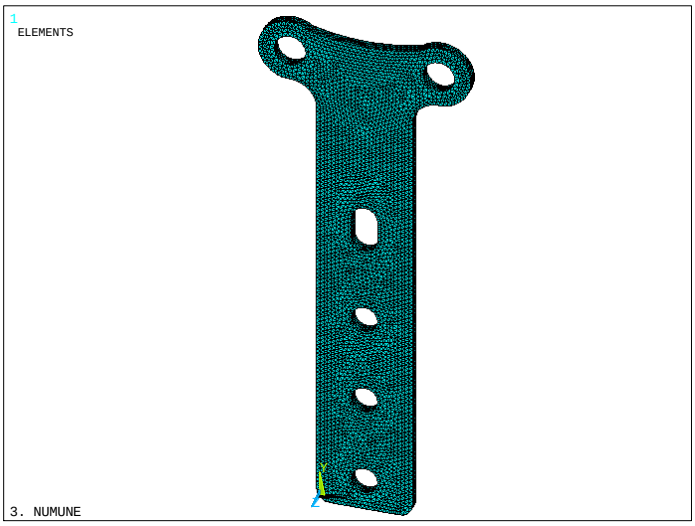
PLAK	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM SAYISI	ELEMAN BOYUTU	ELEMAN TİPİ
1	21964	35257	0.8	SOLID92
2	39233	62830	0.8	SOLID92
3	58828	94273	0.8	SOLID92
4	28119	45427	0.8	SOLID92



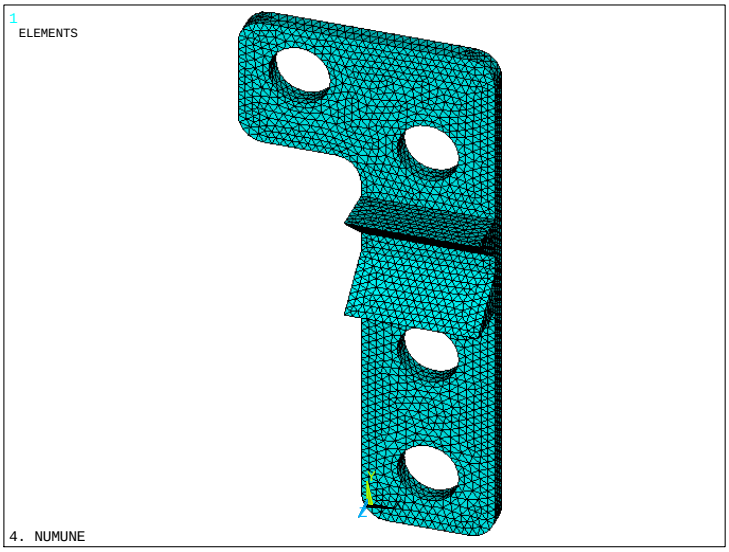
Şekil 9.5 Birinci plağın sonlu eleman ağı



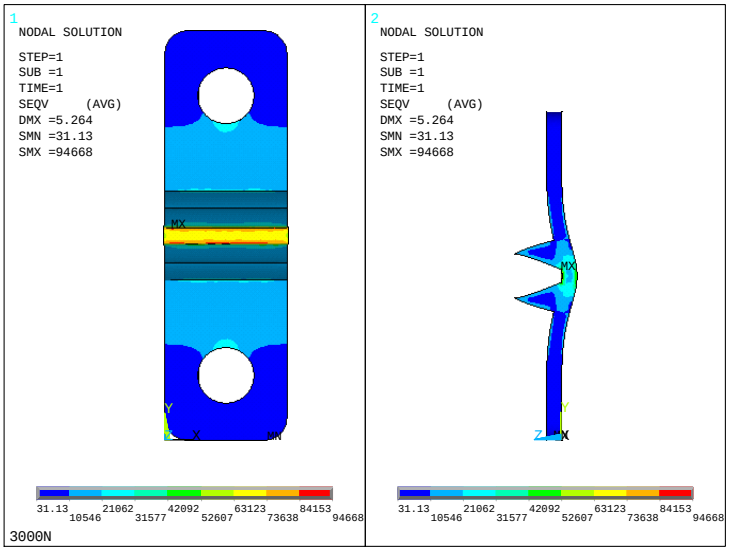
Şekil 9.6 İkinci plağın sonlu eleman ağı



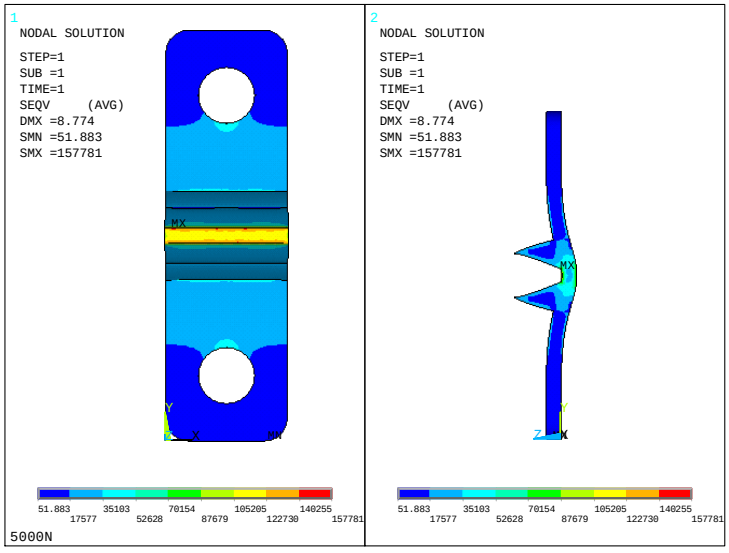
Şekil 9.7 Üçüncü plağın sonlu eleman ağı



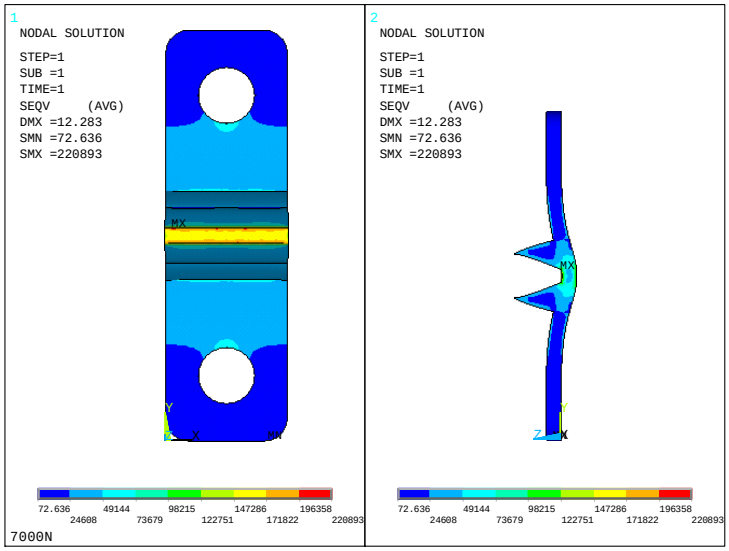
Şekil 9.8 Dördüncü plağın sonlu eleman ağı



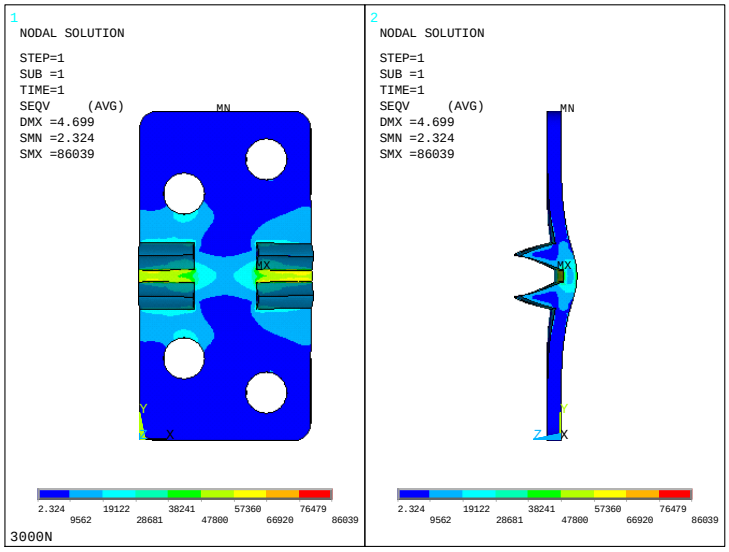
Şekil 9.9 İki delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (3000N)



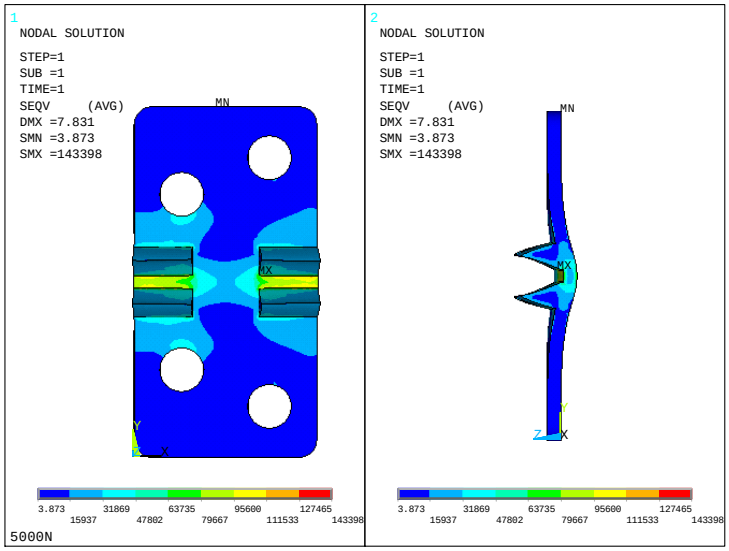
Şekil 9.10 İki delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (5000N)



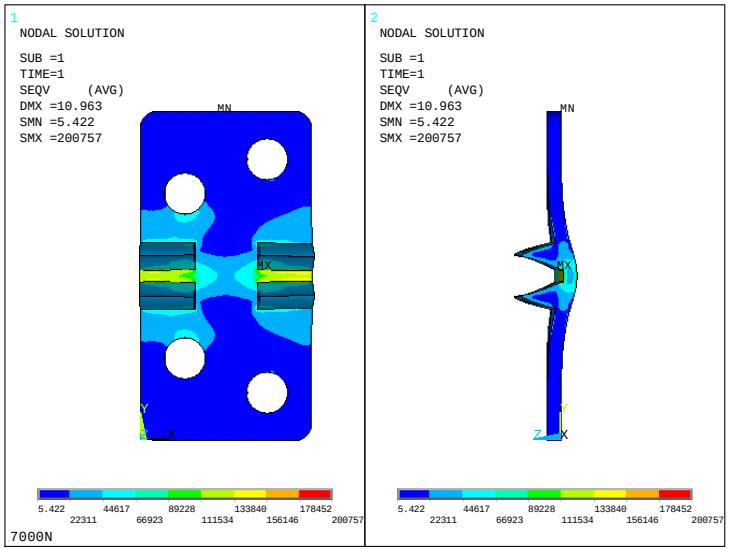
Şekil 9.11 İki delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (7000N)



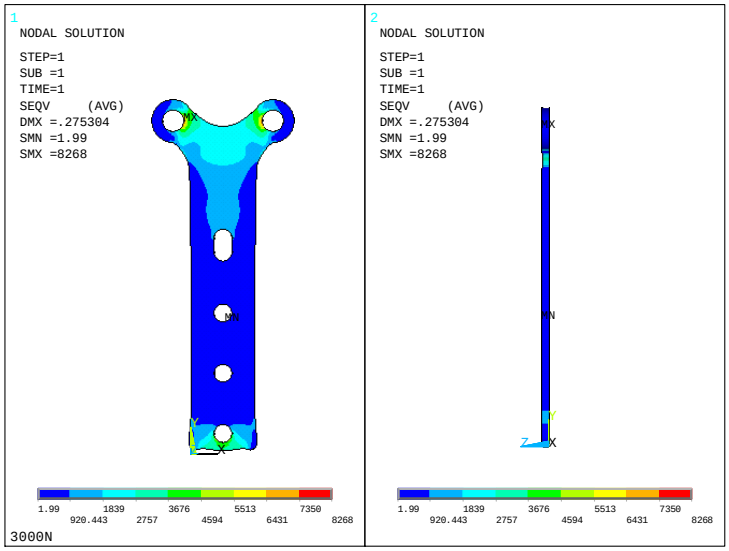
Şekil 9.12 Dört delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (3000N)



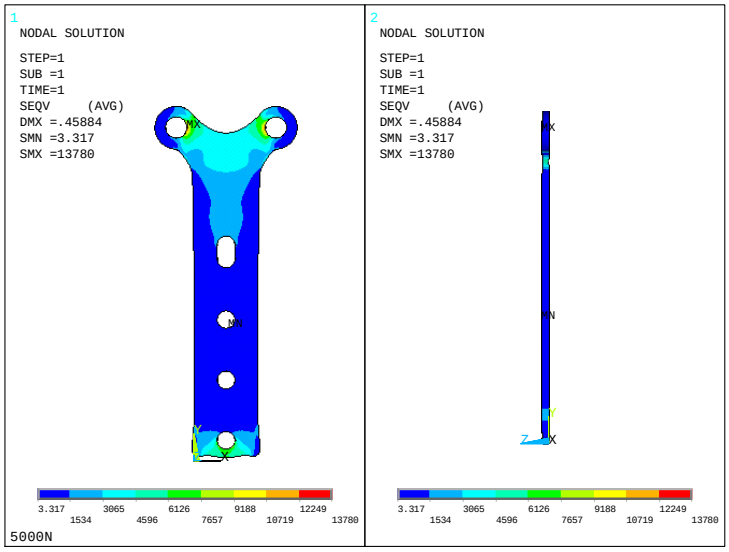
Şekil 9.13 Dört delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (5000N)



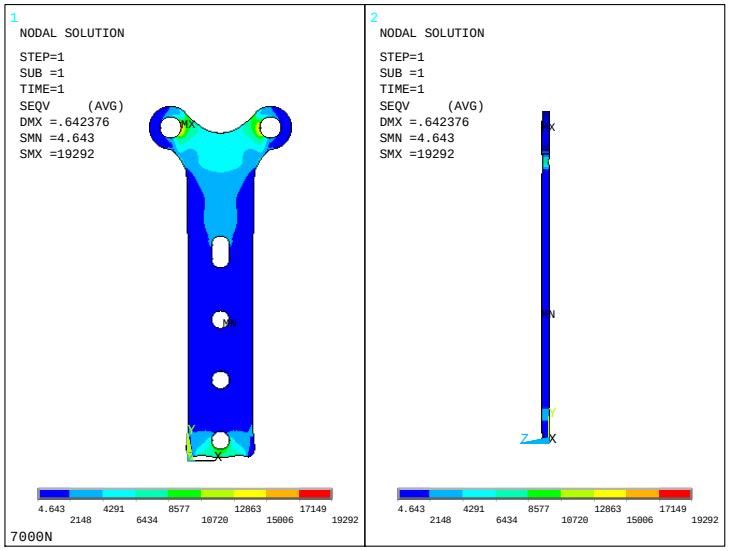
Şekil 9.14 Dört delikli dikdörtgen plağın von mises gerilme analizi (7000N)



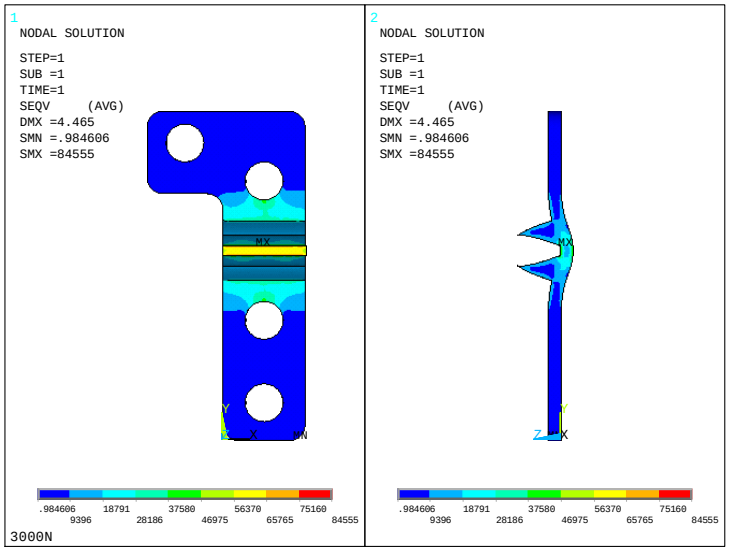
Şekil 9.15 Altı delikli normal proksimal tibia plağının von mises gerilme analizi (3000N)



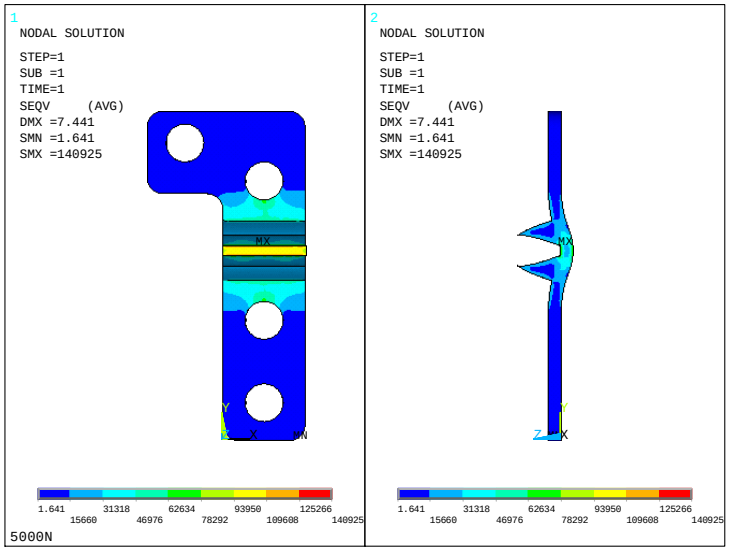
Şekil 9.16 Altı delikli normal proksimal tibia plağının von mises gerilme analizi (5000N)



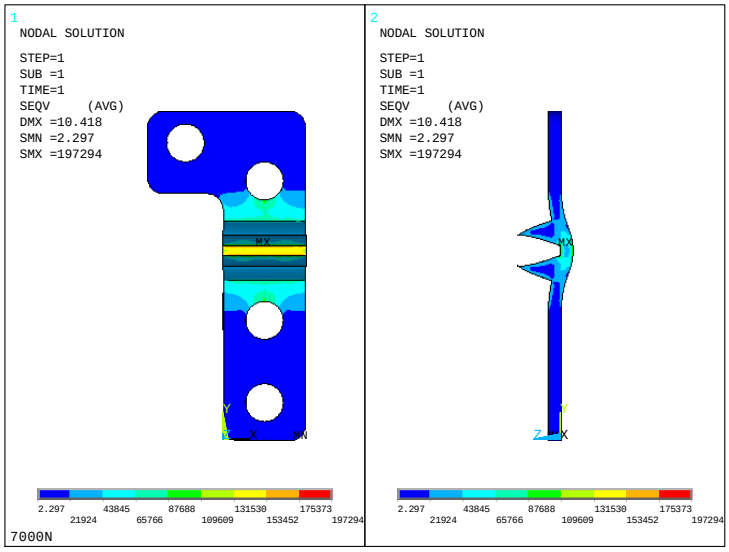
Şekil 9.17 Altı delikli normal proksimal tibia plağının von mises gerilme analizi (7000N)



Şekil 9.18 Dört delikli ters “L” şeklinde plağın von mises gerilme analizi (3000N)



Şekil 9.19 Dört delikli ters "L" şeklinde plağın von mises gerilme analizi (5000N)



Şekil 9.20 Dört delikli ters "L" şeklinde plağın von mises gerilme analizi (7000N)

Kemik iyileşmesi döneminde osteotomi hattı esas olarak aksiyel güçlere maruz kalmaktadır. Özellikle aktivite esnasında alt ekstremiteye vücut ağırlığının birkaç katı kadar yük binmektedir. Bu nedenle, iyileşme döneminde osteosentez materyalin dayanıklılığı önemlidir. Medialden açık kama osteotomi'ler sonrası tespit yöntemlerinde günümüzde değişik arayışlara gidilmekte, öncelikle tespitin güvenilirliği yanında uygulama kolaylığı ve hasta konforu da düşünülmektedir [65].

Her hangi bir plağın mukavemet açısından çok stabil ve çok dirençli olması klinik uygulamalarda insan vücudu için çok iyi olduğu anlamına gelmez. Çünkü insan vücuduna optimum sonuçlar veren plağın değerlendirilmesi için normal bir dize gelen ortalama yük miktarının değerlendirilmesi gerekir. Kuster ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada normal yürüme esnasında tibio-femoral ekleme (diz) binen yük miktarını vücut ağırlığının 3.9 katı olarak bulurken, yokuş aşağı yürüme esnasında bu yük vücut ağırlığının 8 katına kadar çıkmaktadır. Dize gelen yükün yaklaşık %65'i medial kompartımandan, %35 ise lateral kompartımandan geçmektedir. Yine bisiklet kullanırken vücut ağırlığının 1.2 katı, merdiven aşağı yürürken vücut ağırlığının 3.8 katı, sandalyeden kalkarken 3.2 katı, izokinetik diz ekstansiyon egzersizlerinde 9 katı, squat çalışmalarında 5.6 katı, 1177N'luk ağırlık kaldırılmasında vücut ağırlığının yaklaşık 24 katı kadar yükün tibio-femoral ekleme bindiği, aynı çalışma içerisinde belirtilmektedir [65].

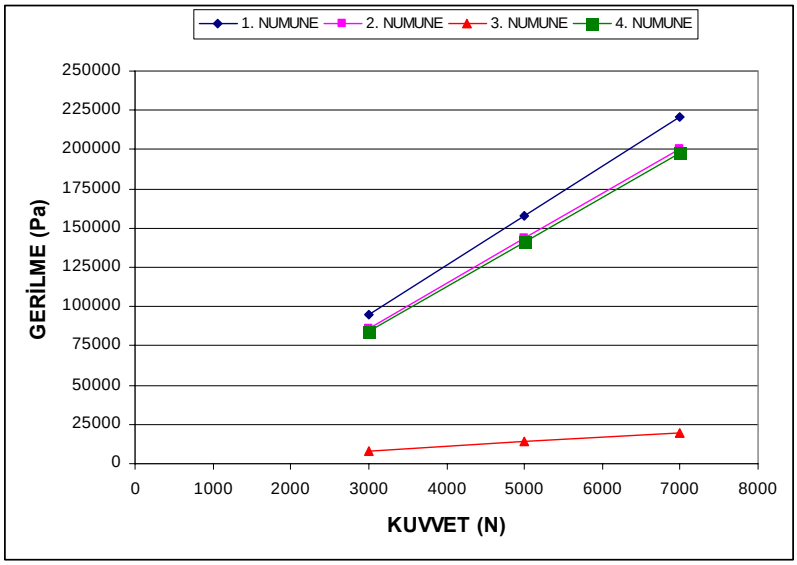
Mısırlıoğlu [65], analizini yapmış olduğumuz plakların deneysel biyomekanik çalışmasını yapmıştır. Kullanmış oldukları plak-vida sistemlerinin dana tibialarında 10.000N aksiyel yüklenmelere kadar dayanıklı olduğunu göstermişlerdir. Dolayısı ile insan vücuduna klinik uygulamalarda mekanik olarak güçlü bir fiksasyon sağlayacağı açıktır. Bu deneysel çalışma, yapılan sonlu eleman analiz sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

İki delikli dikdörtgen plağın (1. Numune) Von Mises akma kriterine göre yapılan gerilme analizinde, gerilme yoğunlaşmasının delik diplerinde ve kamalar arasında meydana geldiği görülmüştür. Ayrıca uygulanan yükün artmasıyla gerilme yoğunlaşmasının meydana geldiği bölgeler değişmemiş ancak gerilme değerlerinde bir artış görülmüştür (Şekil 9.21).

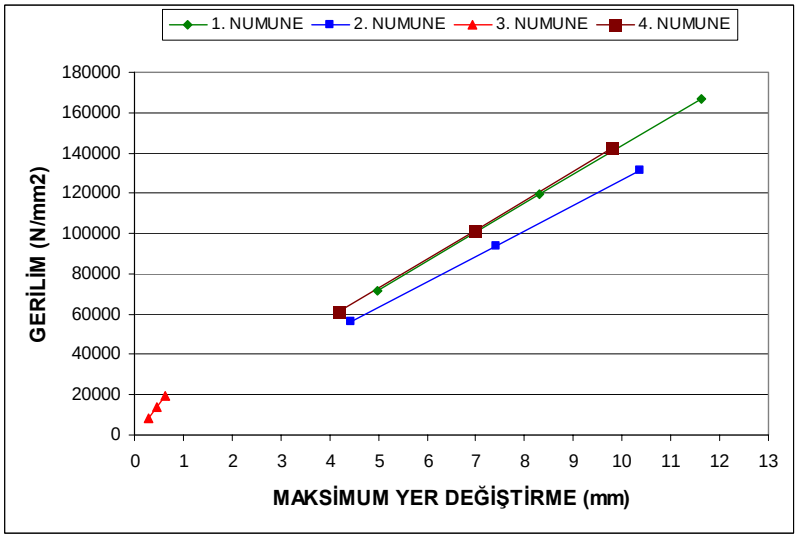
Dört delikli dikdörtgen plağa (2. Numune) ve dört delikli ters "L" (4. Numune) şeklindeki plaklarda da Von Mises akma kriterine göre yapılan gerilme analizinde, gerilme yoğunlaşmasının aynı bölgelerde meydana geldiği görülmüştür. Uygulanan yükün artırılmasıyla gerilme değerlerinde artış gözlenmiştir (Şekil 9.21).

Altı delikli normal proksimal tibial plağı (3. Numune) üzerinde yapılan gerilme analizinde en alttaki delikte ve en üstteki iki deliğin diplerinde gerilme yoğunlaşması görülmüş ve yükün artırılması ile gerilme değerleri de artmıştır (Şekil 9.21).

Titanyum plak paslanmaz çelik ile karşılaştırıldığında, uygulanan yükler sonucunda gerilme değerlerinin değişmediği ve mekanik bir avantajın olmadığı tespit edilmiştir [30]. Yalnız, literatürde mekanik bir avantajının olmadığının yanında titanyum plakların teorik olarak yorulmaya karşı daha dirençli ve daha elastik olduğu belirtilmiştir [71].



Şekil 9.21 Plakların gerilme analizi

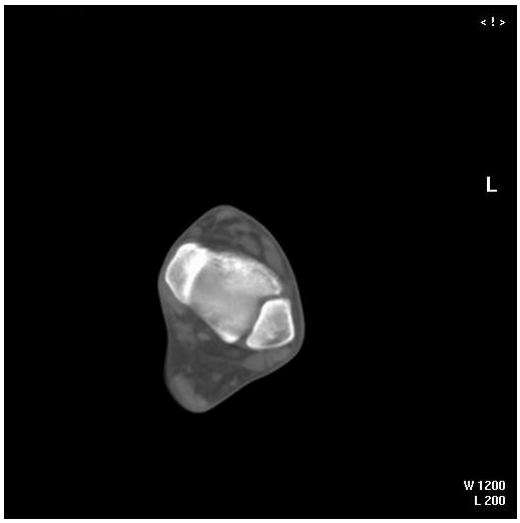


Şekil 9.22. Plakların Gerilme-Yer Değiştirme grafiği

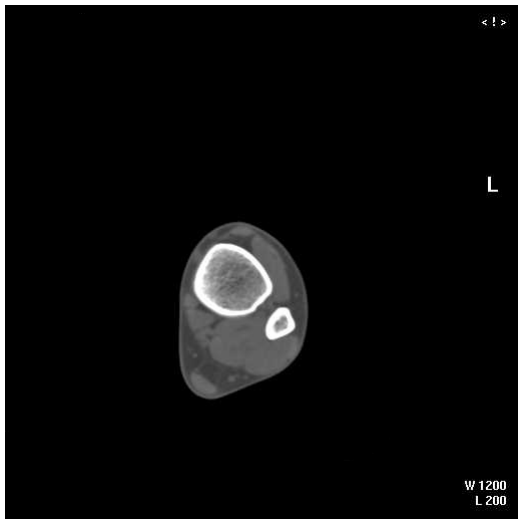
Analizini yapmış olduğumuz plakların içerisinde en stabil olanı altı delikli normal proksimal tibial plağı (3. Numune) olduğu tespit edilmiştir (Şekil 9.22). İki delikli (1. Numune) ve dört delikli (2. Numune) dikdörtgen şeklindeki kama destekli plakların aksiyel yüklenme altında diğer plaklara kıyasla hasara daha önce uğrayacaktır. Normal yürüme esnasında dize binen yük miktarı vücut ağırlığının 3.9 katı ise, tüm plakların aksiyel yüklenmelere karşı ne kadar stabil olduğu şekil 9.22'de görülmektedir. Yapılan deneysel çalışmalarda bu sonucu doğrulamaktadır [65].

10. İNSAN TİBİASININ GERİLME ANALİZİ

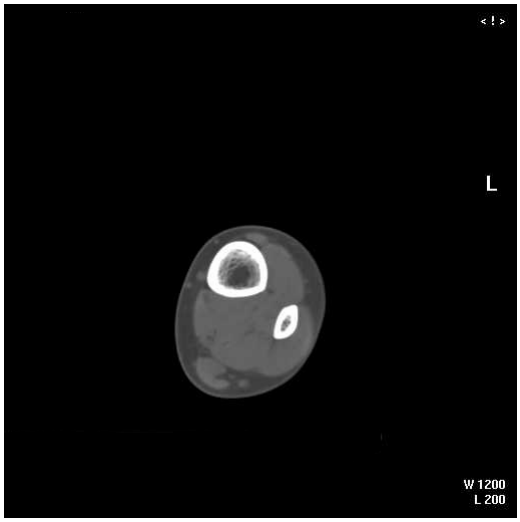
İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda 875N ağırlığında ve 30 yaşındaki bir erkeğin sağ tibiasının kesit tomografileri, değişen aralıklarla çekilmiştir. Toplam 3mm aralıklarla 145 tane kesit alınmıştır. Tibianın, distalden proksimale doğru bazı kesit tomografileri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 10.1, a-m). Tomografilerdeki siyah alt yüzeyin içindeki ilk ince beyaz çeper bacağın sınırlarını yani deriyi göstermektedir. Deri içinde ise parlak, beyaz olmayan kısımlar kasları, parlak beyaz kısım ise kemikleri göstermektedir. 1. şekil tibianın alt uçtan geçen kesitidir. Görüldüğü gibi ince, daha parlak bir beyaz çeperi vardır. Bu kısım kortikal kemiği göstermekte içindeki siyah-beyaz sünger gibi görünen kısım ise süngerimsi kemiği göstermektedir. Buradan da görüleceği gibi uçlarda daha çok süngerimsi kemik bulunmaktadır. 2. şekil biraz daha üst kısımdan alınmıştır. Büyük olan beyaz kemik tibia, küçük olan ise fibuladır. Görüldüğü gibi, tibianın orta bölgesine doğru gidildikçe kortikal kısım kalınlaşmakta süngerimsi kısım ise daralmaktadır ve 3. şekilden sonra yavaş yavaş ilik kanalı görülmeye başlanmıştır. 2 şekilden 8. şekile kadar kortikal kısımın kalınlaşmaya devam etmekte olduğu görülmektedir. 7. şekil tibia'nın tam orta kısmını göstermektedir. 9 şekil'den itibaren kortikal kemiğin kalınlığı artık azalmakta ve tibianın proksimal bölgesine yaklaşılmaktadır. 11. şekilden itibaren tibianın süngerimsi yapısının tekrar başladığı görülmektedir. 14. şekil tibianın femur ile birleştiği bölgeye yakın bir bölgeden alınmıştır.



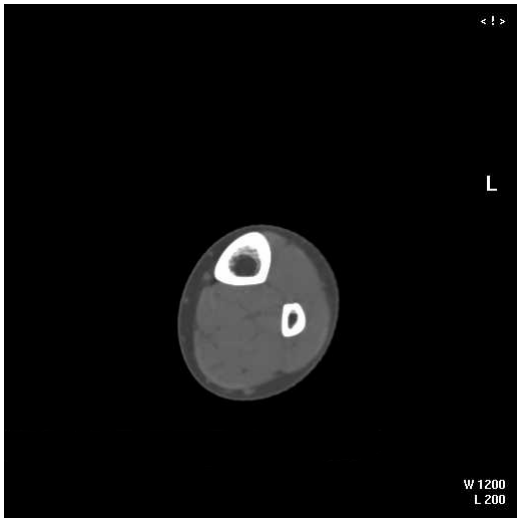
a. 1. Kesit



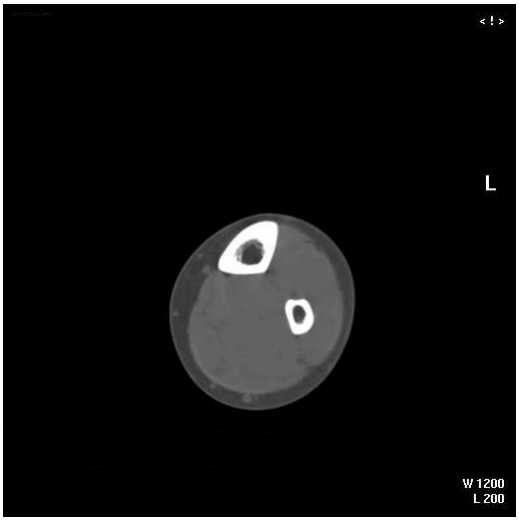
b. 2. Kesit



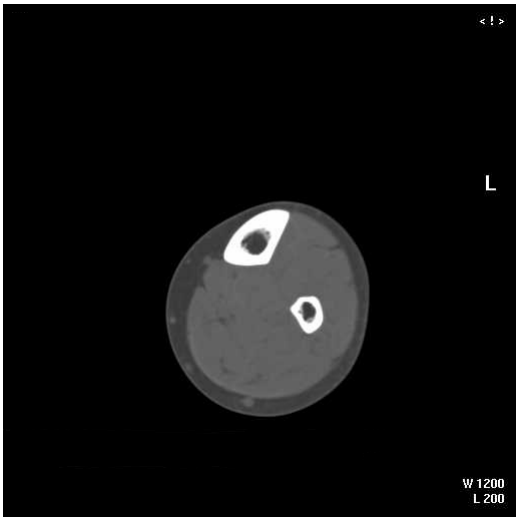
c. 3. Kesit



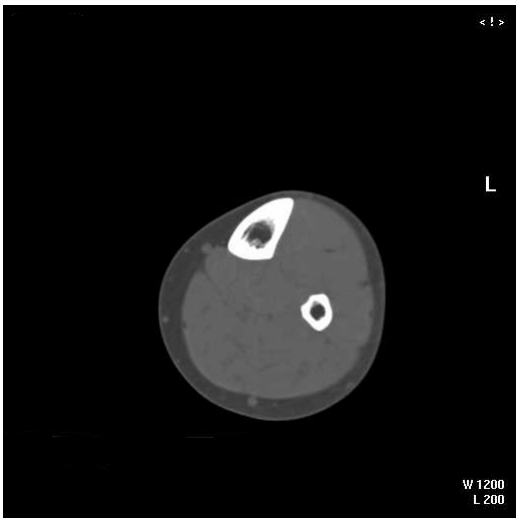
d. 4. Kesit



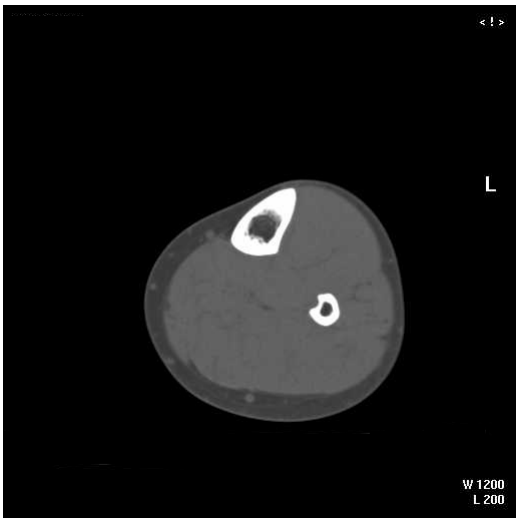
e. 5. Kesit



f. 6. Kesit



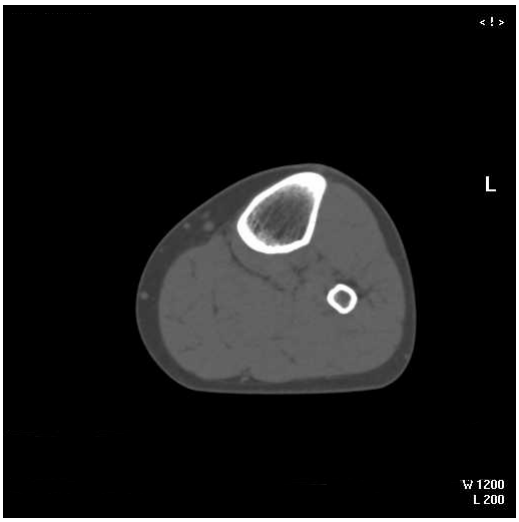
g. 7. Kesit



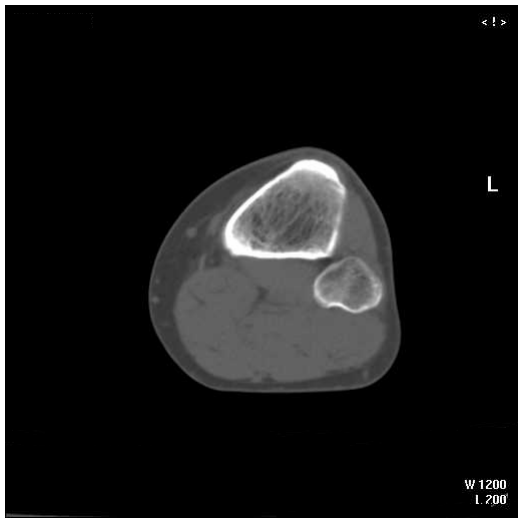
h. 8. Kesit

ı. 9. Kesit

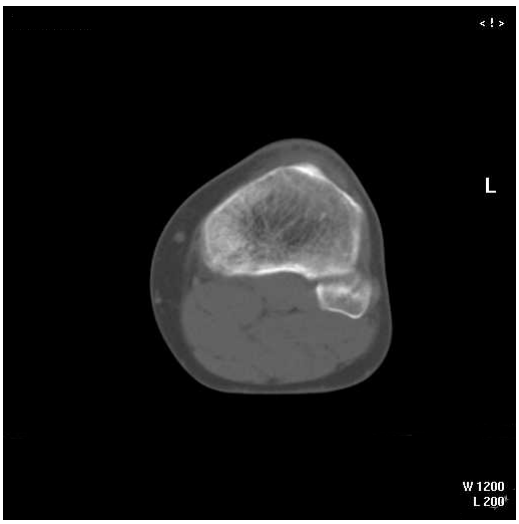
i. 10. Kesit



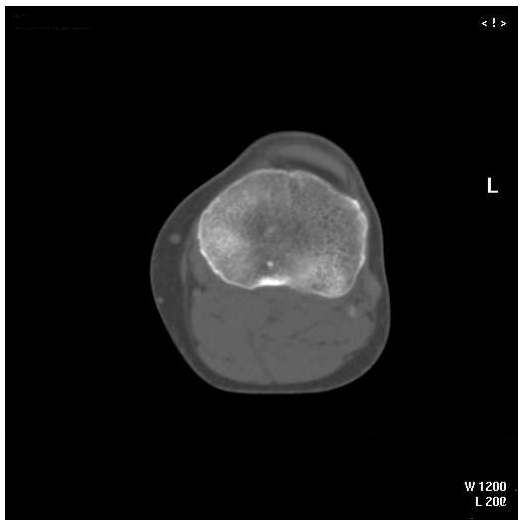
j. 11. Kesit



k. 12. Kesit



l. 13. Kesit



m. 14. Kesit

Şekil 10.1. Tibia tomografi kesitleri

DICOM formatında elde edilen 3 boyutlu tibia CT/BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri, Medikal Görüntüleme MIMICS (Mimics, Materialise N.V., Belgium) programına import edilerek 3 boyutlu modeli oluşturuldu. Kemiğin mekanik modeli MIMICS programı vasıtasıyla verildi (Tablo 10.1). Bu model, MIMICS programından ANSYS programında çalışacak şekilde aktarıldı (Şekil 10.2). Sonlu eleman analizi için modelde, eleman tipi olarak 3-D 10-Node tetrahedral, yapısal katı modeli (SOLID 92) kullanıldı. Tibia lineer, elastik, izotropik ve homojen olarak modellendi [72]. Modellenmesi yapıldıktan sonra otomatik mesh atıldı (Eleman boyutu 10 alındı), (Şekil 10.3).

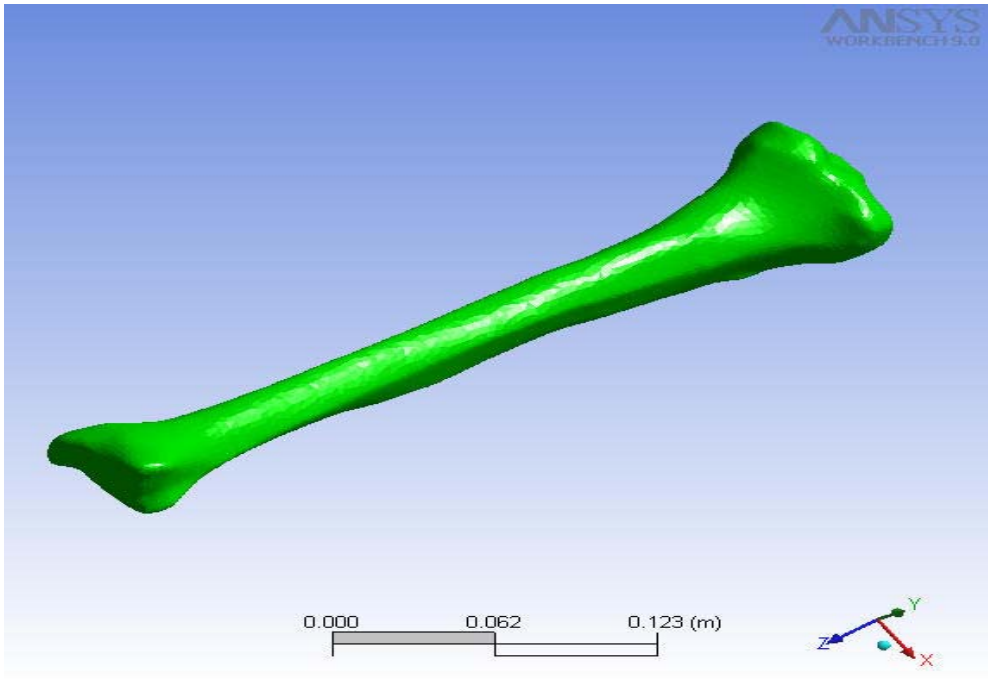
Tibia plato bölgesine 750N, 900N ve 1000N'luk eksenel basma uygulayarak ve tibianın distal bölgesi her yönden sabitlenerek Von Mises akma kriterine göre gerilme analizleri yapıldı (Şekil 10.3-5). Model 152052 eleman, 227056 düğüm, 11918 alan ve 1 hacimden meydana gelmektedir. Analizlerde Pentium 4, 3 GHz, 2 GB RAM ve 200 kullanıldı. Analizler bu bilgisayarda yaklaşık bir buçuk saat sürdü.

ANSYS Workbench kullanılarak, tibianın distal uç kısmı her yönden sabitlenerek ve tibianın proksimal uç kısmına da 25N.m ve 50N.m'lik momentler uygulanarak sonuçları araştırıldı.

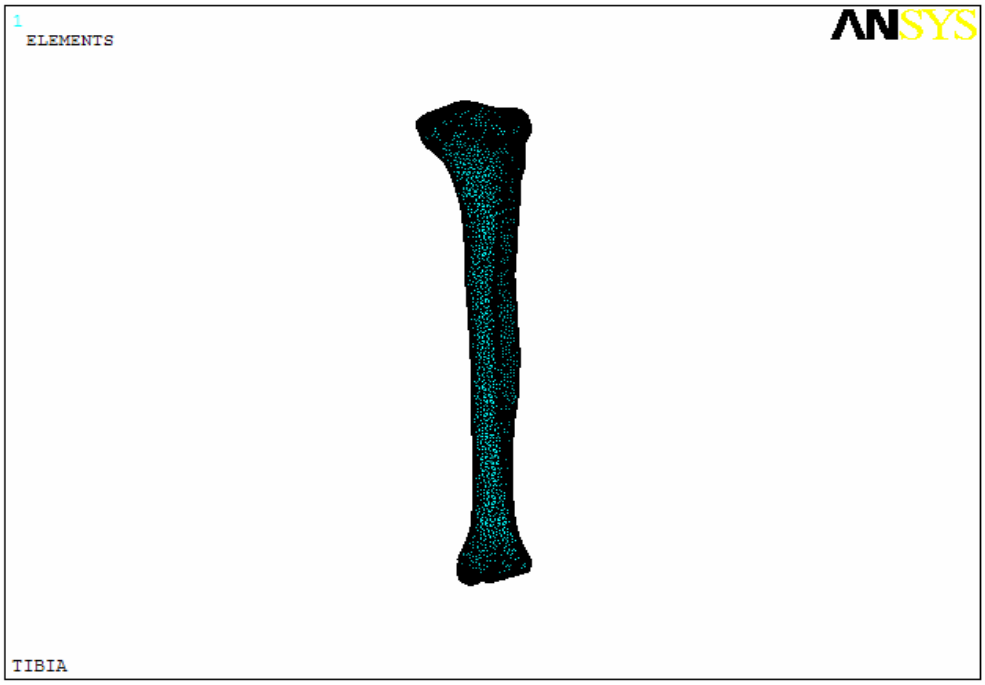
Ayrıca şekil 10.6'da gösterildiği gibi değişik açılarda (α = Tibiaya uygulanan yükün yatayda yapmış olduğu açı) tibiaya uygulanan 750N'luk bileşke yükler sonucunda meydana gelen değişiklikler de incelendi. Diz tam düz iken fleksiyon 0^0 ve ekstansiyon ise 180^0 alınmıştır. Diz büküldükçe fleksiyon derecesi artmakta ekstansiyon derecesi azalmaktadır.

Tablo 10.1. Kemiğin mekanik özellikleri [67]

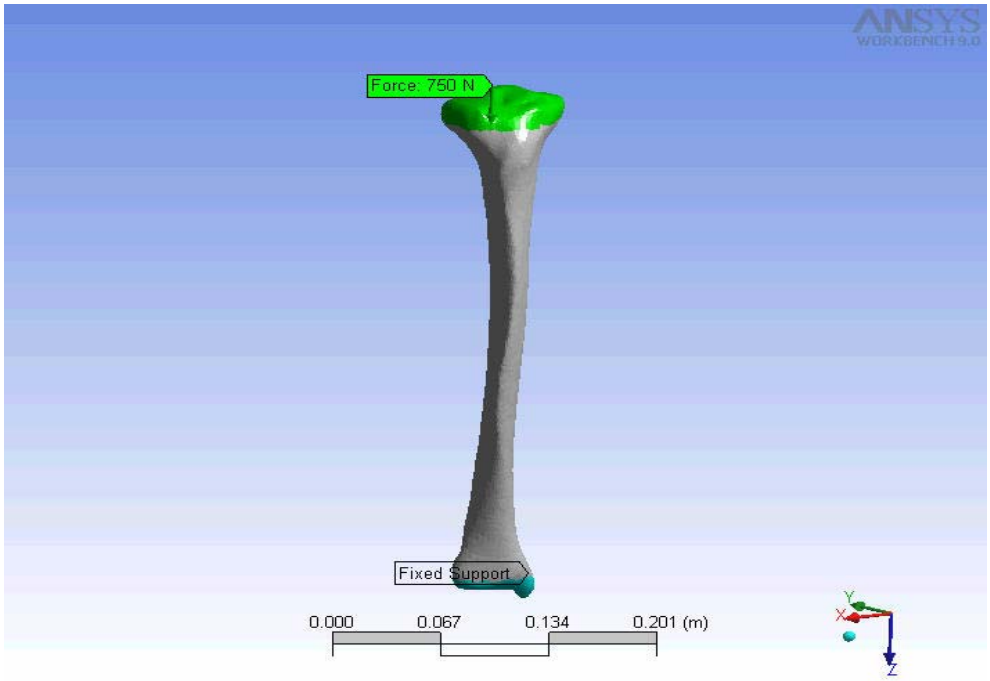
MALZEME	ELASTİSİTE MODÜLÜ (MPa)	POISSON ORANI
KORTİKAL KEMİK	17.000	0.3
KANSELLÖZ KEMİK	700	0.2



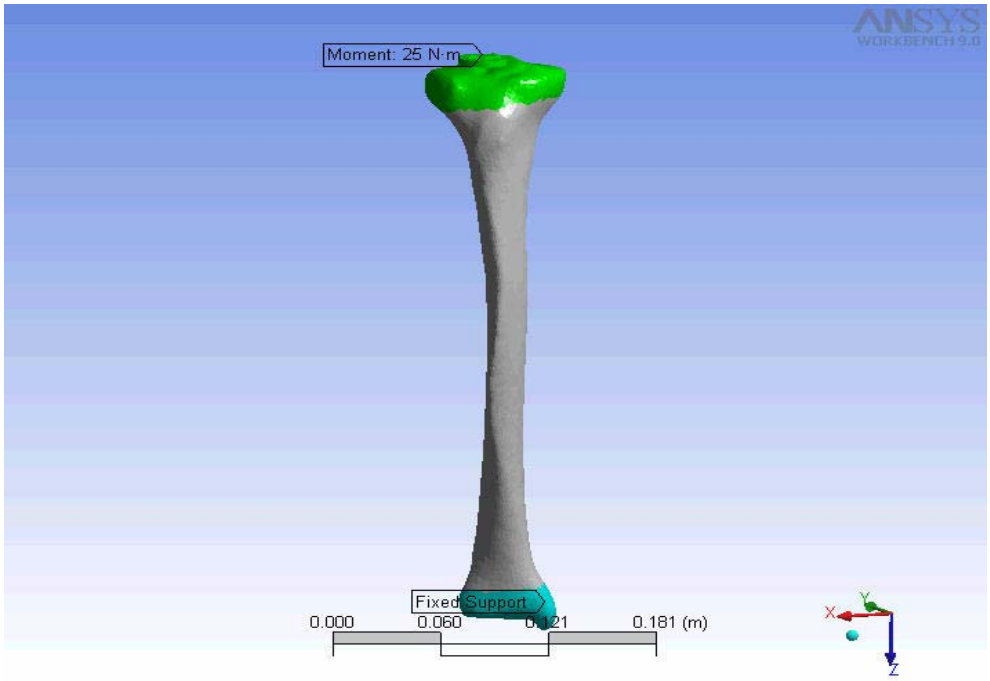
Şekil 10.2 Tibianın ANSYS'te elde edilmiş 3 boyutlu görüntüsü



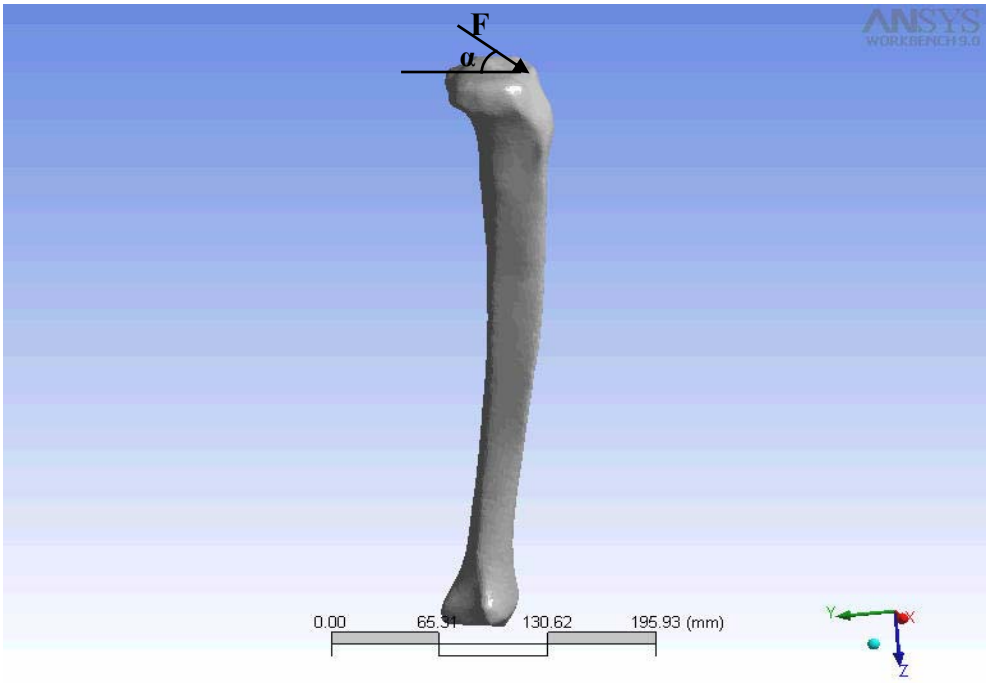
Şekil 10.3 Tibianın mesh atılmış görüntüsü



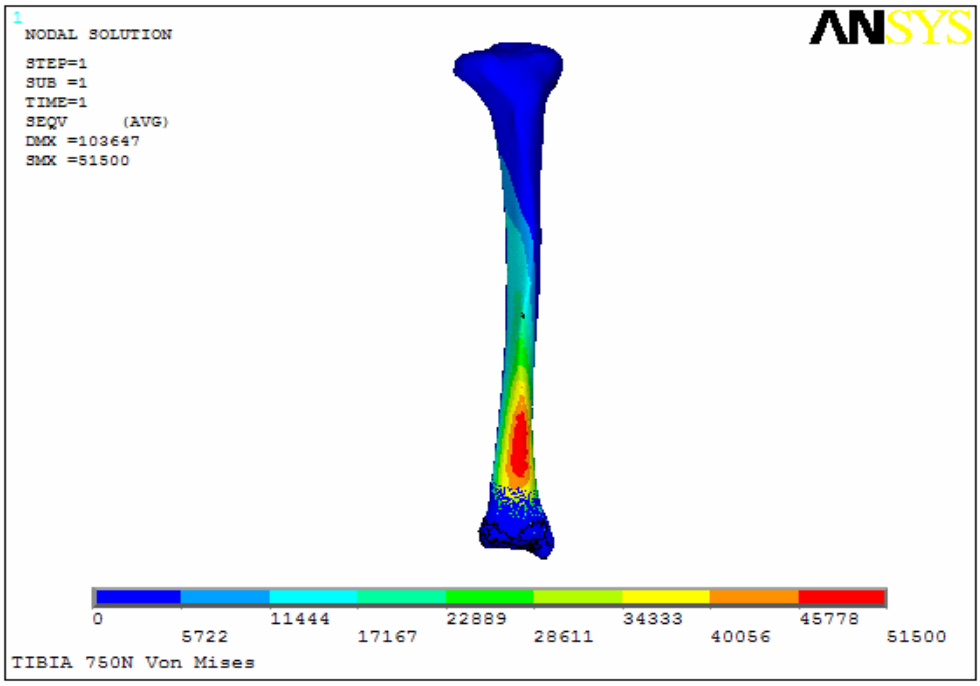
Şekil 10.4 Tibiaya eksenel olarak basmanın uygulanışı



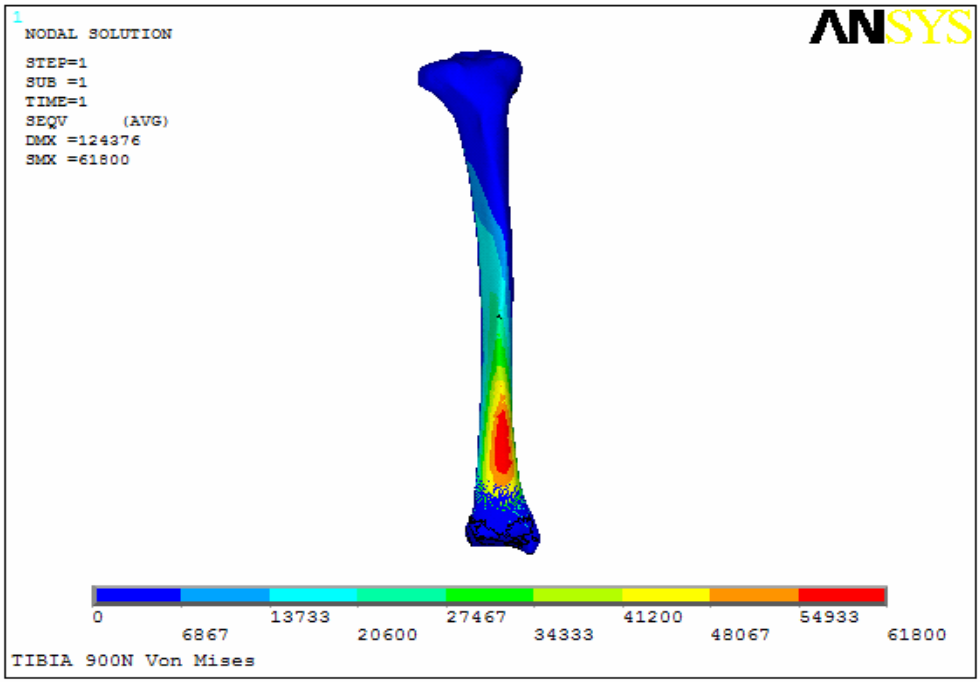
Şekil 10.5 Tibiaya burulma momentinin uygulanışı



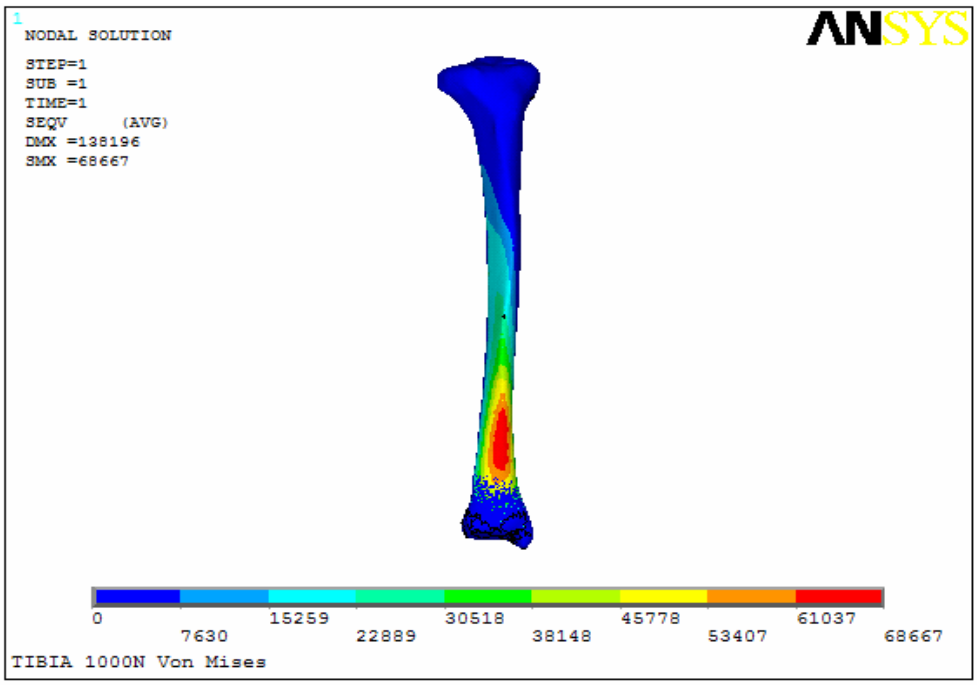
Şekil 10.6 Tibiaya değişik açılarda (α) yükün uygulanışı 10^0, 20^0, 30^0, 45^0



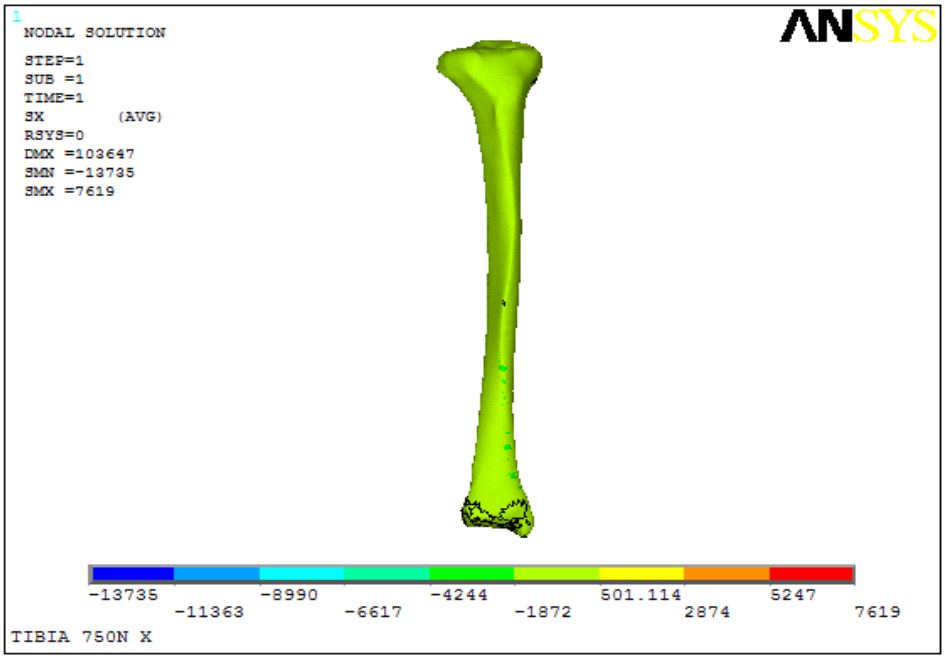
Şekil 10.7 Tibianın Von Mises akma kriterine göre gerilme analizi (750 N, Önden Görünüş)



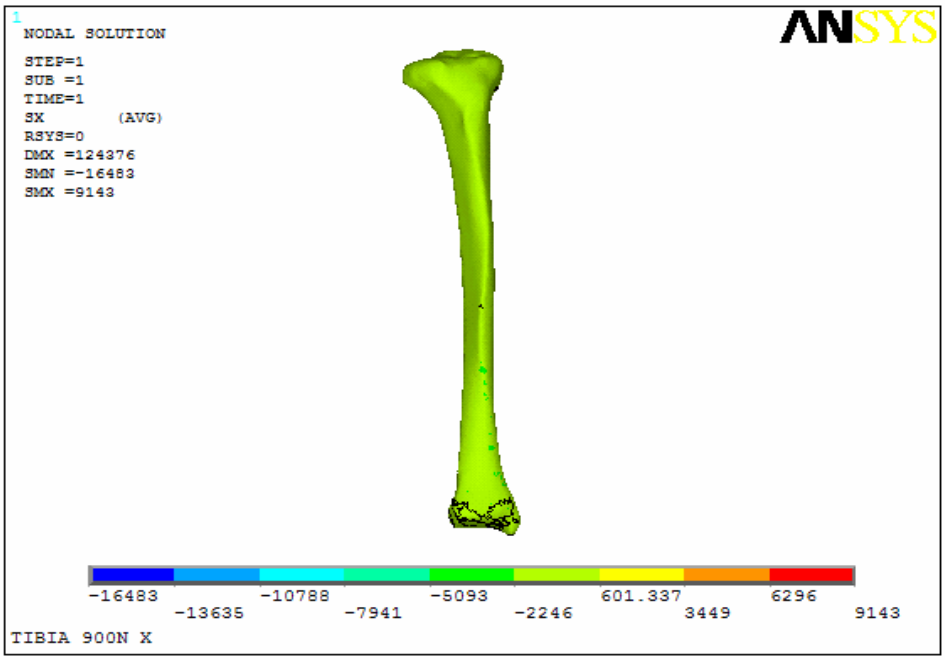
Şekil 10.8 Tibianın Von Mises akma kriterine göre gerilme analizi (900 N, Önden Görünüş)



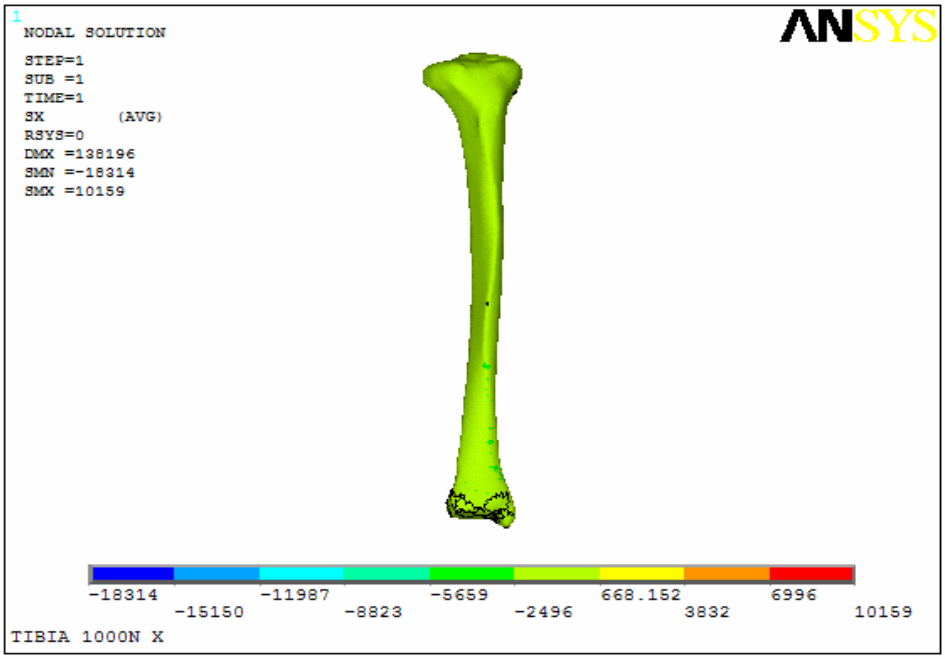
Şekil 10.9 Tibianın Von Mises akma kriterine göre gerilme analizi (1000 N, Önden Görünüş)



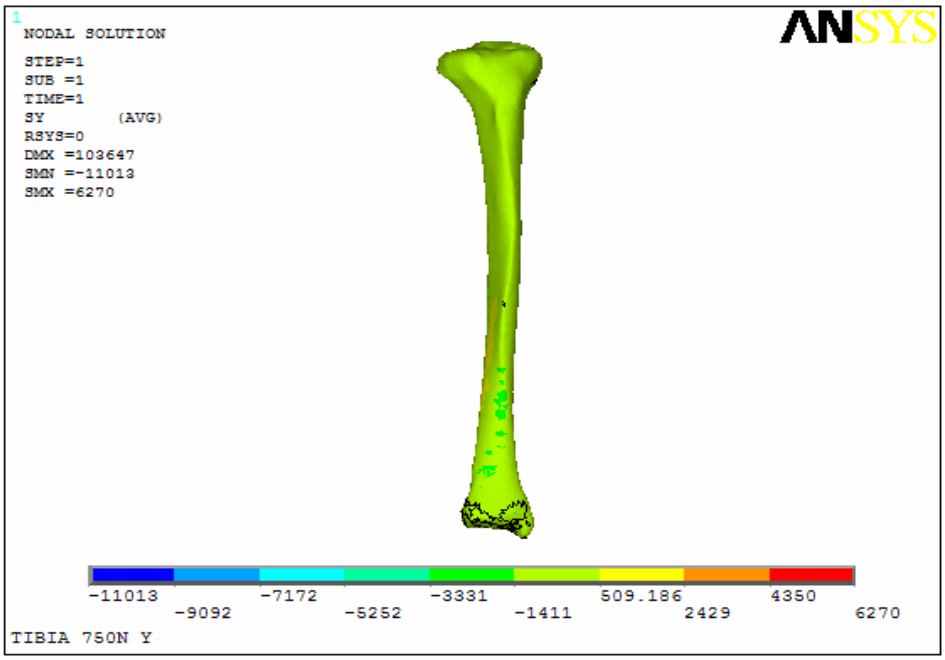
Şekil 10.10 X yönünde meydana gelen gerilme (750N)



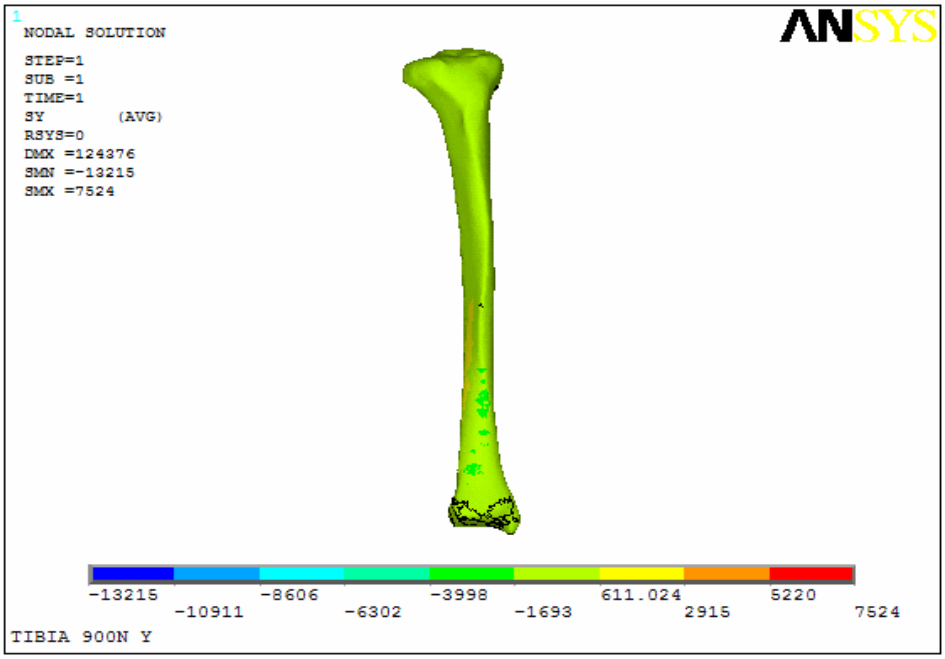
Şekil 10.11 X yönünde meydana gelen gerilme (900N)



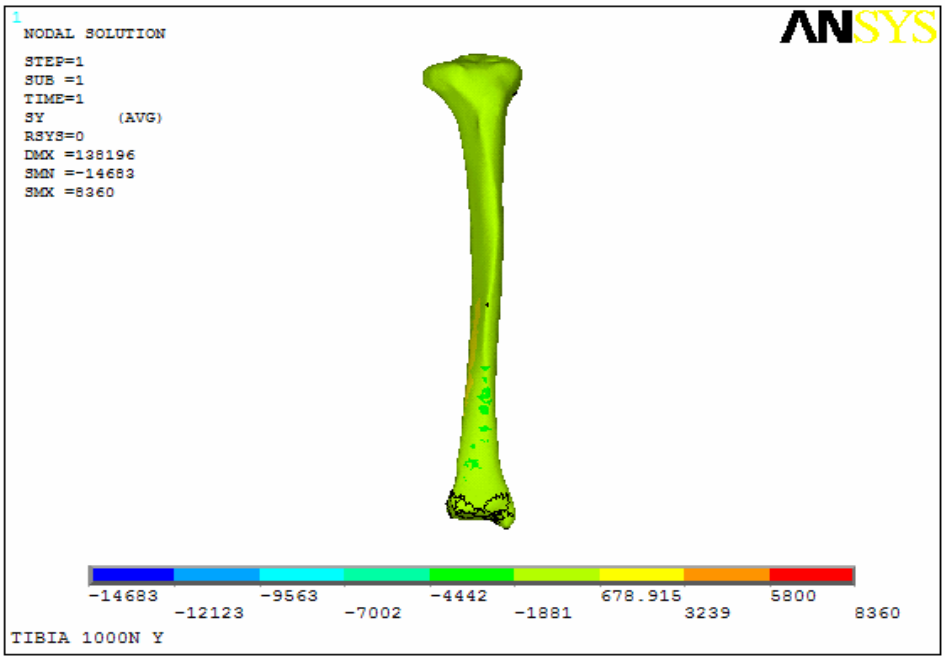
Şekil 10.12 X yönünde meydana gelen gerilme (1000N)



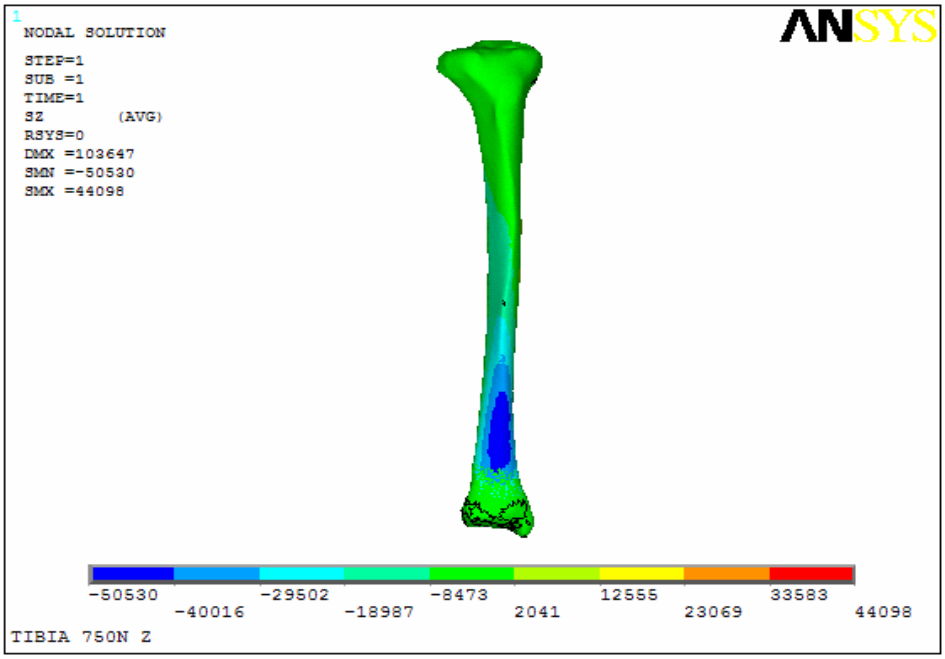
Şekil 10.13 Y yönünde meydana gelen gerilme (750N)



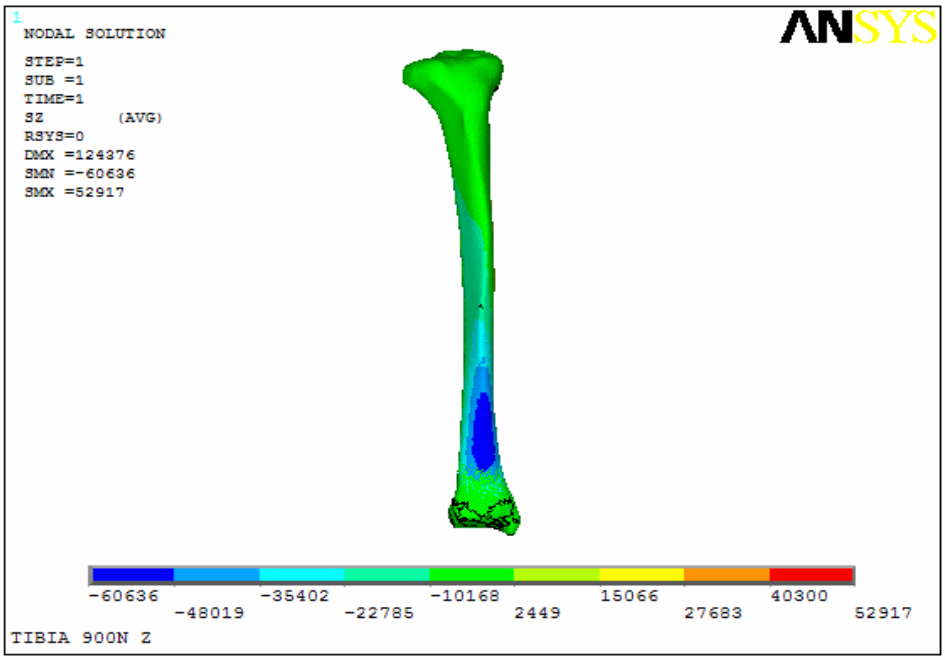
Şekil 10.14 Y yönünde meydana gelen gerilme (900N)



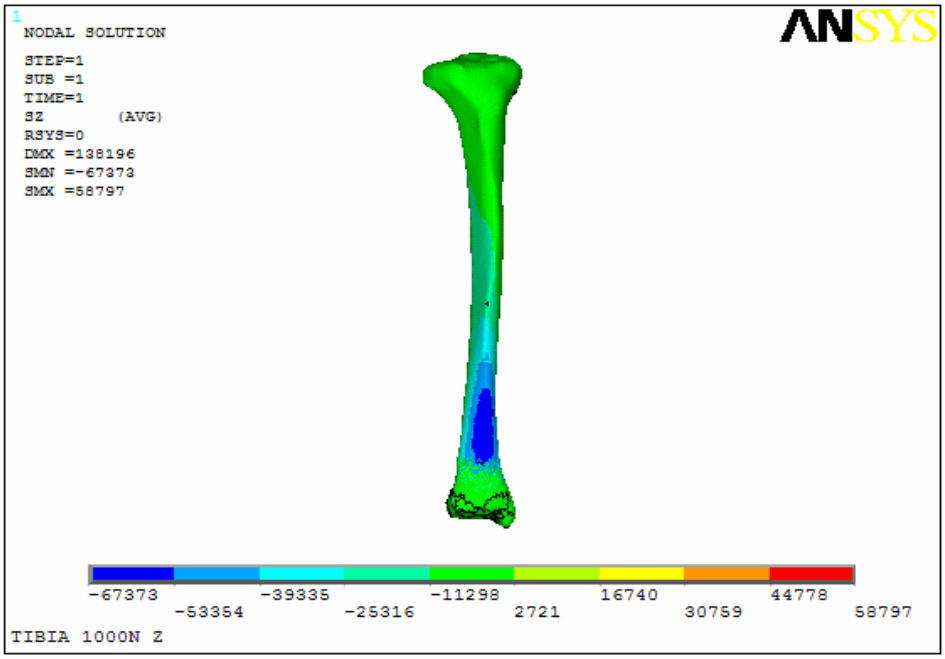
Şekil 10.15 Y yönünde meydana gelen gerilme (1000N)



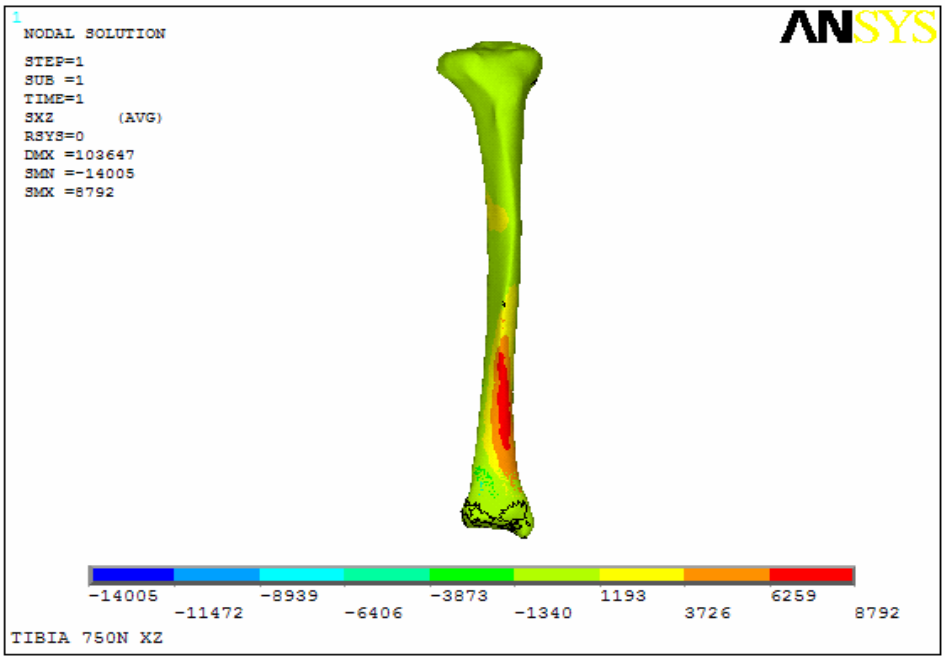
Şekil 10.16 Z yönünde meydana gelen gerilme (750N)



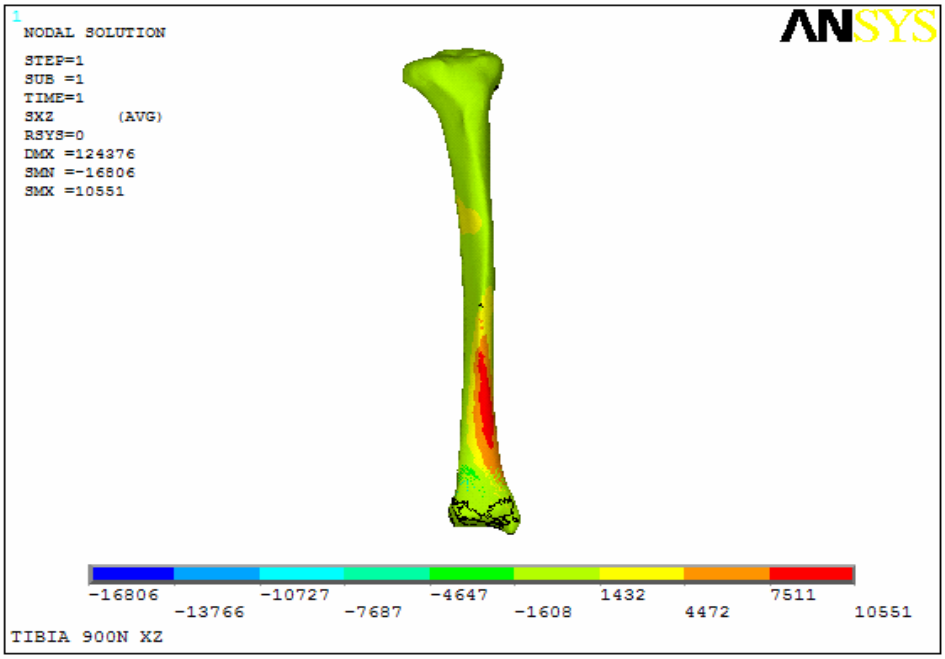
Şekil 10.17 Z yönünde meydana gelen gerilme (900N)



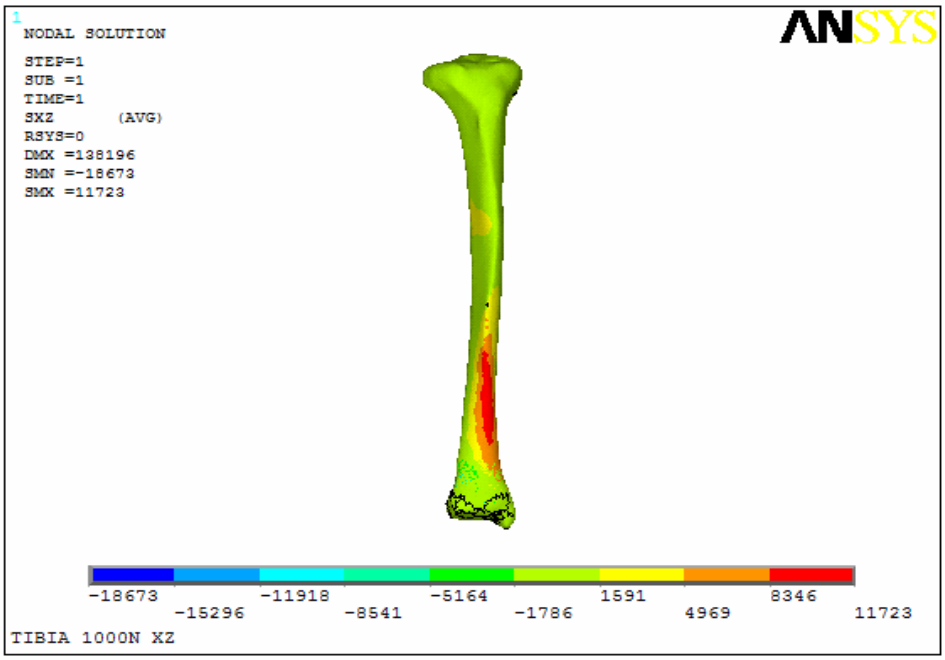
Şekil 10.18 Z yönünde meydana gelen gerilme (1000N)



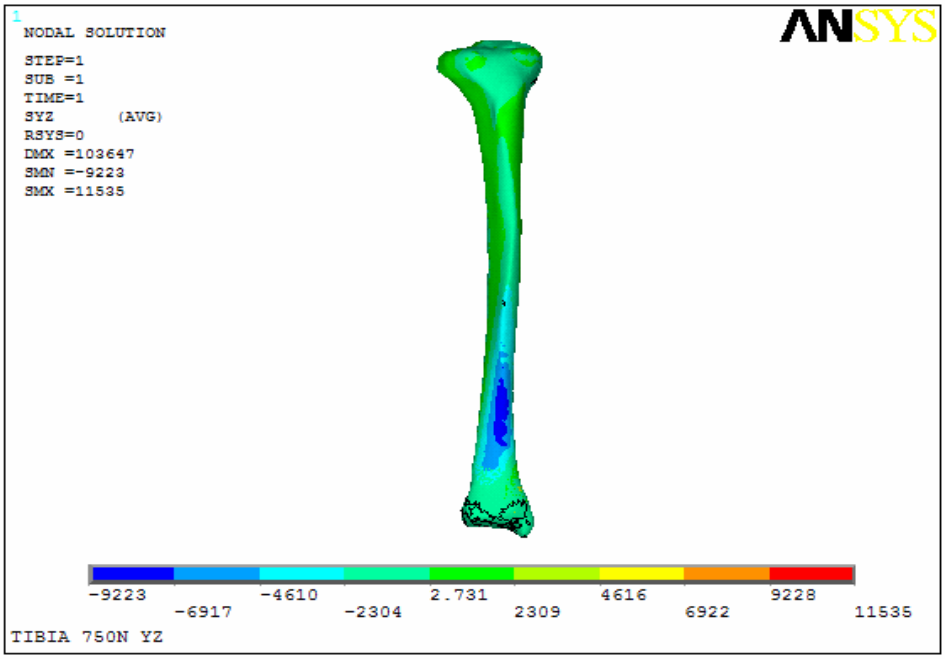
Şekil 10.19 XZ Kesme gerilmesi (750N)



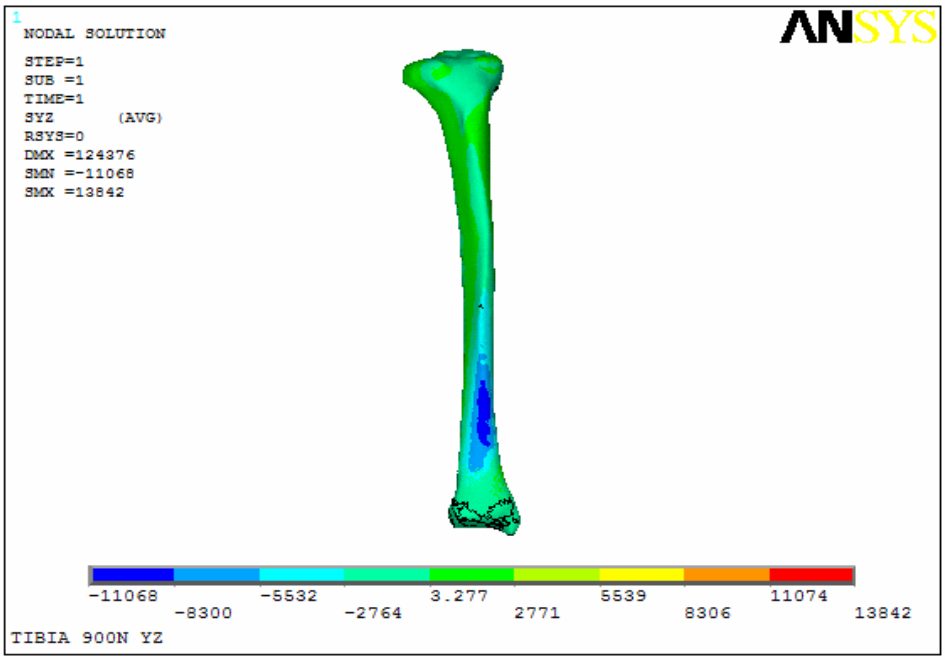
Şekil 10.20 XZ Kesme gerilmesi (900N)



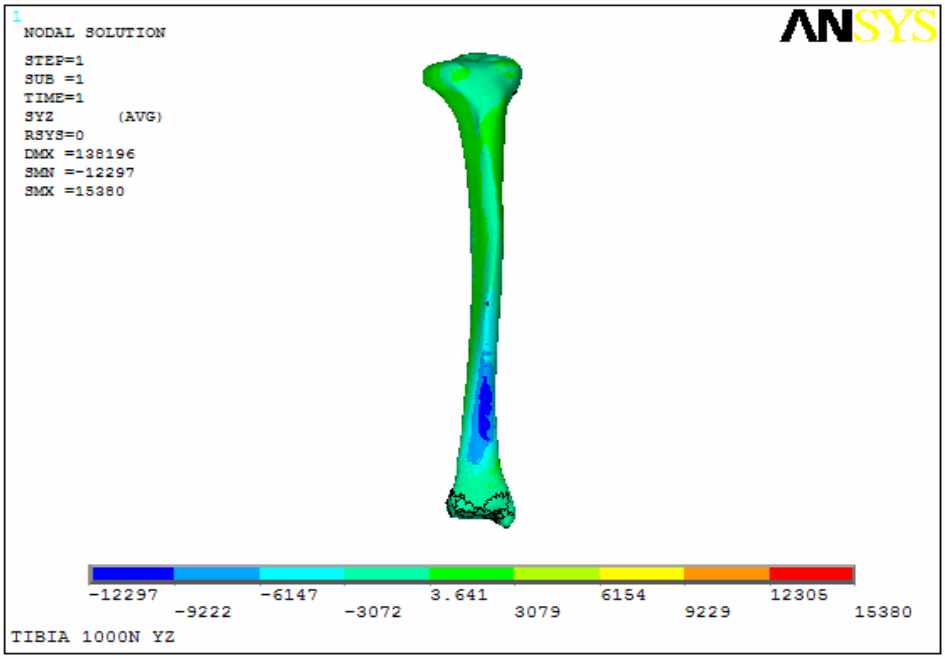
Şekil 10.21 XZ Kesme gerilmesi (1000N)



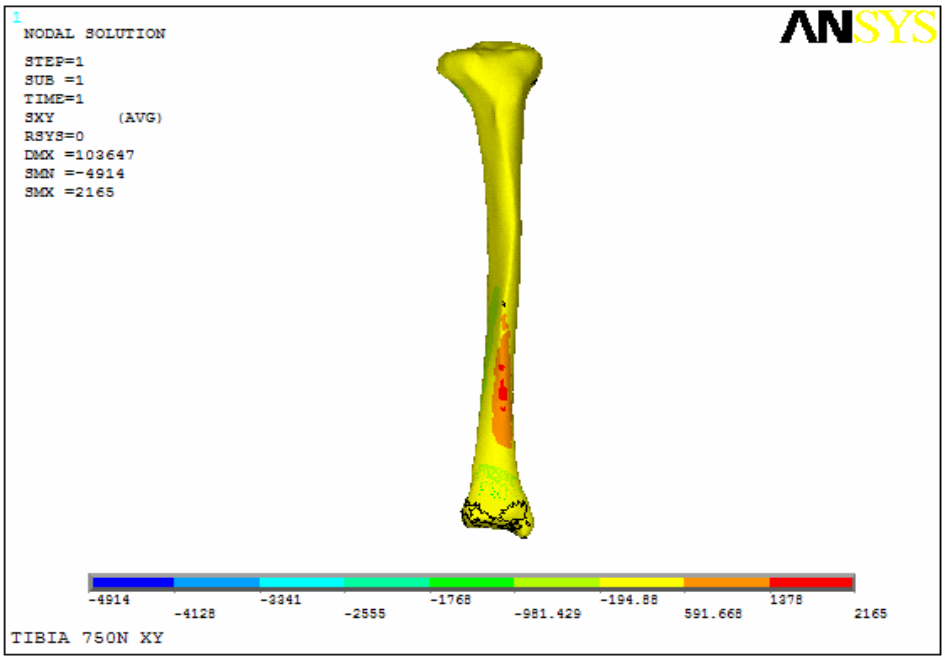
Şekil 10.22 YZ Kesme gerilmesi (750N)



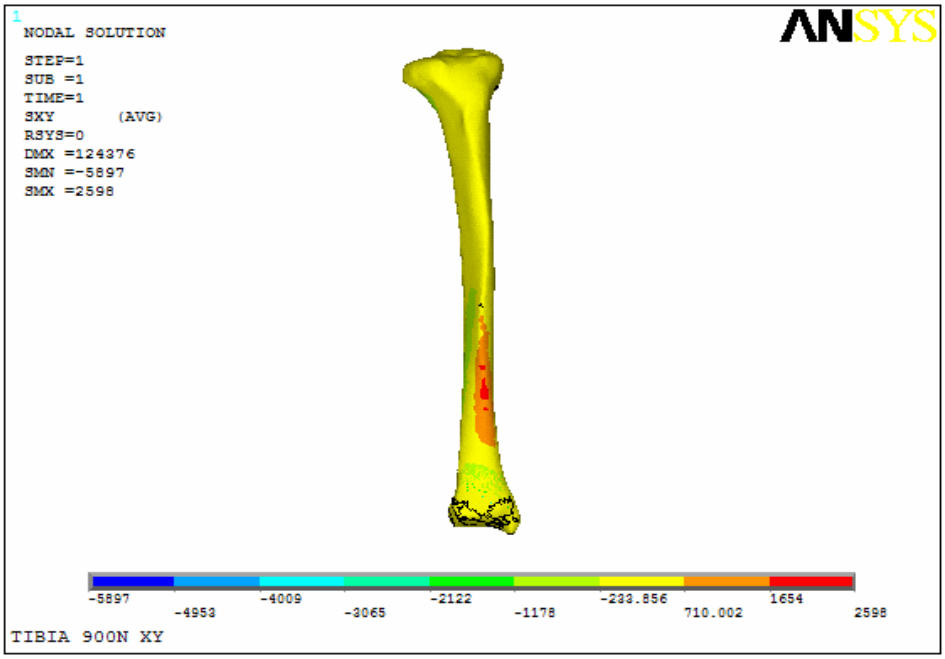
Şekil 10.23 YZ Kesme gerilmesi (900N)



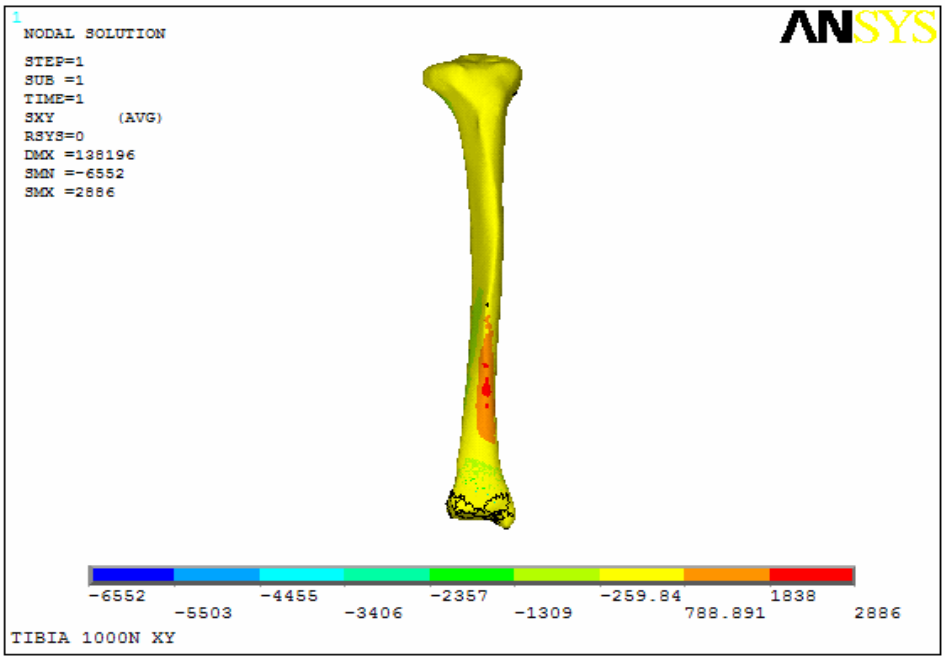
Şekil 10.24 YZ Kesme gerilmesi (1000N)



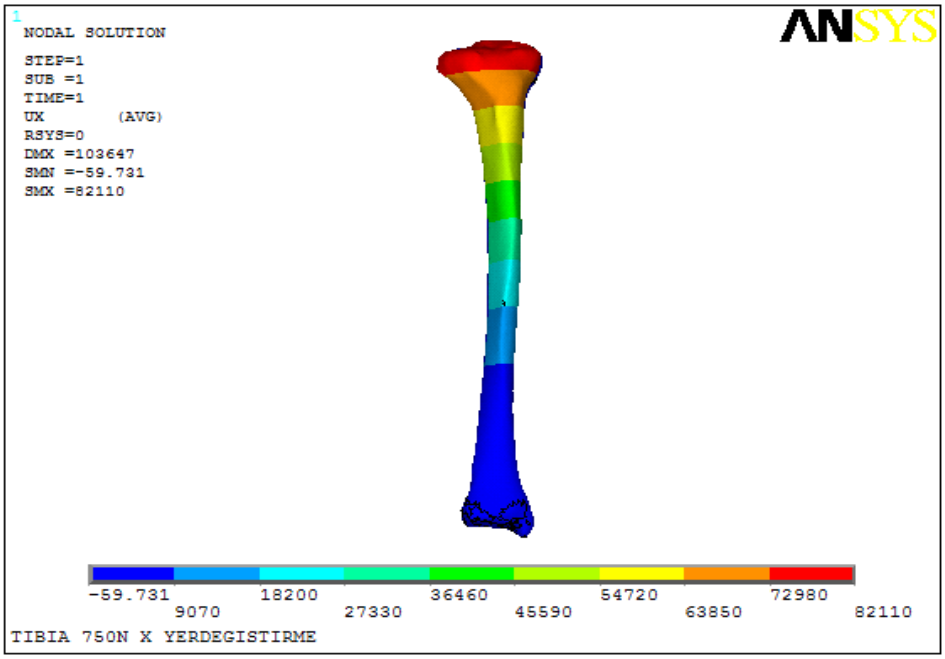
Şekil 10.25 XY Kesme gerilmesi (750N)



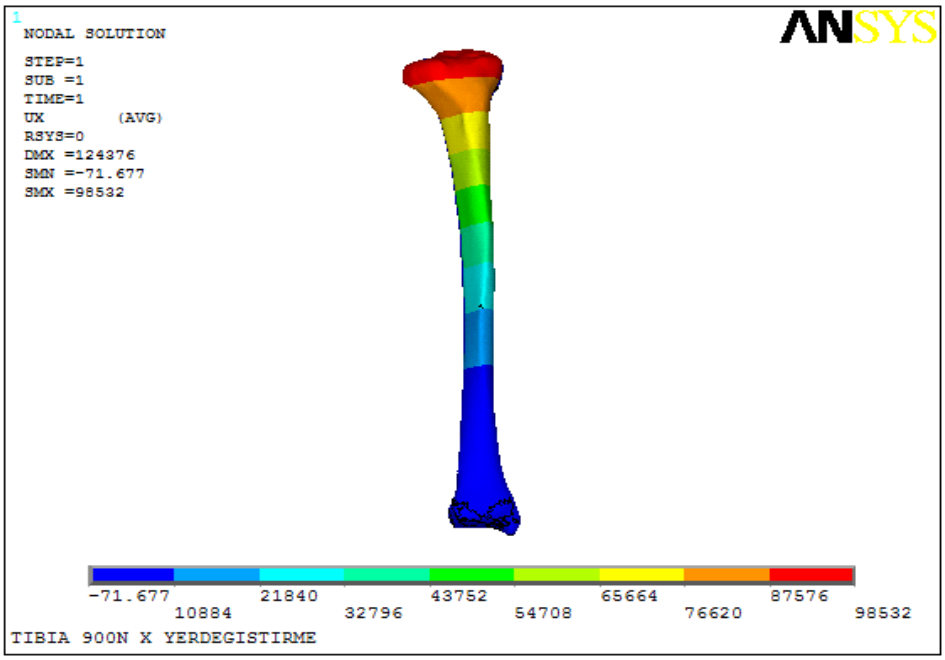
Şekil 10.26 XY Kesme gerilmesi (900N)



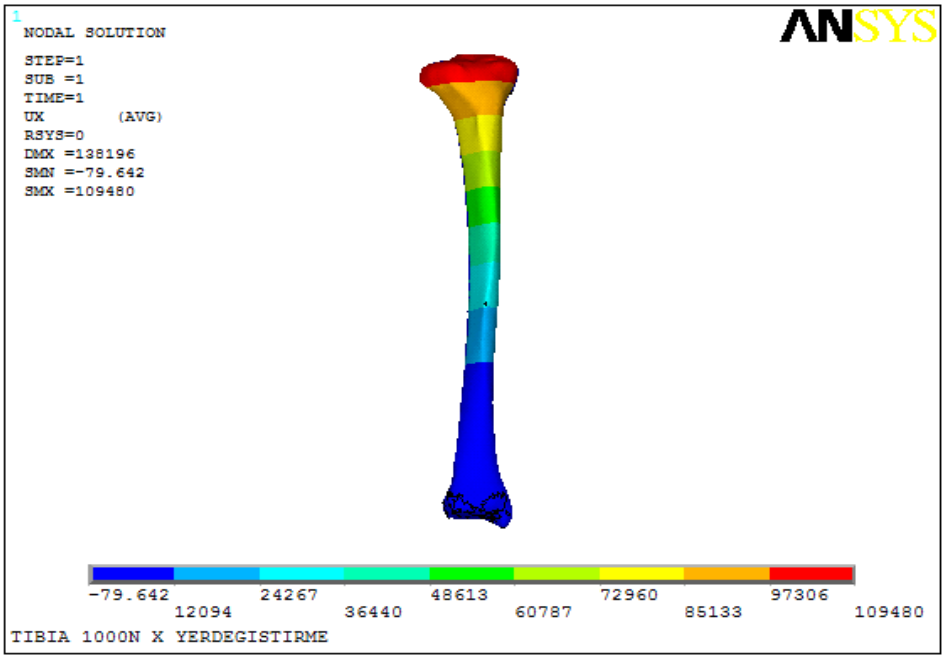
Şekil 10.27 XY Kesme gerilmesi (1000N)



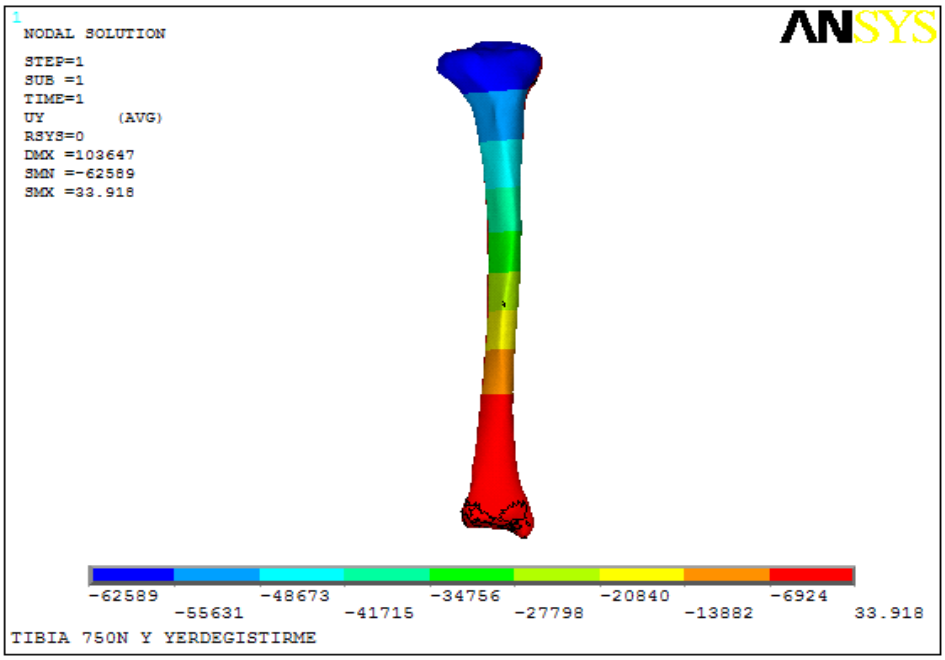
Şekil 10.28 X yönünde meydana gelen yer değiştirme (750N)



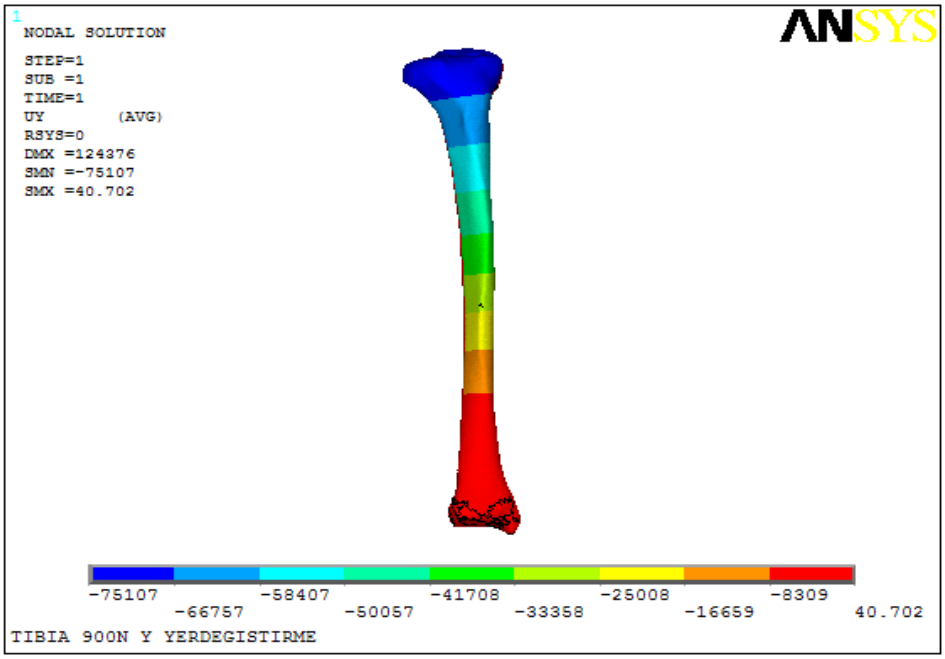
Şekil 10.29 X yönünde meydana gelen yer değiştirme (900N)



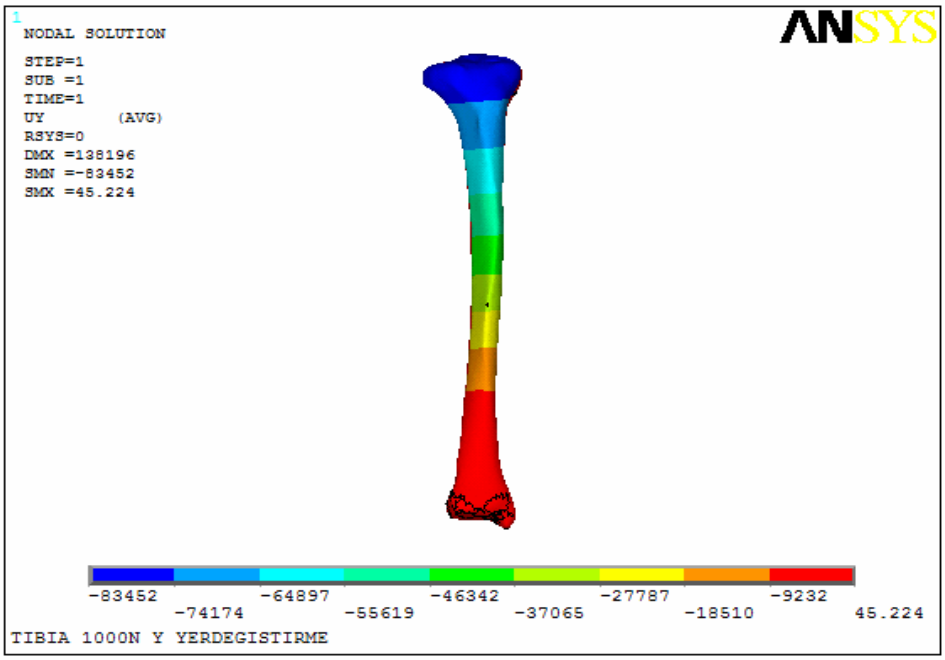
Şekil 10.30 X yönünde meydana gelen yer değiştirme (1000N)



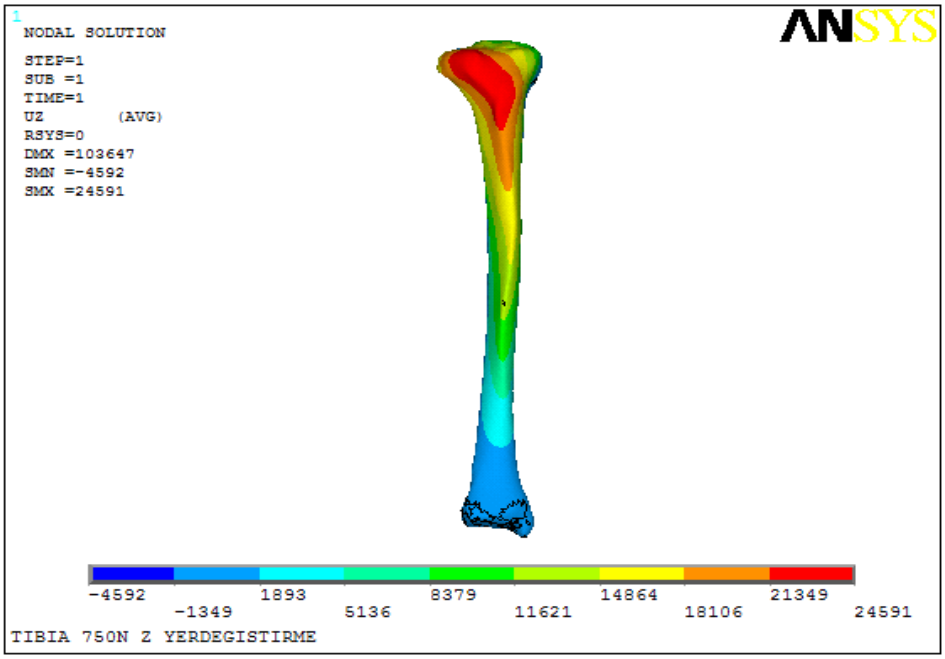
Şekil 10.31 Y yönünde meydana gelen yer değiştirme (750N)



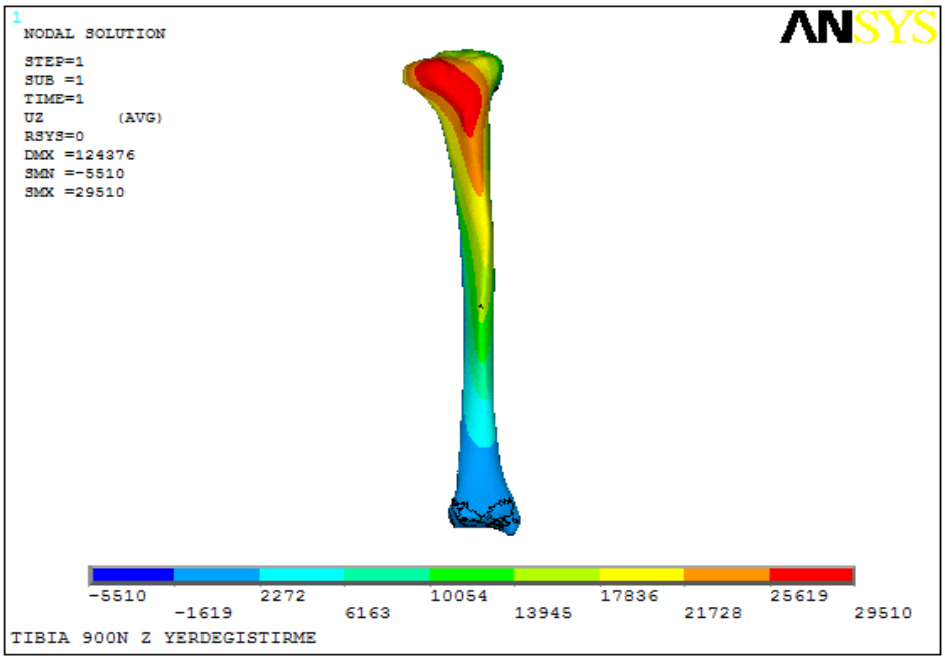
Şekil 10.32 Y yönünde meydana gelen yer değiştirme (900N)



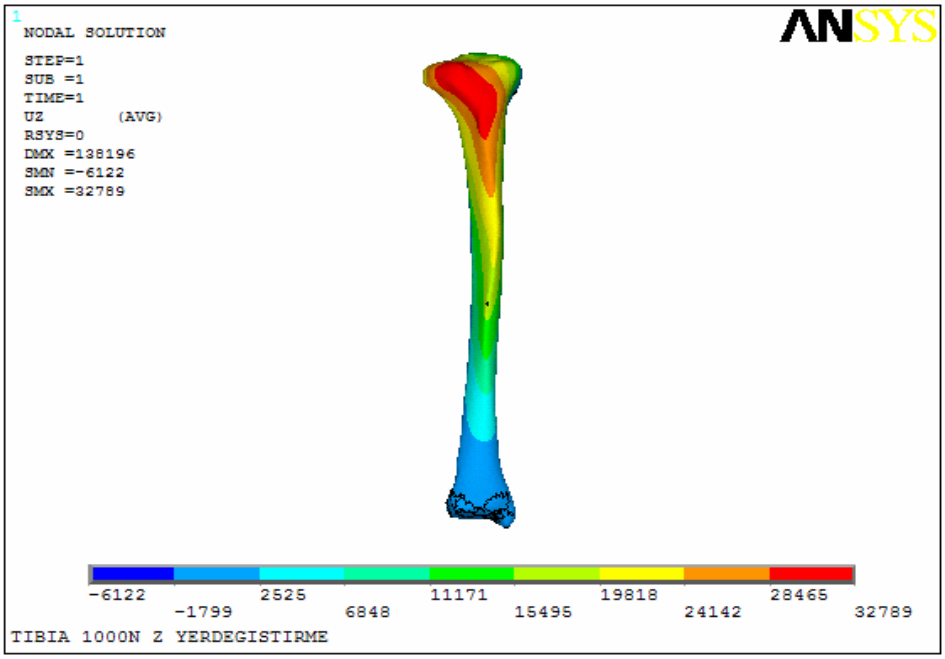
Şekil 10.33 Y yönünde meydana gelen yer değiştirme (1000N)



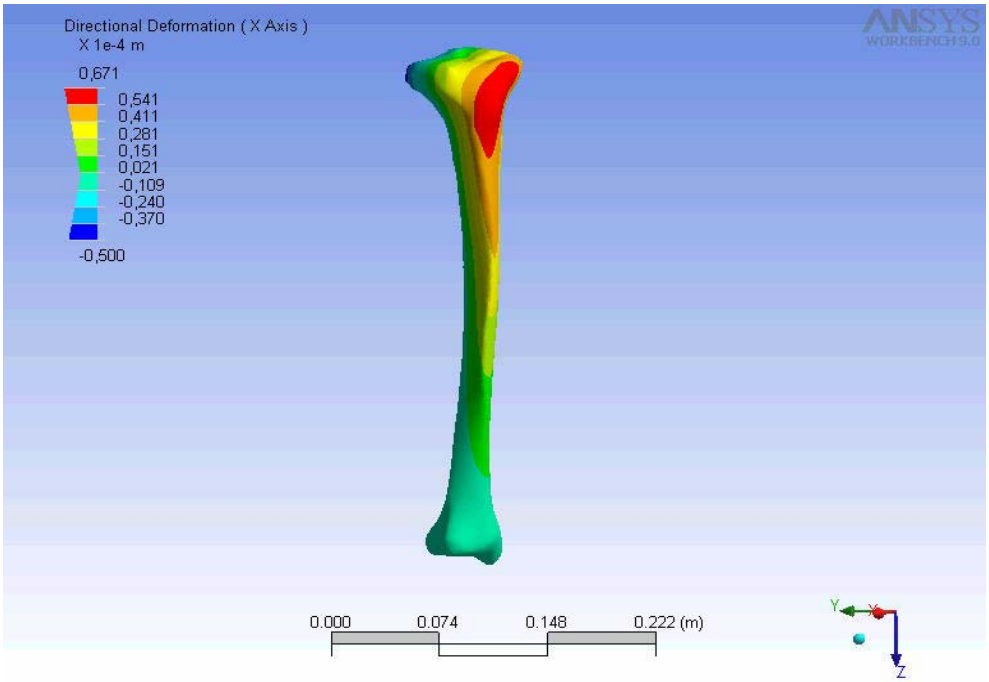
Şekil 10.34 Z yönünde meydana gelen yer değiştirme (750N)



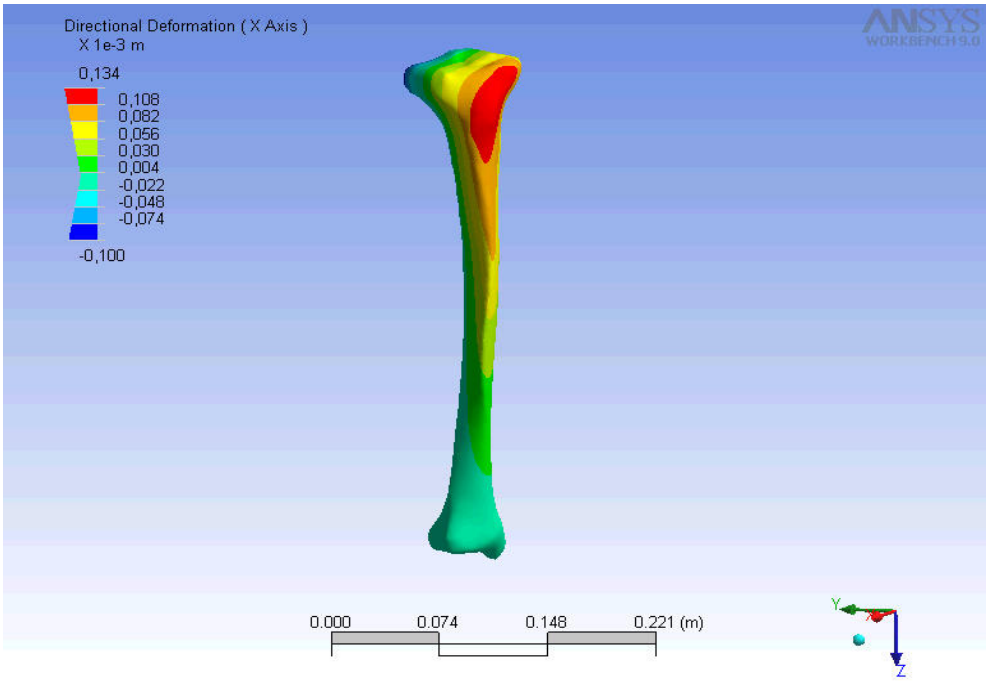
Şekil 10.35 Z yönünde meydana gelen yer değiştirme (900N)



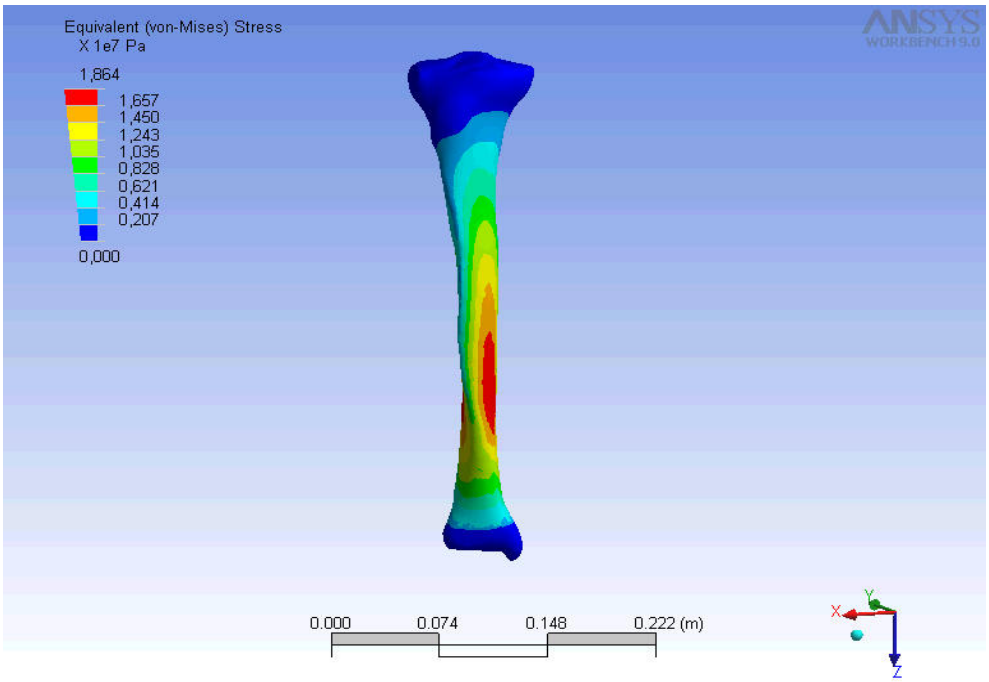
Şekil 10.36 Z yönünde meydana gelen yer değiştirme (1000N)



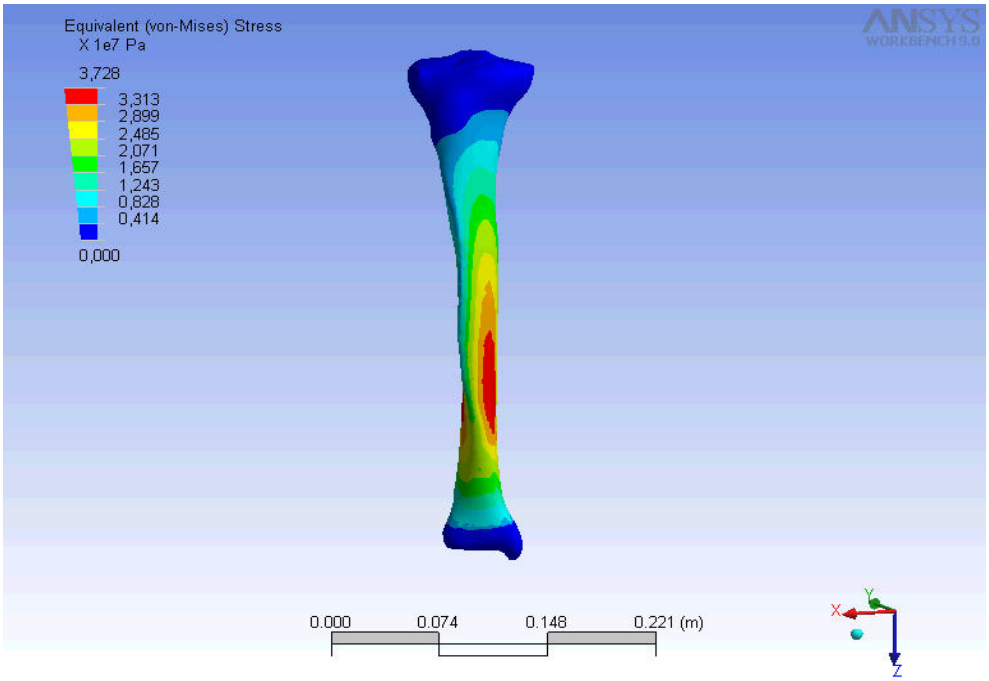
Şekil 10.37 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında X yönünde meydana gelen deformasyon



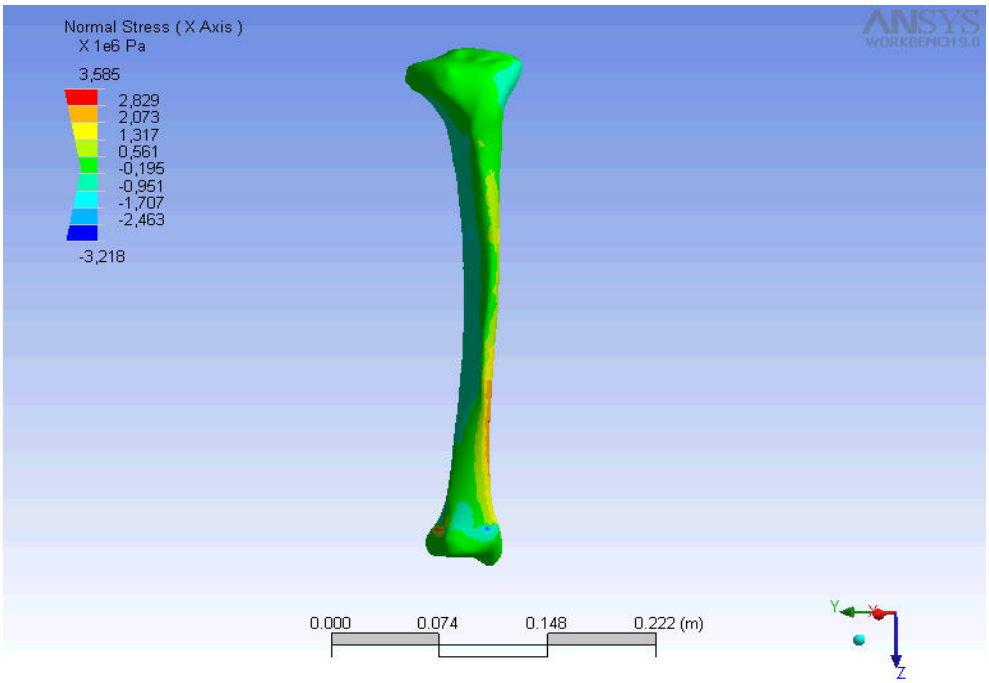
Şekil 10.38 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında X yönünde meydana gelen deformasyon



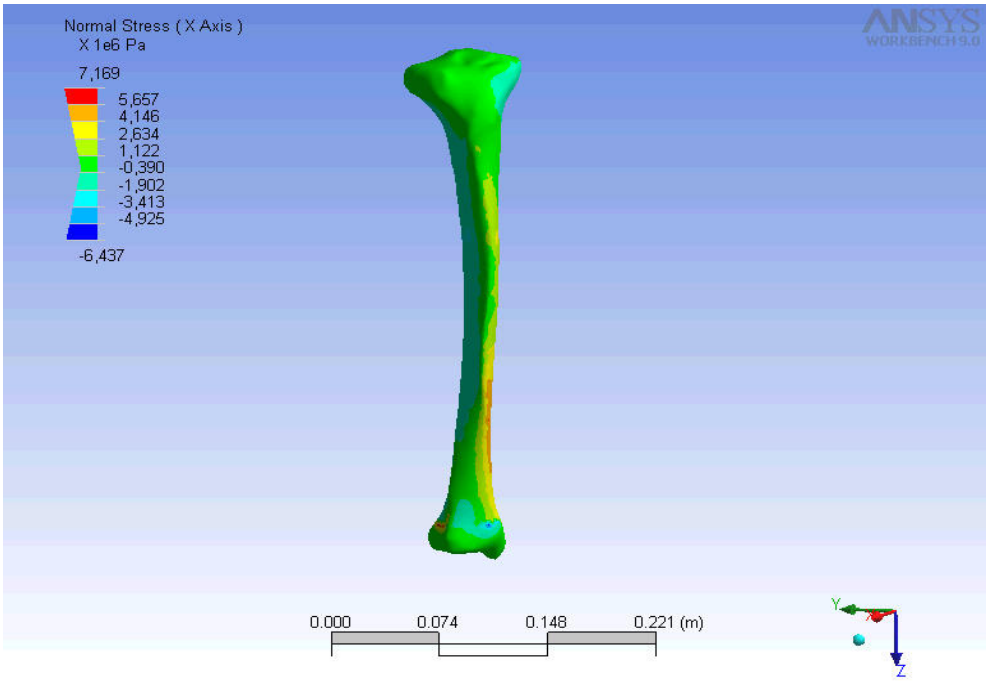
Şekil 10.39 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (Von Mises)



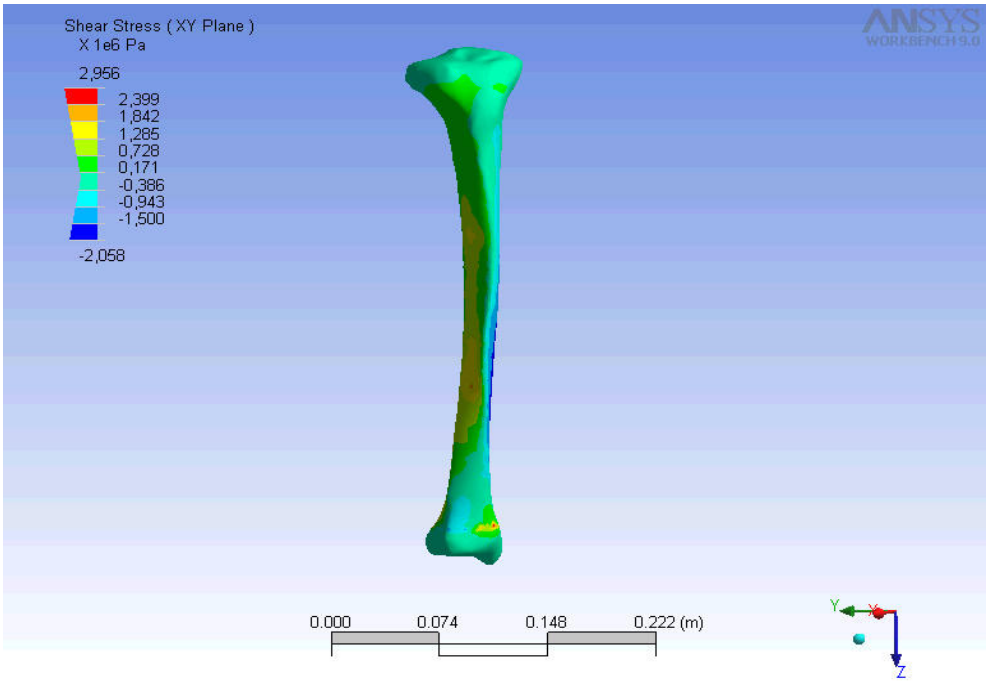
Şekil 10.40 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (Von Mises)



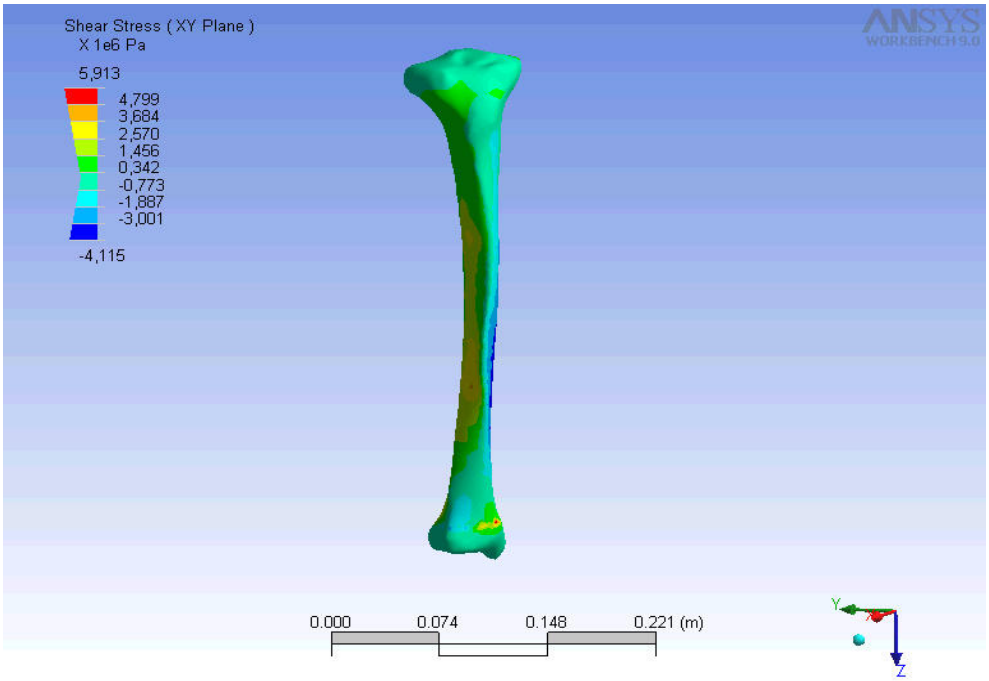
Şekil 10.41 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (X Yönündeki Normal Gerilmeler)



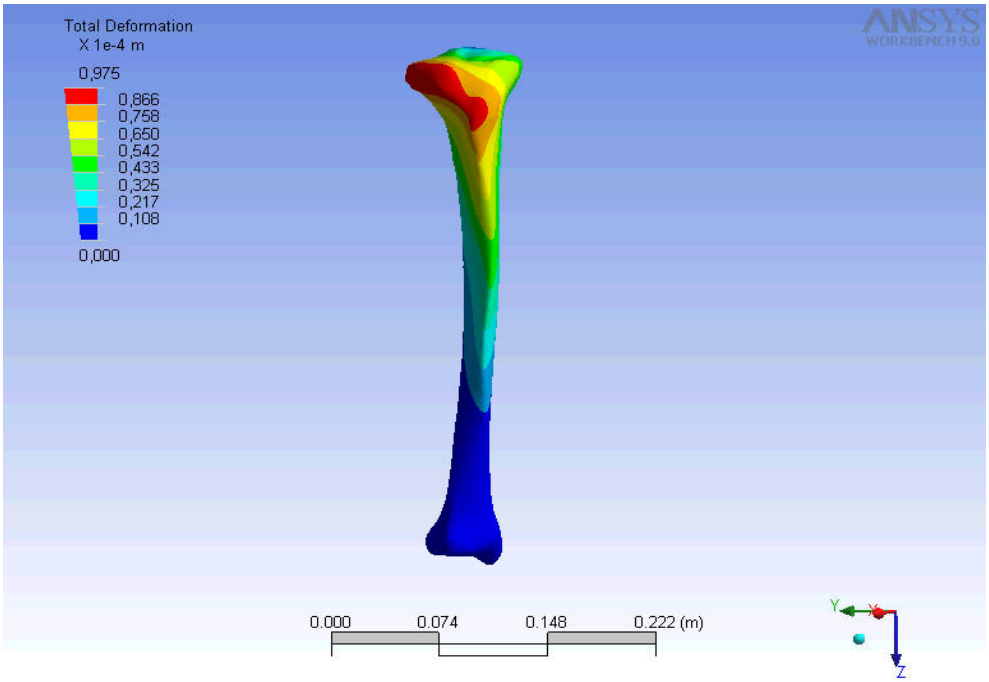
Şekil 10.42 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen gerilimler (X Yönündeki Normal Gerilmeler)



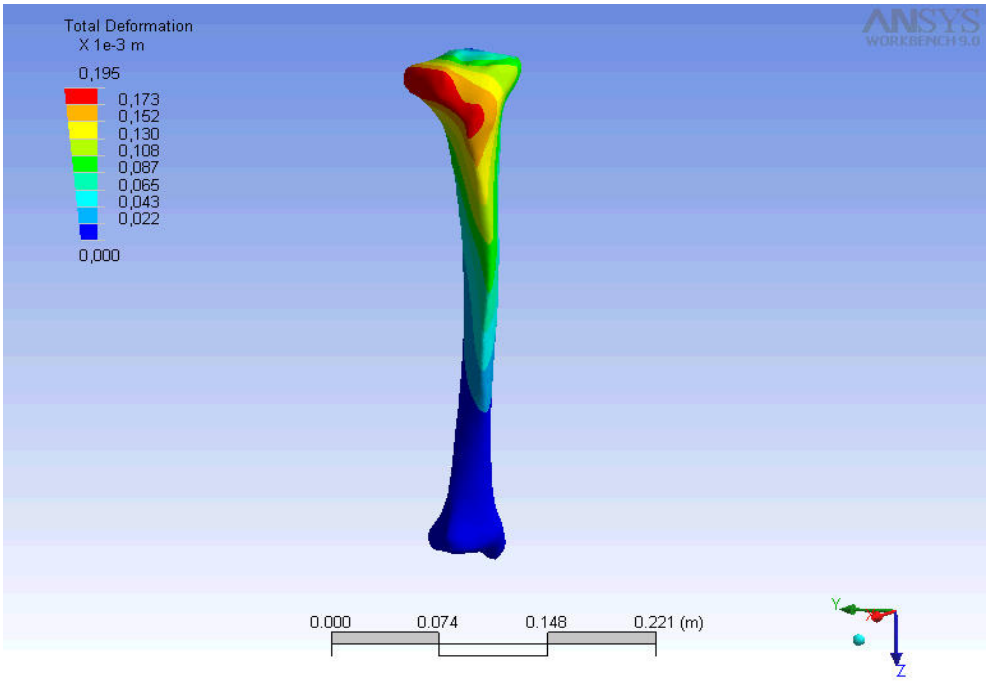
Şekil 10.43 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen kesme gerilmeleri (XY düzleminde)



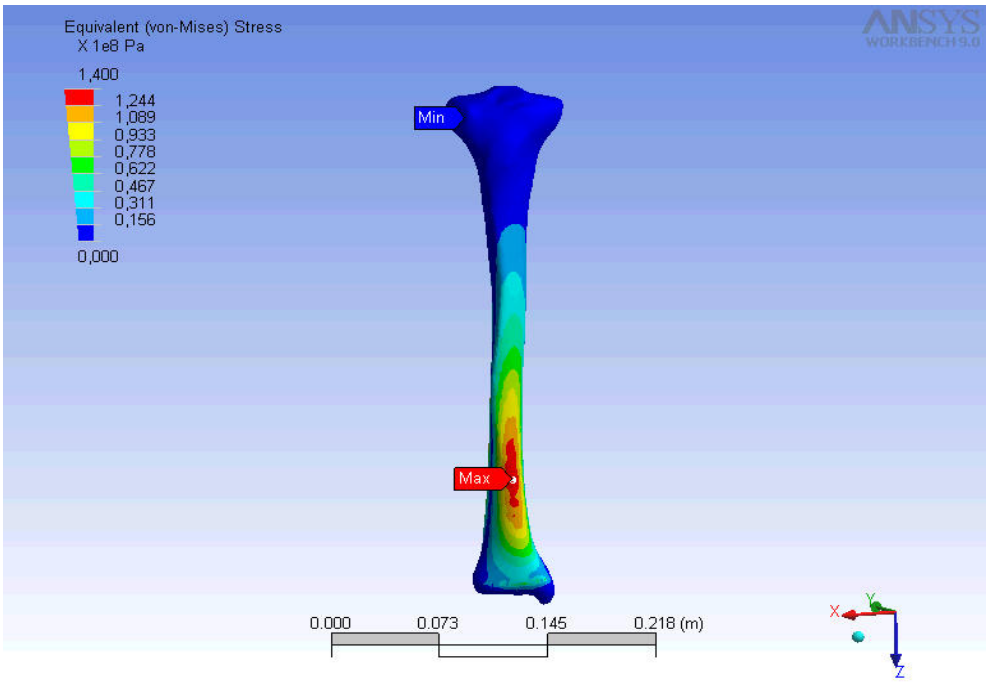
Şekil 10.44 50 N.m burulma momenti uygulandığında meydana gelen kesme gerilmeleri (XY düzleminde)



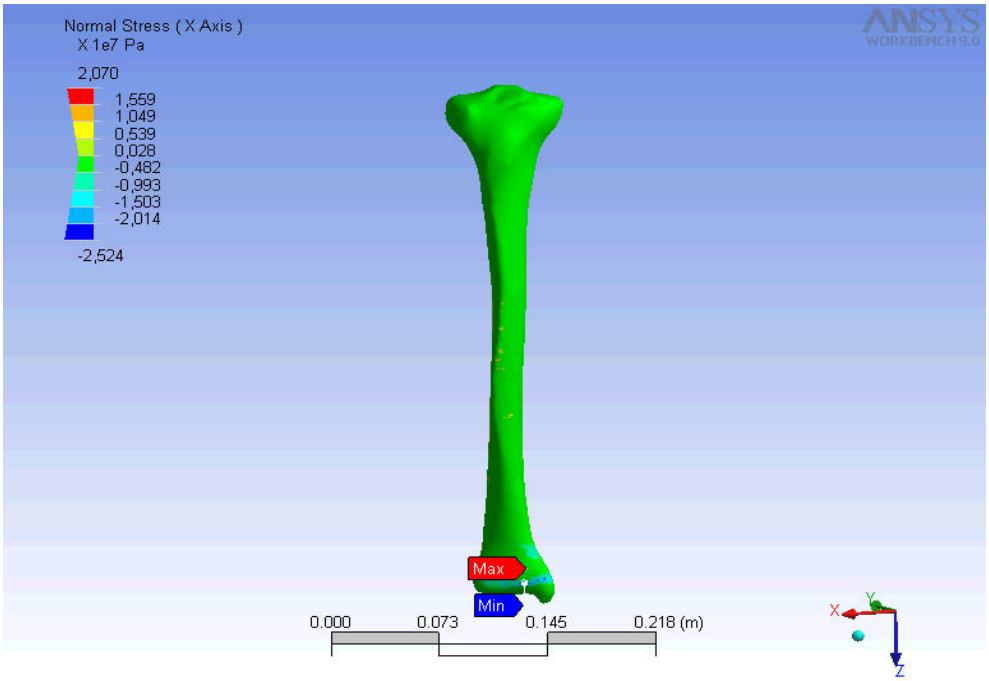
Şekil 10.45 25 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen toplam deformasyon



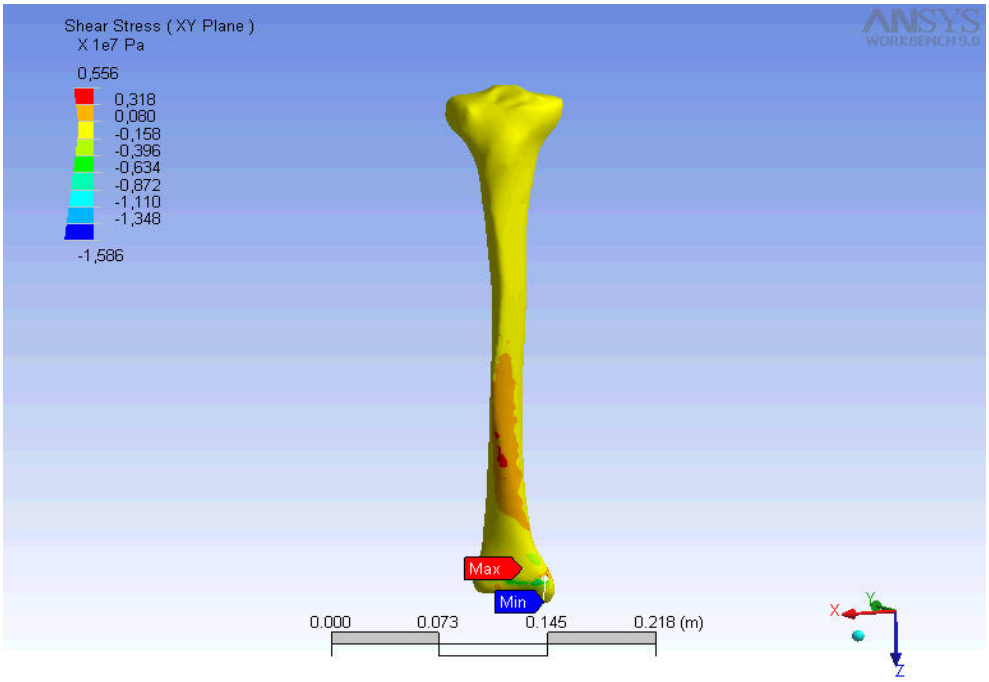
Şekil 10.46 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında meydana gelen toplam deformasyon



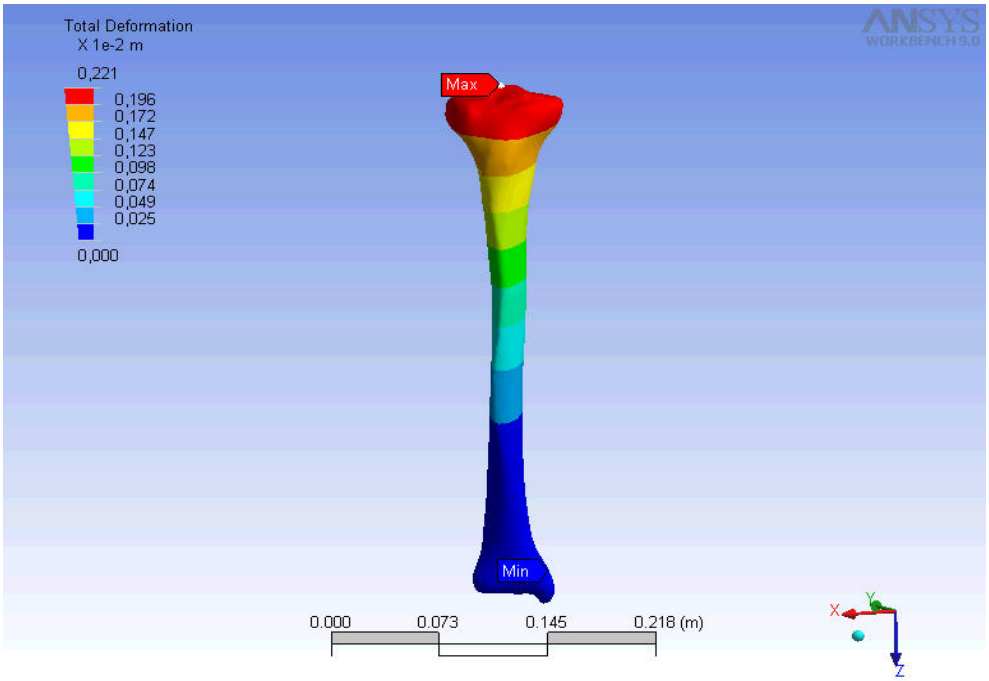
Şekil 10.47 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=10^0$)



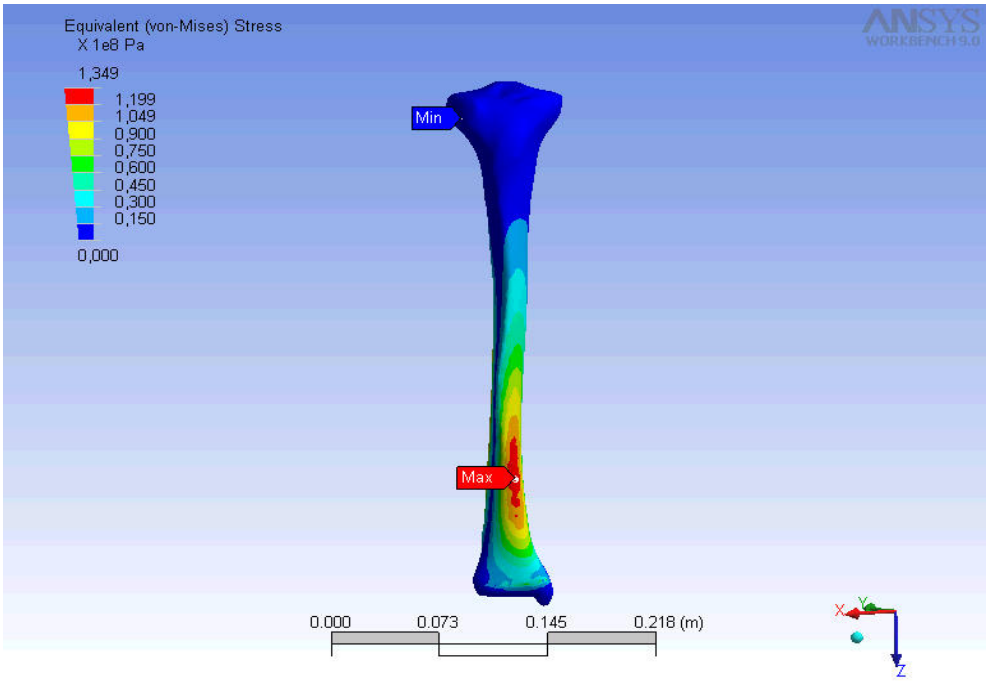
Şekil 10.48 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=10^0$)



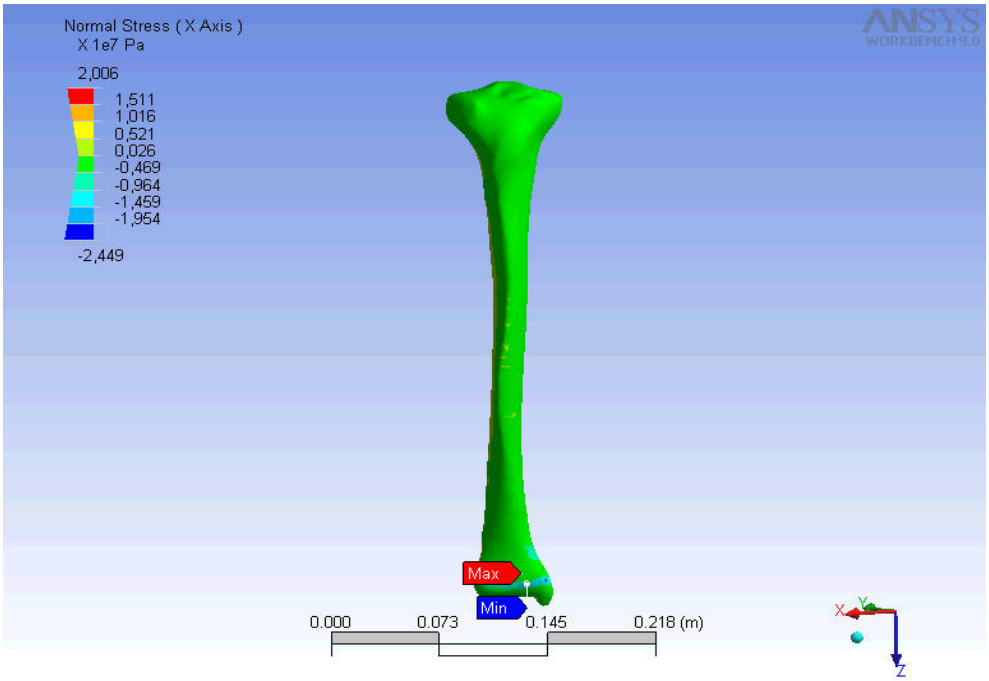
Şekil 10.49 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=10^0$)



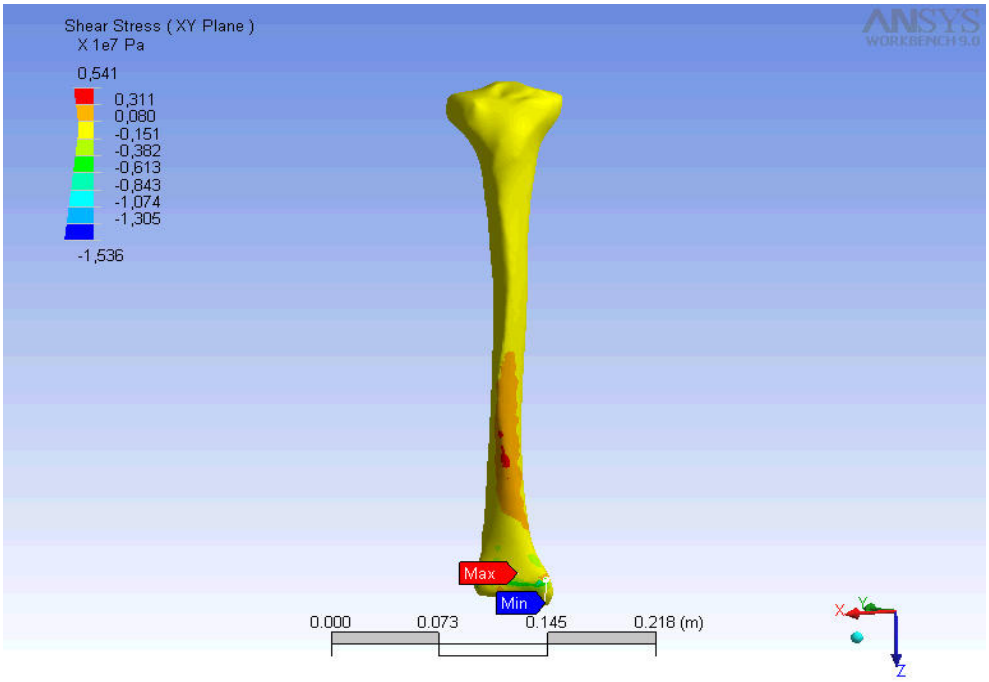
Şekil 10.50 Toplam deformasyon ($\alpha=10^0$)



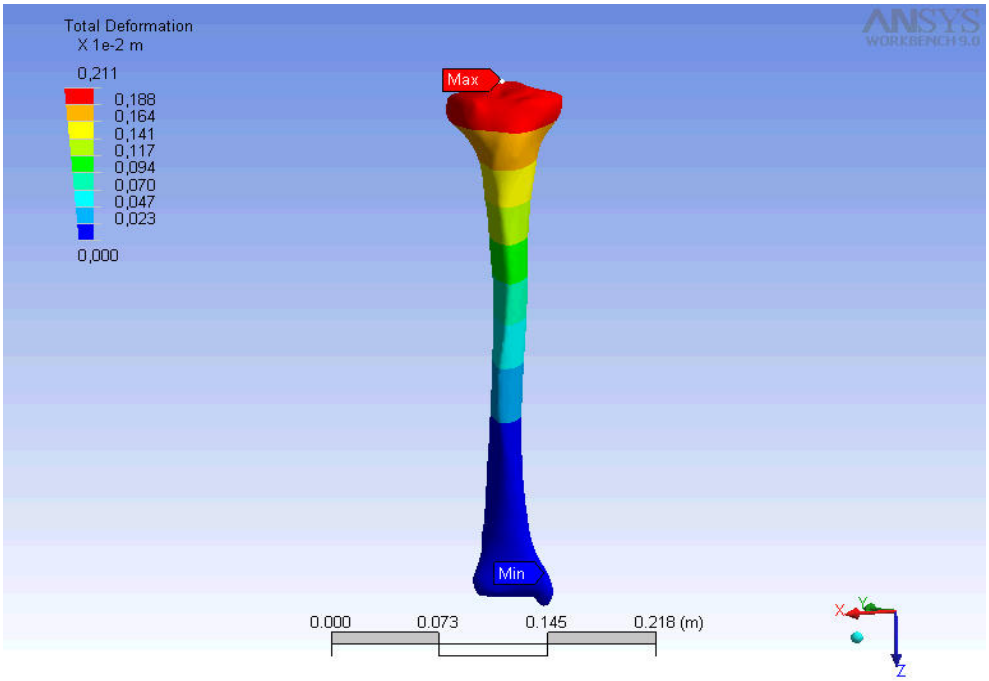
Şekil 10.51 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=20^0$)



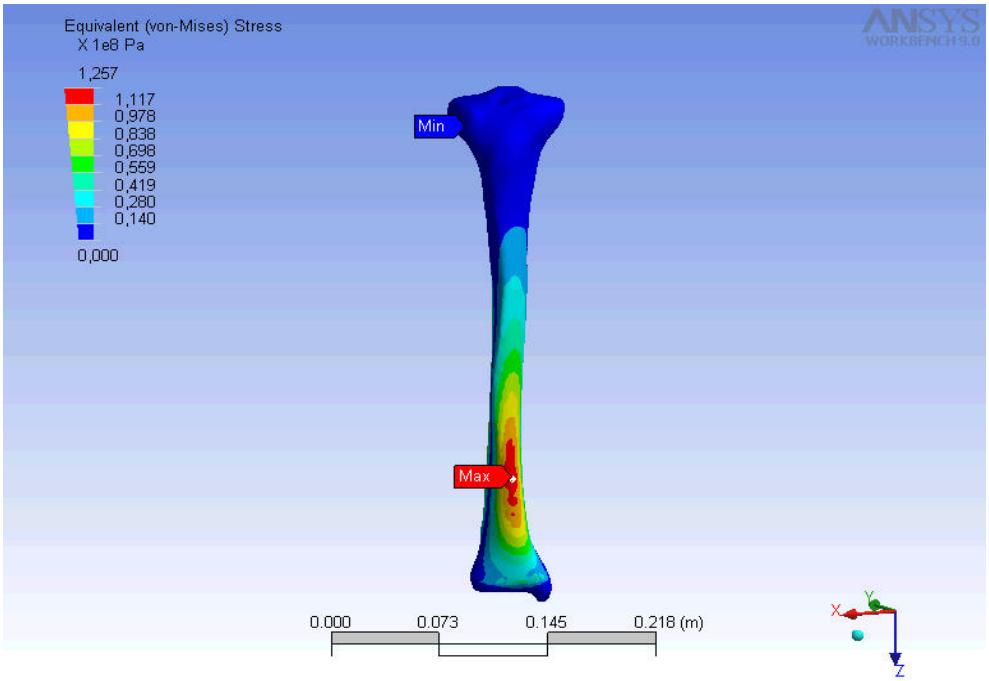
Şekil 10.52 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=20^0$)



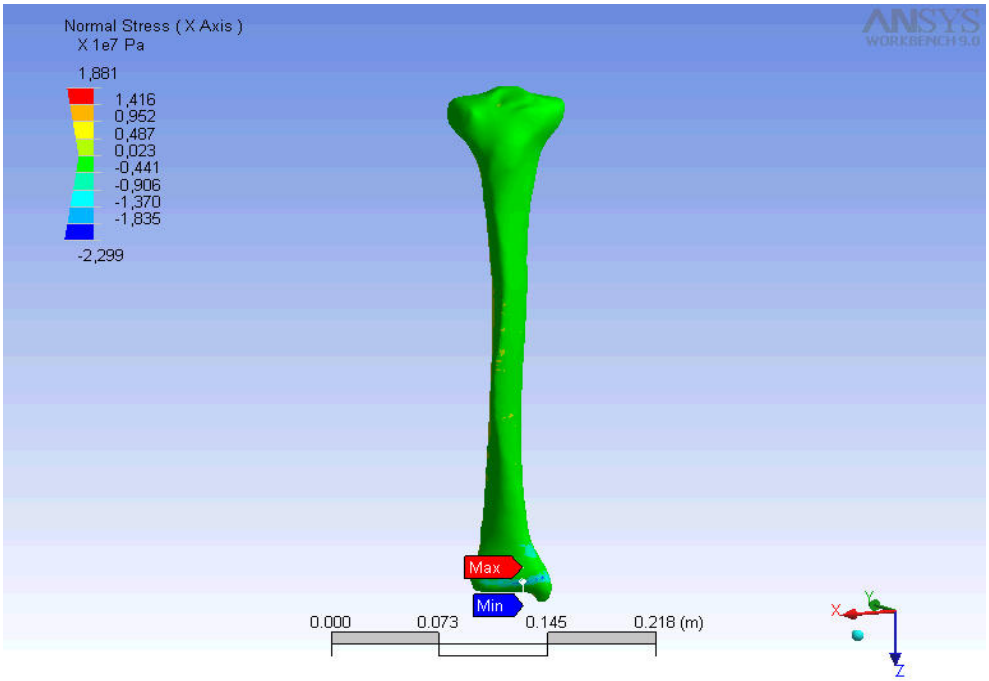
Şekil 10.53 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=20^0$)



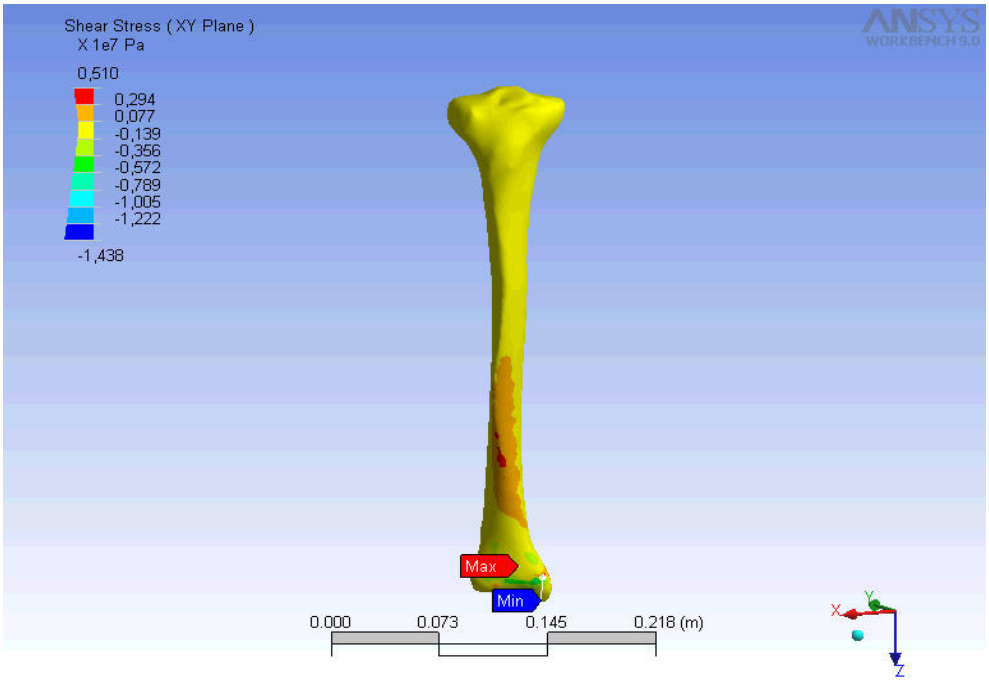
Şekil 10.54 Toplam deformasyon ($\alpha=20^0$)



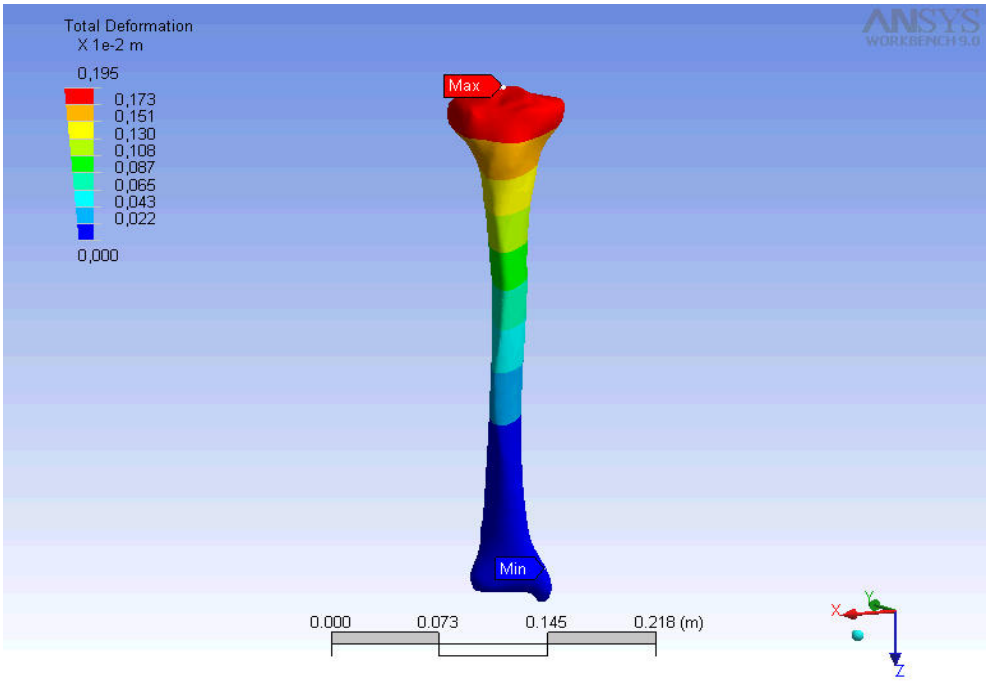
Şekil 10.55 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=30^0$)



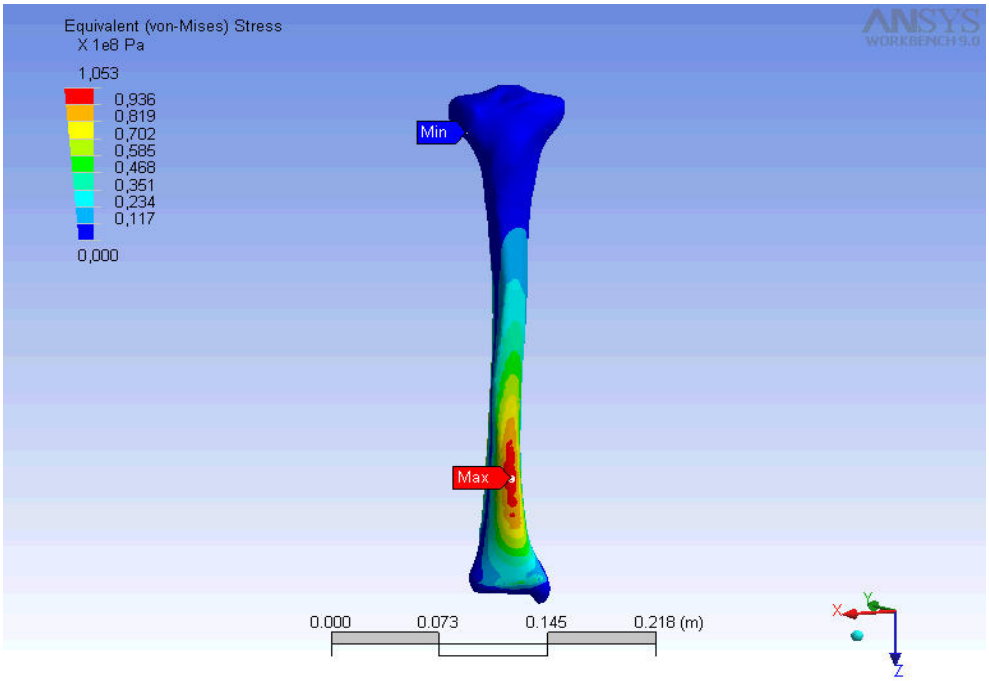
Şekil 10.56 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=30^0$)



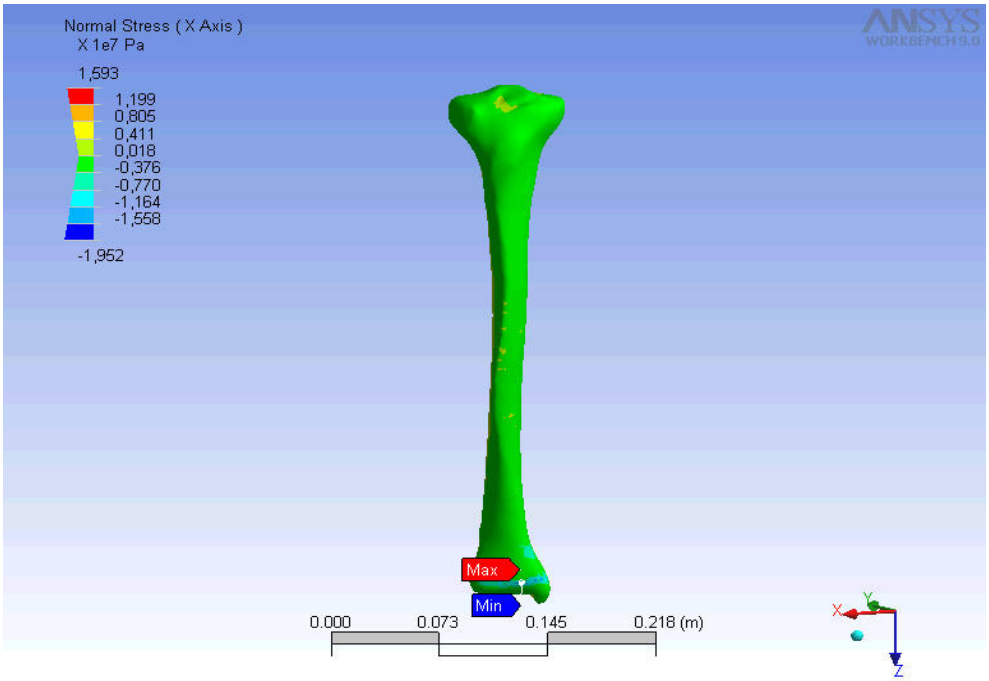
Şekil 10.57 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=30^0$)



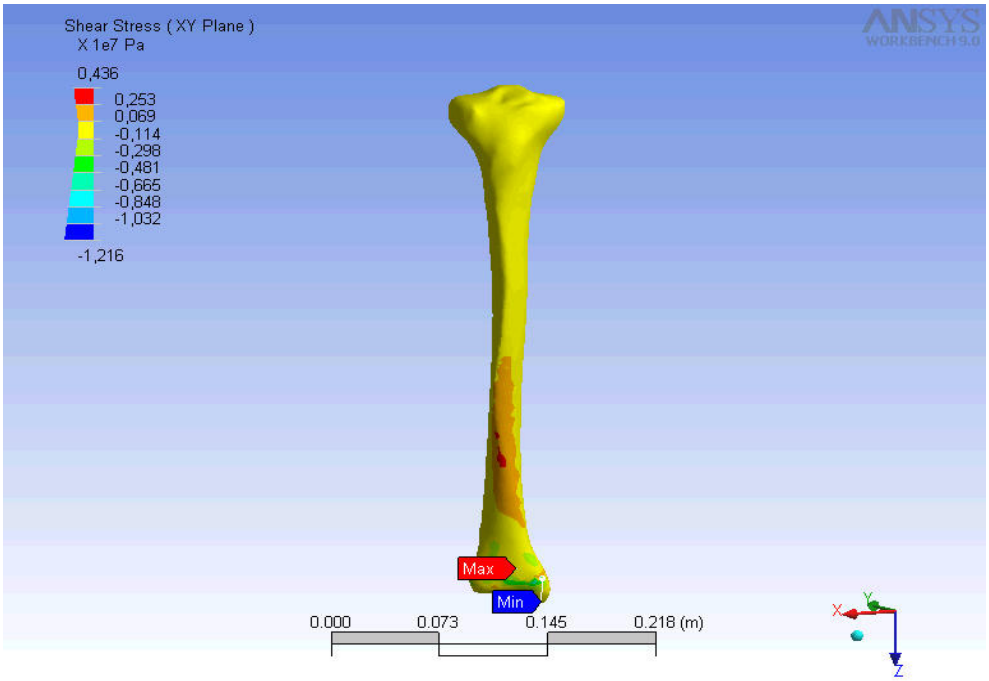
Şekil 10.58 Toplam deformasyon ($\alpha=30^0$)



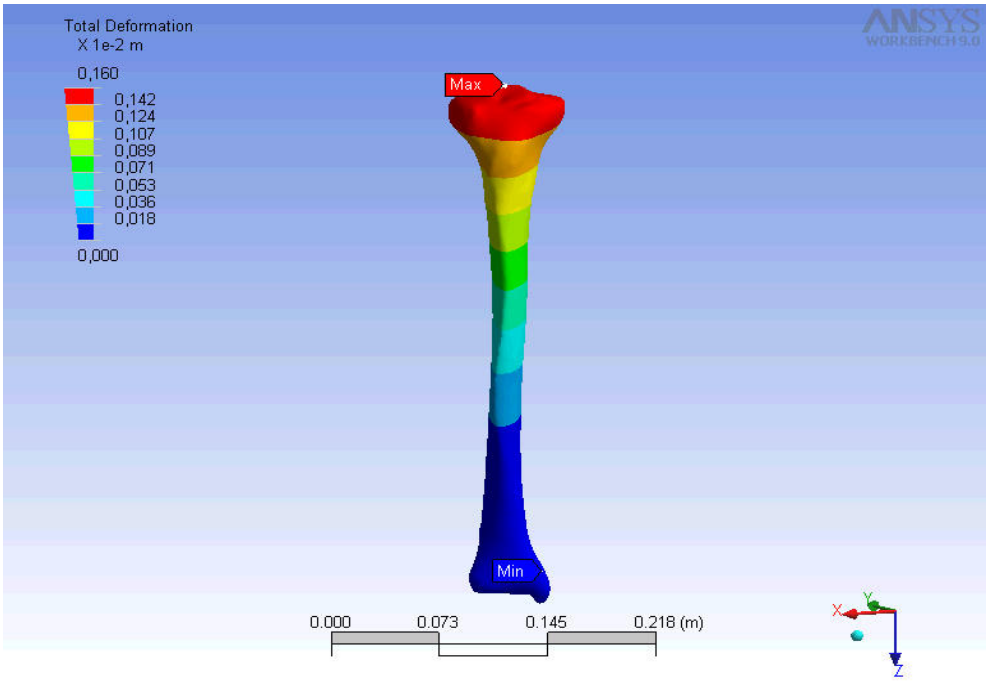
Şekil 10.59 Von Mises gerilme analizi ($\alpha=45^0$)



Şekil 10.60 X yönündeki normal gerilme analizi ($\alpha=45^0$)



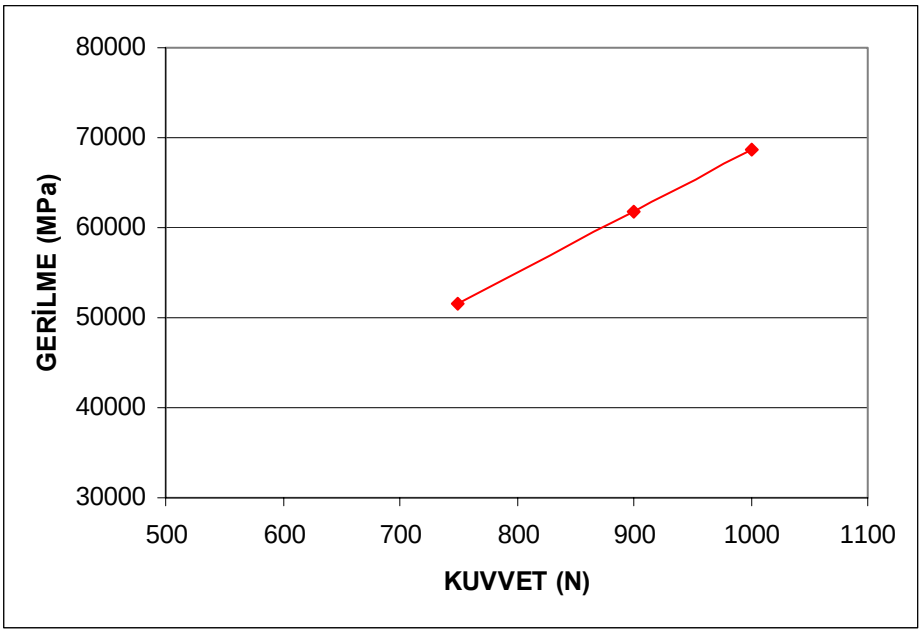
Şekil 10.61 XY düzlemindeki kesme gerilme analizi ($\alpha=45^0$)



Şekil 10.62 Toplam deformasyon ($\alpha=45^0$)

11. SONUÇLARIN İRDELENMESİ

Tibia üzerine uygulanan eksenel basma sonucunda tibianın distal ucuna doğru oluşan gerilmenin arttığı ve tibia kesitinin en dar bölgesinde maksimum olduğu tespit edilmiştir. Pratikte de bu bölgede kırıkların meydana geldiği görülmüştür. Yapılan gerilme analizleri Von Mises akma kriterine göre yapılmıştır. Oluşan gerilmeler uygulanan yüklerin artırılması ile yükseldiği görülmüştür (Şekil 11.1).

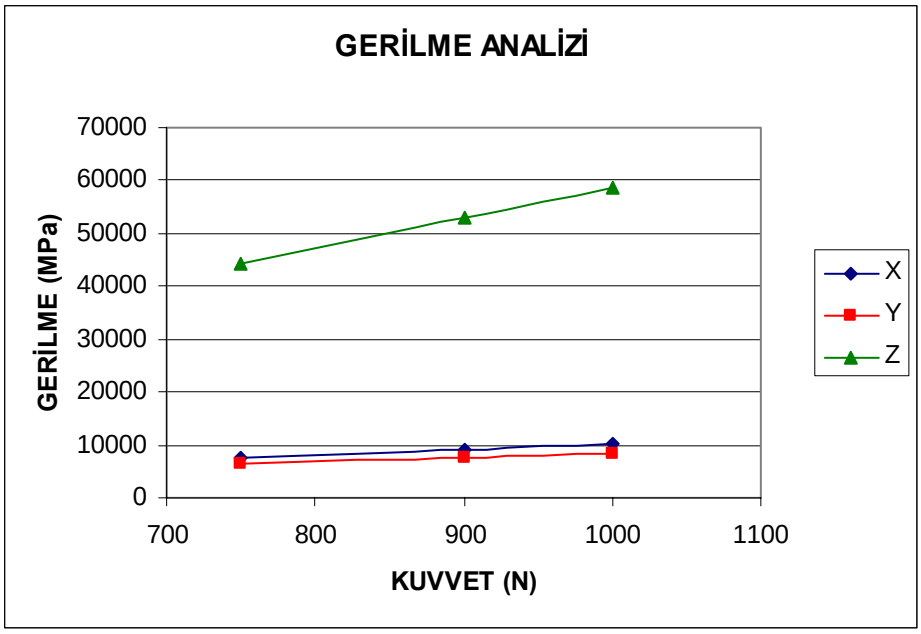


Şekil 11.1. Tibianın eksenel basma halinde Von Mises akma kriterine göre gerilme analizi

Mehta v.d [10], yapmış oldukları çalışma da tibianın distal eklem yüzünden 70 mm mesafede maksimum basma gerilmesinin meydana geldiğini bildirmişlerdir. Yapmış olduğumuz analizlerde benzer sonuçlar görülmüştür.

Tibianın X ve Y yönünde meydana gelen gerilmeleri hesaplandığı zaman, X ve Y yönünde gerilmelerde bir değişiklik olmadığı ancak yükün artırılmasıyla gerilme değerinin de arttığı gözlenmiştir (Şekil 11.2).

Z yönünde meydana gelen gerilmeler kesit alanının azalmasından dolayı tibianın distal ucuna yakın bölgelerde gerilmelerin maksimum değere ulaştığı ve uygulanan yükün artmasıyla gerilme değerlerinin arttığı görülmüştür (Şekil 11.2).

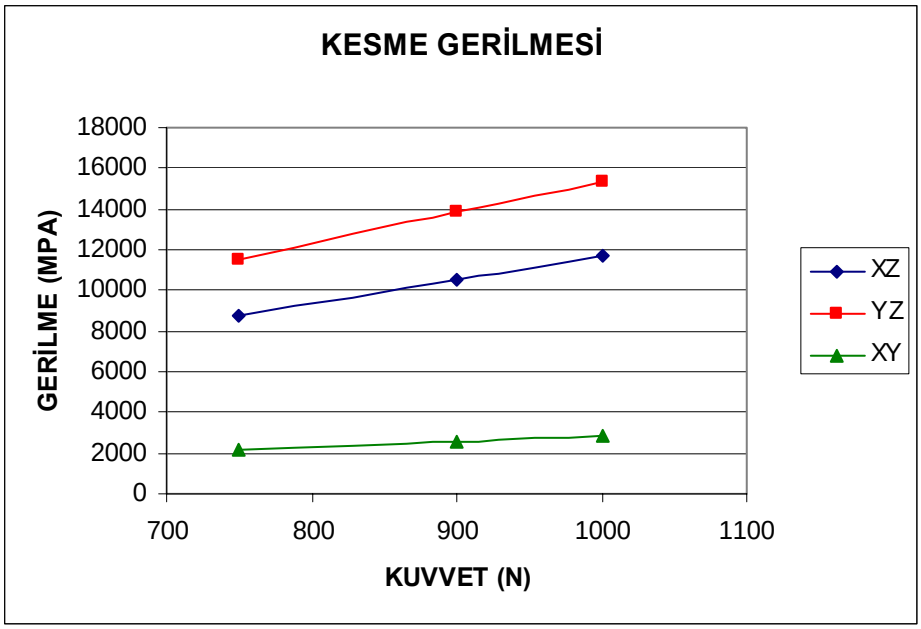


Şekil 11.2. Tibianın eksenel basma halinde X, Y ve Z yönüne göre gerilme analizi

XZ kesme gerilmesi değerlerinin tibianın distal ucuna doğru artıp en dar kesitte maksimuma ulaştığı ve uygulanan yükle arttığı tespit edilmiştir (Şekil 11.3).

XZ düzleminde olduğu gibi YZ düzleminde de kesme gerilmesi tibianın en dar kesiti olan bölgede maksimum değere ulaştığı ve artan yükle gerilme değerinin arttığı görülmüştür (Şekil 11.3).

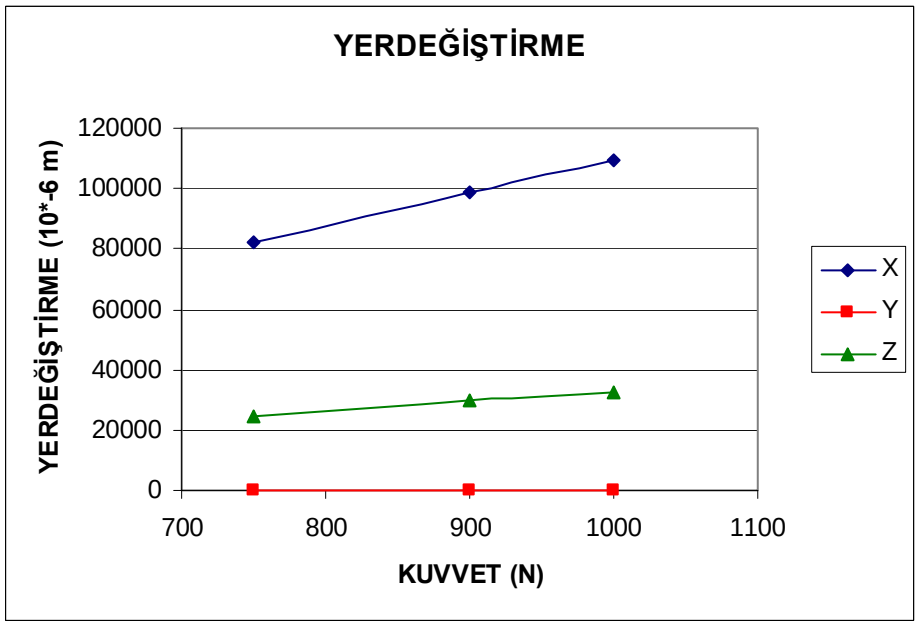
XY düzleminde kesme değerinin bölgesel olarak dikkate değer bir değişime uğramadığı ancak yine de distal uca yakın bölgede maksimum değere ulaştığı ve uygulanan yükle bu gerilme değerinin arttığı gözlenmiştir (Şekil 11.3).



Şekil 11.3. Tibianın eksenel basma halinde kesme gerilmeleri

Tibianın proksimal ucuna uygulanan eksenel basma nedeniyle X ve Y yönünde meydana gelen yer değiştirme tibianın distal ucundan proksimale doğru yer değiştirmenin arttığı ve proksimal uçta maksimum değere ulaştığı tespit edilmiştir. Uygulanan yükün artırılmasıyla da yer değiştirmenin arttığı tespit edilmiştir (Şekil 11.4).

Z yönünde meydana gelen yer değiştirmenin ise tibianın proksimal ucunda medialden laterale doğru arttığı ve bu hattın ortasında maksimuma ulaştığı görülmüştür (Şekil 11.4).



Şekil 11.4. Tibianın eksenel basma halinde yer değiştirmeleri

Burulma momenti ve yükleme açısına (α) göre yüklerin uygulanması ANSYS Workbench'te yapılmıştır. Bunun sebebi 3 boyutlu tibia modeline ANSYS klasikte burulma bir kuvvet çifti olarak ya düğümlere ya da uygulandığından, kuvvetlerin uygulandığı noktalarda eleman boyutunun bilgisayarın kapasitesi nedeni ile büyük seçildiğinden dolayı kuvvetlerin yoğunlaşması söz konusudur. Bu sorunla karşılaşılmaması için bu analizler ANSYS Workbench'te tibianın proksimalinin üst alanına burulma ve farklı yükleme açılarında (α), kuvvet uygulanmıştır. ANSYS klasik ile ANSYS Workbench programlarında yapılan analizler arasındaki fark ANSYS klasik tibiayı iki farklı malzeme olarak tanımasına rağmen ANSYS Workbench tibiayı tek bir malzeme olarak tanımasıdır. Dolayısı ile elastisite modüllerinin farklı oluşundan sonuçlar sayısal olarak farklı elde edilmiştir. Ancak gerilme yoğunlaşması aynı bölgelerde meydana gelmektedir.

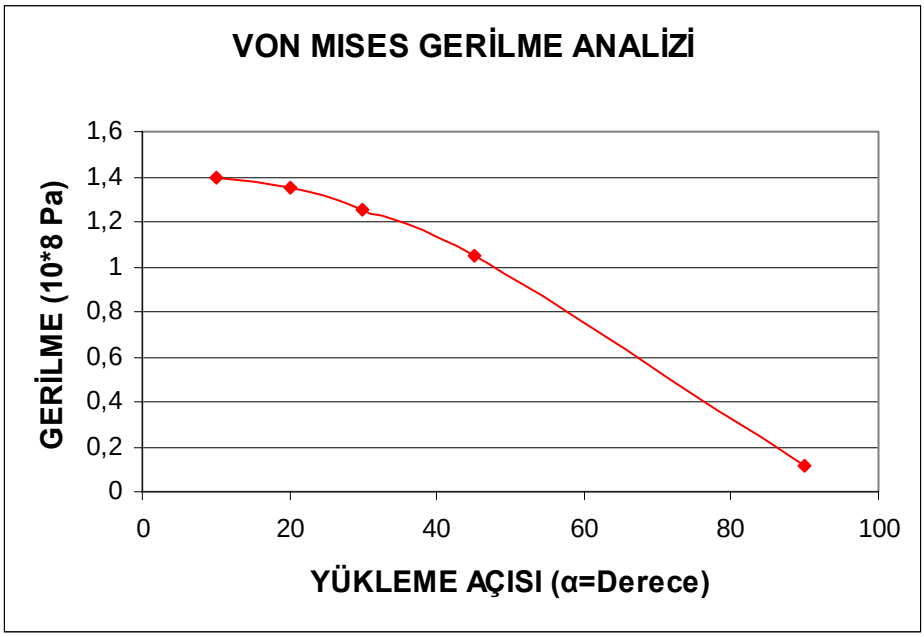
Tibianın distal ucu sabitlenip proksimal kısmına saat ibreleri yönünde 25 N.m ve 50 N.m'lik burulma momenti uygulandığında ise X yönündeki deformasyonlar incelendiğinde en büyük deformasyon tibianın proksimal ucunun lateral kısmında meydana geldiği görülmüştür. Burulma momentinin artırılmasıyla da deformasyonun büyüklüğünün arttığı gözlenmiştir.

Proksimal uca burulma momenti uygulanıp, Von Mises akma kriterine göre de gerilme analizi yapıldığında tibianın en dar kesitinin olduğu bölge de maksimum gerilmenin meydana geldiği görülmüş ve burulma momentinin artırılmasıyla da bu gerilmelerin değerlerinin yükseldiği görülmüştür.

X yönünde meydana gelen gerilmelerin ve XY kesme gerilmesinin, tibia boyunca pek fazla değişmediği ancak momentin artırılmasıyla gerilme değerlerinin arttığı gözlenmiştir.

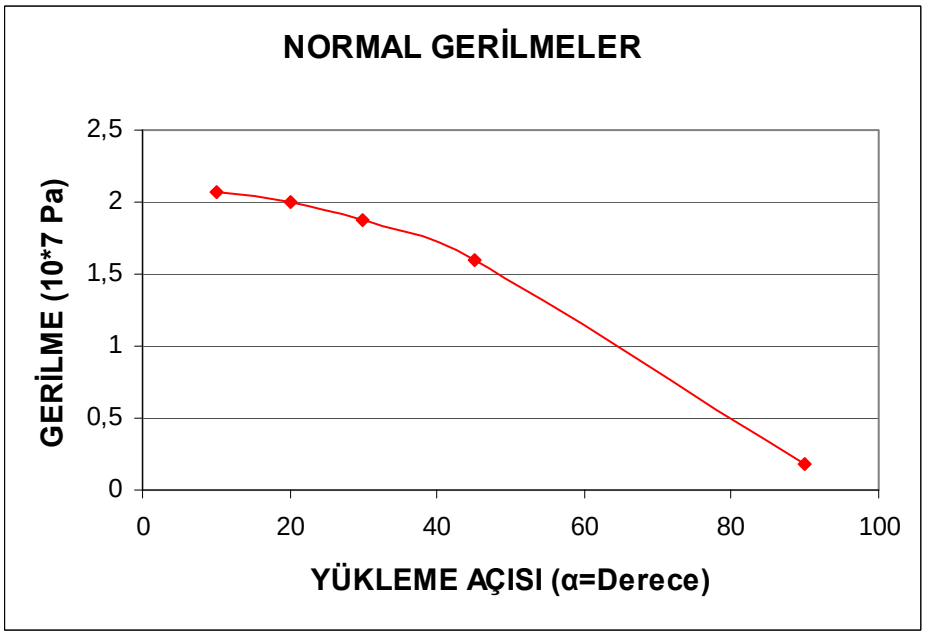
Toplam deformasyonun proksimale doğru yaklaştıkça arttığı ve deformasyon yönünün burulma momentinin saat ibreleri yönünde olmasından dolayı mediale doğru olduğu tespit edilmiştir. Diğer tüm analizlerde olduğu gibi burulma momentinin artırılmasıyla toplam deformasyonun arttığı tespit edilmiştir.

Tibiaya 10^0, 20^0, 30^0 ve 45^0'lik açılarda uygulanan yükler sonucunda, Von Mises akma kriterine göre en büyük gerilme tibianın distal ucuna yakın bir bölgede meydana geldiği görülmüştür. Uygulanan yükleme açısının artması (α) ile gerilmelerde azalma görülmüştür (Şekil 11.5). Uygulanan yükleme açısının azalması (α) (merdiven çıkma gibi yerlerde) ile artan gerilmeler osteoartrit riskini artırmaktadır [65].



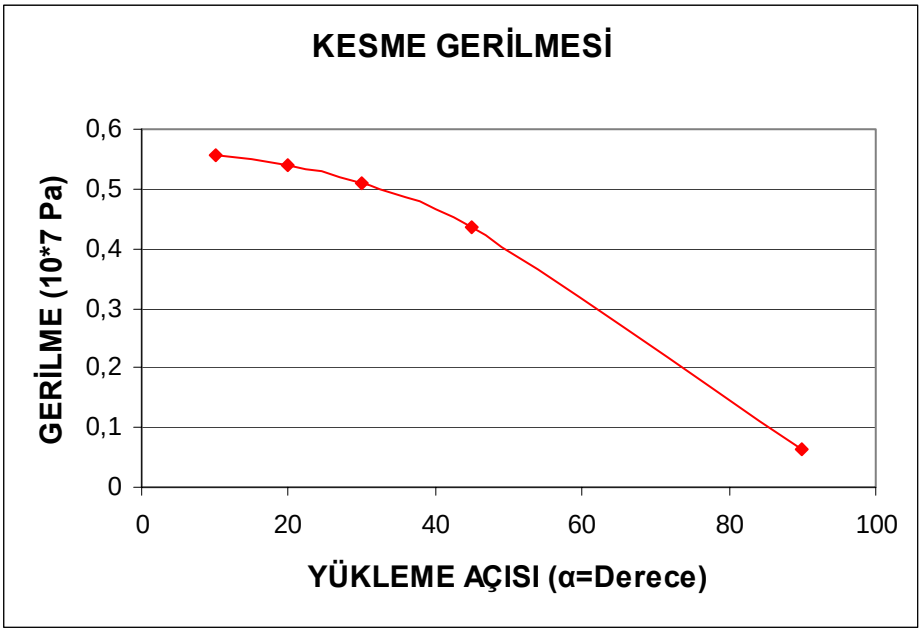
Şekil 11.5. Değişik yükleme açılarında (α) Von Mises akma kriterine göre tibianın gerilme analizi

Yükleme açısı (α) arttıkça tibianın üzerinde oluşan normal gerilmeler azalmaktadır. Ancak tibianın üzerinde normal yönde dikkate değer bir değişiklik olmamıştır (Şekil 11.6).



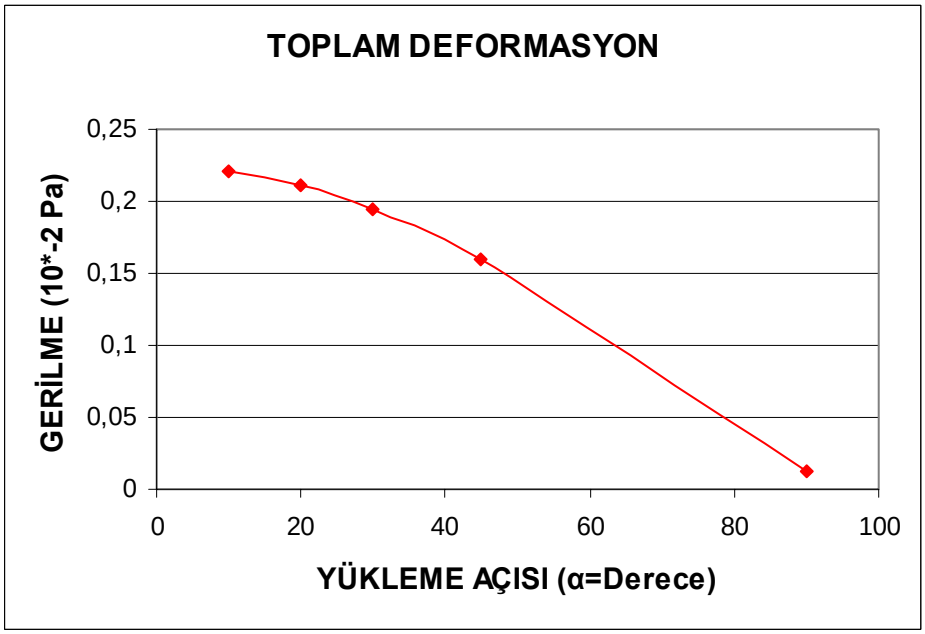
Şekil 11.6. Değişik yükleme açılarında (α) tibianın normal gerilme analizi

XY düzleminde kesme değerinin bölgesel olarak dikkate değer bir değişime uğramadığı ancak yine de distal uca yakın bölgede maksimum değere ulaştığı ve uygulanan yükle bu gerilme değerinin yükleme açısının (α) artması ile azaldığı görülmüştür (Şekil 11.7).



Şekil 11.7. Değişik yükleme açılarında (α) tibianın kesme gerilme analizi

Toplam deformasyonun proksimale doğru yaklaştıkça arttığı ve toplam deformasyonun yükleme açısının (α) azalması ile azaldığı tespit edilmiştir (Şekil 11.8).



Şekil 11.8. Değişik yükleme açılarında (α) tibianın toplam deformasyonu

Tibia kırıkları en fazla trafik kazalarında meydana gelmektedir. Son zamanlarda, otomobil üreticileri tarafından ileri kaza güvenliği teknolojisinin uygulanmasıyla, ölümle sonuçlanan kazalar azalmaktadır. Bununla birlikte ölümle sonuçlanmayan fakat uzun vadede sakatlılıkların (morbiditenin) meydana geldiği kazalar artmaktadır. Kazalarda baş bölgesinin etkilenmesinden sonra en fazla alt ekstremitelerde etkilenme olmaktadır. Kafa yaralanmalarından dolayı meydana gelebilecek olan ölümlerin önüne geçmek için otomobil üreticileri hava yastıklarını geliştirmişlerdir. 2003 yılında Japon General Insurance Association tarafından bildirilen kaza analiz raporlarına göre Japonya'da ki kazalarda kafa yaralanması oranı %27.3 iken alt ekstremitelerin yaralanması %26.6'dır [73].

Trafik kazalarından sonra en fazla tibia kırıkları spor müsabakalarında meydana gelmektedir. Futbol ise dünyada çok popüler bir spor dalıdır. Dünyada yaklaşık olarak 120 milyon kişinin aktif olarak futbol oynadığı tahmin edilmektedir. Bu kadar çok kişinin futbol oynaması kazaları kaçınılmaz hale getirmektedir. Futbol bir temas oyunu olduğundan dolayı ayağa ani bir darbenin gelmesi her an mümkündür [74].

Tibia en fazla kırılan kemiklerden biridir. Aynı zamanda sabitlemenin zor olduğu bir kemiktir. 1945'te, Swiss National Insurance şirketinin araştırmasına göre tibia ve fibula kırıklarının %40' nın geçici hasarlarının devam ettiğini bildirmişlerdir [57].

Boden ve arkadaşları (1999), 15 tanesi hem tibia hem de fibula kırığı, 11 tanesi sadece tibia ve 5 tanesi ise sadece fibula kırığı olan 31 tane sporcunun kırıklarının sebeplerini araştırmışlar. Bu kırıkların %42'sinin kayarak rakibi durdurmak isterken meydana geldiğini, %26'sının kaleci ile çarpışmalarında, %23'ünün kaybedilmiş olan topu yakalamaya çalışan futbolcuların birbirleri ile çarpışmaları sonucu meydana geldiğini ve %10'u ise ayakta duran futbolcunun ayağına vurulmasıyla oluştuğunu rapor etmişlerdir. Kırılan sporcuların %90'nın tibia koruyucusunun aşınmış olduğunu tespit etmişlerdir. Van Loack deneysel olarak tibia koruyucusunun üzerine etkiyen kuvvetin büyüklüğünün azalttığını deneysel olarak ispatlamıştır [74].

Bir sporcuda, tibia ve fibula kırıkları beraber olduğu takdirde 40 hafta sonra, sadece tibia kırığı olduğu durumda 35 hafta sonra ve sadece fibula kırığının olduğu durumlarda ise 18 hafta sonra müsabakalara tekrar dönebilmektedir [74].

Bu tür kırıkların sosyo-ekonomik etkisi oldukça büyüktür. İngiltere'de bu tür kırıkların cerrahi müdahale yapılmadan tedavisi yaklaşık olarak 2226 sterlin'e, cerrahi müdahale yapıldığı takdirde 3727 sterline mal olmaktadır. Ayrıca tibianın kısalması, osteoartrit ve maddi, manevi değerinin belirlenmesi çok zor olan zaman kaybı gibi büyük zararlara da neden olmaktadır [74].

12. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın amacı, ortopedi kliniklerinde oldukça sık kullanılan izole varus gonartrozlu hastaların erken dönem cerrahi tedavisinde tercih edilen "Medialden Açık Kama Osteotomi" tekniğinde; osteotomi aralığının tespiti amacıyla kullanılan farklı tasarımlı, kama destekli plakların eksenel yüklenmelere karşı stabiliteleri ve 875 N ağırlığında, 30 yaşındaki bir erkeğin sağ tibiasının bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınarak, eksenel basma, burulma ve değişik yükleme açılarında (α) uygulanan sabit yüklemeler sonucunda tibiada oluşabilecek kırılma yerlerinin tespiti, sonlu eleman paket programı ANSYS ile analizlerini yapmaktır. Yapılan analizlerden elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Analizi yapılan plaklar arasında altı delikli normal proksimal tibial plağı en stabil olduğu görülmüştür.
2. İki delikli (1. Numune) ve dört delikli (2. Numune) dikdörtgen şeklindeki kama destekli plakların aksiyel yüklenme altında diğer plaklara kıyasla hasara daha önce uğradığı saptandı.
3. Tüm plakların aksiyel yüklenmelere karşı iyi derecede stabil olduğu tespit edilmiştir.
4. Paslanmaz çelik ve titanyum plaklar arasında mekanik bir farkın olmadığı görülmüştür.
5. Tibia üzerine uygulanan eksenel basma sonucunda tibianın distal ucuna doğru oluşan gerilmenin arttığı ve tibia kesitinin en dar bölgesinde maksimum olduğu tespit edilmiştir.
6. Tibianın proksimal ucuna uygulanan eksenel basma nedeniyle X ve Y yönünde meydana gelen yer değiştirme tibianın distal ucundan proksimale doğru yer değiştirmenin arttığı ve proksimal uçta maksimum değere ulaştığı tespit edilmiştir.
7. Tibianın distal ucu sabitlenip proksimal kısmına saat ibreleri yönünde burulma momenti uygulandığında, X yönünde en büyük deformasyon tibianın proksimal ucunun lateral kısmında meydana geldiği görülmüştür.
8. Tibiaya farklı yükleme açılarında (α) uygulanan yükler sonucunda, Von Mises akma kriterine göre en büyük gerilme tibianın distal ucuna yakın bir bölgede meydana geldiği görülmüş ve yükleme açısının (α) artması ile tibia üzerinde oluşan gerilmelerde azalma görülmüştür.

Bundan sonraki çalışmalarda şunlar önerilebilir:

- Tibial osteotomi için kullanılan plak ve vidalarda, farklı malzeme türleri; En yaygın olarak kullanılan 316 paslanmaz çelik, Ti alaşımı ve kobalt-krom alaşımı dikkate alınarak insan tibiası üzerinde deneyler gerçekleştirilebilir.
- Tibial osteotomi için kullanılan plak ve vidalarda, farklı geometrik şekil; T, dikdörtgen, L, kamalı, kamasız, vb. plak ve farklı tasarımlara sahip vidalar dikkate alınarak insan tibiası üzerinde deneyler gerçekleştirilebilir.
- Bu deneyler sırasında bir canlı vücudunun genellikle maruz kaldığı basma, burulma ve yorulma karekteristikleri, tibia'ya monte edilmiş plak ve vidalar için gerçekleştirilebilir.
- Yapılan bu deneyler sonlu eleman paket programları ile karşılaştırılabilir.
- Yapılan analizler ve deneyler sonucunda, trafik kazalarında ve spor yaralanmalarında meydana gelebilecek tibia ve femur kırılmalarını engellemek amacıyla önlemler alınabilir.

KAYNAKLAR

1. Örnek, M., 2004, Burulma Yüküne Maruz İnsan Tibiasının Gerilme Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 139s.
2. Anthony, Au., Adrian, L. V. James. R. and A, Amirfazli., 2004, A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses, Medical Engineering & Physics., 27, No. 2, 123-134
3. Cheung. J., Zhang. M., Leung. A. and Fan. Yu-Bo., 2005, Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study, Journal of Biomechanics, 38, No. 5, 1045-1054
4. Gardiner. J. and Weiss. J., 2003, Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading, Journal of Orthopaedic Research, 21, No.6, 1098-1106.
5. Rho, J.Y., Spearing, L. K. and Zioupos, P., 1998, Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, Medical Engineering & Physics, Vol 20, No.2, 92-102.
6. Van Buskirk, W.C., Ashman, R.B., 1981, The elastic moduli of bone, Mechanical properties of bone. Ed: S. Cowin., American Society of Mechanical Engineers, AMD-45, pp. 131-143.
7. Yamada, H., 1970, Mechanical properties of locomotor organs and tissues, Strength of biological materials, Baltimore, Williams & Wilkins, 210 p.
8. Müler-Karger, C.M., Bröker, H., Rank, E. and Cerrolaza, M., 2000, 3D geometric modeling and analysis of bone using the p-version finite element method, in: Proceedings of European Congress on Computational Applied Sciences and Engineering, CD-Ram Format, Barcelona, Spain.
9. Taylor, W.R., Roland, E., Ploeg, H., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M. D., Hobatho, M.C. and Rakotomanana, L., 2002, Determination of ortotropic bone elastic constants using fea and modal analysis, Journal of Biomechanics, 35, No.6, 767-773.
10. Mehta, B. V., Rajani, S. and Griffith, R. (1994) Modeling and analysis of the human tibia using MRI and ultrasound imaging. Biosignal '94 Proceedings, Biomed, Czech Republic.
11. Ota, T., Yamamoto, I. and Morita, R., 1999, Fracture simulation of the femoral bone using finite element method: how a fracture initiates and proceeds, Journal of Bone Mineral Metabolism, 17, No. 2, Springer-Verlag, Tokyo, Japan.

12. Gardner T.N., Stoll T., Marks L., Mishra S., Knothe Tate M.L., 2000, The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture a FEM study, Journal of Biomechanics, 33, No. 4, 415-425.
13. Huiskes, R., Johnsen, J. D. and Sloof, T. J., 1983, A detailed comparison of experimental and theoretical stres analysis of a human femur, Mech. Prop. of Bone, 45, pp. 211-234.
14. Miyoshi, S., Takahashi, T., Ohtani, M., Yamamoto, H. and Kameyama, K., 2002, Analysis of the shape of the tibial tray in total knee arthroplasty using a three dimension finite element model, Clinical Biomechanics, 17, No. 7, 521-525
15. Most, E., Axe, J., Rubash, H. and Li, G., 2004, Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes, Journal of Biomechanics, 37, No.11, 743-1748
16. Vazquez, A., Pedersen, H., Lidgren, L. and Taylor, M., 2004, Initial stability of ankle arthrodesis with three-screw fixation. A finite element analysis, Clinical Biomechanics, 19, No.7, 751-759
17. Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S. and Yang, K., 2004, A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb Journal of Biomechanics, 37, No. 7, 1019-1030.
18. DeFrate, L., Sun, H., Gill, T., Rubash, H. and Li, G., 2004, In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models, Journal of Biomechanics, 37, No. 10, 1499-1504.
19. Cheung, G., Zalzal, P., Bhandari, M., Spelt, J. and Papini, M., 2004, Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading, Medical Engineering & Physics, 26, No. 2, 93-108.
20. El'Sheikh, H., MacDonald, B. and Hashmi, M., 2003, Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading, Journal of Materials Processing Technology, 143-144, 249-255.
21. Seebeck, J., Goldhahn, J., Stadele, H., Messmer, P., Morlock, M. and Schneider, E., 2004, Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws, Journal of Orthopaedic Research, 22, No. 6, 1237-1242.
22. Couteau, B., Hobatho, M., Darmana, R., Brignola, J. and Arlaud, J., 1998, Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties, Journal of Biomechanics, 31, No. 4, 383-386.

23. Flamme, C., Kohn, D., Kirsch, L. and Hurschler, C., 1999, Primary stability of different implants used in conjunction with high tibial osteotomy, Arch Orthop Trauma Surg., 119, 450-455.
24. Hernigou, P. and Ma, W., 2001, Open wedge tibial osteotomy with acrylic bone cement as bone substitute, The Knee, 8, No. 2, 103-110.
25. Esenkaya, İ., Elmalı, N., Mısırlıoğlu, M. ve Ertem, K., 2005, Proksimal Tibia Medial Açık Kama Osteotomisinde Lateral Plato Kırığı Oluşumunu Önlemek İçin Alternatif Uygulama: Dana Tibialarında Deneysel Çalışma, İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi, 12, 2, 71-75.
26. Devrin, G., Keene, G. and Oakeshott, R., 1997, High tibia1 osteotomy with Giebel plate, The Knee, 4, No. 3, 135-143.
27. Kam, B., Topper, S., McLoughlin, S. and Liu, Q., 2002, Wedge Osteotomies of the Radius for Kienbö'ck's Disease: A Biomechanical Analysis, The Journal of Hand Surgery, 27A, No. 1, 37-42.
28. Spahn, G. and Wittig, R., 2002, Primary stability of various implants in tibial opening wedge osteotomy: a biomechanical study, J Orthop Sci., 7, No., 683-687.
29. Peine, R., Rikli, D., Hoffmann, R., Duda, G. and Regazzoni, P., 2000, Comparison of Three Different Plating Techniques for the Dorsum of the Distal Radius: A Biomechanical Study, The Journal of Hand Surgery, 25A, No. 1, 29-33.
30. Cordey, J., Borgeaud, M. and Peren, S., 2000, Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone, Injury, Int. J. Care Injured, 31, No. 3, 21-28.
31. Ionescu, I., Conway, T., Schonning, A., Almutairi, M. and Nicholson, D., 2003, Solid modeling and Static Finite Element Analysis of the human tibia, Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.
32. Limbert, G., Estivalezes, E., Hobatho, M., Baunin, C. and Cahuzac, J., 1998, In vivo determination of homogenised mechanical characteristics of human tibia: application to the study of tibial torsion in vivo, Clinical Biomechanics, 13, No. 7, 473-479.
33. Stoffel, K., Stachowiak, G. and Kuster, M., 2004, Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puddu Plate) and the TomoFix Plate, Clinical Biomechanics, 19, No. 9, 944-950.
34. Esenkaya, İ. and Elmali, N., 2006, Proximal tibia medial open-wedge osteotomy using plates with wedges: early results in 58 cases, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, in press.

35. Esenkaya, I., 2005, Fixation of proximal tibia medial opening wedge osteotomy using plates with wedge (article in Turkish). Acta Orthop Traumatol Turc., 39, 211–223.
36. Cristofolini, L. and Viceconti, M., 2000, Mechanical validation of whole bone composite tibia models, Journal of Biomechanics, 33, No. 3, 279-288.
37. Hou, S., Hsu. C., Wang, J., Chao, C. and Lin, J., 2004, Mechanical tests and finite element models for bone holding power of tibial locking screws, Clinical Biomechanics, 19, No. 9, 738-745.
38. Shahar, R., Banks-Sills, L. and Eliasy, R., 2003, Stress and strain distribution in the intact canine femur: finite element analysis, Medical Engineering & Physics, 25, No. 5, 387-395.
39. Duda, G., Mandruzzato, F., Heller, M., Kassi, J., Khodadadyan, C. and Haas, N., 2002, Mechanical conditions in the internal stabilization of proximal tibial defects Clinical Biomechanics, 17, No. 1, 64-72.
40. Hung, J., Chen, J., Chiang, H. and Wu, J., 2004, Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 76, No. 2, 103-113.
41. Higginson, J., 2004, Analysis of Muscle Coordination During Slow and Post-Stroke Hemiparetic Gait Using Simulation, Ph. D. Thesis, Stanford University Department of Mechanical Engineering, 102s.
42. Kim, D., 2001, Micromechanical Analysis of Bone at a Bone-Implant Interface, Ph. D. Thesis, Faculty of Rensselaer Polytechnic Institute Department of Mechanical Engineering, 236s.
43. Welcher, J., 2001, Whiplash Associated Disorders: Related Anatomy, Biomechanics of Injury, and The Relationship Between Injury Potential and Automotive Seat Design, Ph. D. Thesis, Faculty of The School of Engineering University of Southern California Department of Biomedical Engineering, 128s.
44. Goffinet, M., 1999, humeral Fracture Fixation Using an Intramedullary Compression Nail, Master Thesis, Faculty of The University Louisville Speed Scientific School Department of Mechanical Engineering, 64s.
45. Harrysson, O., 2001, Customization of Knee Implants and Optimization of Bone-Implant Interface, Ph. D. Thesis, University of Central Florida Department of Industrial Engineering and Management Systems, 199s.
46. Esteban, P., 1992, Biomechanics of 6-Pin Unilateral external skeletal Fixation Devices, Ph. D. Thesis, Texas A&M University, 147s.

47. Esenkaya, I., 2005, A new distractor with angle-scale for proximal tibia medial opening wedge osteotomy, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 14, 443-446.
48. Kelsey, D., 1995, Composite Implant for Bone Replacement, Ph. D. Thesis, Stanford University Department of Mechanical Engineering, 176s.
49. Martinez, M., 1996, Metal Release from Ti-6AL-4V Posterior Cervical Spine Plates: A Computational and Experimental Study in The Canine Model, Ph. D. Thesis, Department of Biomedical Engineering of The Graduate School of Tulane University, 367s.
50. Yeh, M., 2000, Linear and Nonlinear Finite Element Analysis of The Pin-Bone Interfaces for 6-Pin Unilateral External Fixation, Ph. D. Thesis, Texas A&M University, 229s.
51. Douchant, A., 1991, On Pin-Bone Interaction in External Fixation Devices, Master Thesis, Deparment of Mechanical Engineering University of Toronto, 112s.
52. Hashemi, S., 1998, Nonlinear Finite Element Studies of Cementless Knee Implants, Ph. D. Thesis, University Montreal, 228s.
53. Peterman, M., 2003, A Strain Map of the Human Distal Tibia During The Stance Phase of Walking, From Dynamic Cadaver Experiments and Finite Element Analysis Simulations, Ph. D. Thesis, the Pennsylvania State University The Graduate school College of Health and Human Development, 261s.
54. Pivonka, M., 2003, Alteration of femoral Stem Stiffness and The Effect on Proximal Stres Shielding in The Human Femur, Master Thesis, Faculty of The University Louisville Speed Scientific School Department of Mechanical Engineering, 85s.
55. Oxland, T., 1992, Burst Fractures of The Human Thoracolumbar Spine: A Biomechanical Investigation, Ph. D. Thesis, Yale University, 225s.
56. Esenkaya, İ., Elmalı, N., Mısırlıoğlu, M., Ertem, K. ve Atasever, A., 2005, Tibial Tüberkülün Proksimal Fragmanda Bırakıldığı Proksimal Tibia Medial Açık Kama Osteotomisi: Anatomik Çalışma, İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi, 12(3), 153-157.
57. Neale, P., 1995, Finite Element Models Examining the Human Tibia After the Application of Internal Fixation Devices, Master Thesis, The University of Texas at Arlington, 306s.
58. An, Y. H., 1999, Mechanical properties of bone, Mechanical testing of bone and the bone-implant interface, CRC Pres, Washington, D. C., 410 p.

59. An, Y. H. Zioupos, P. and Smith, C. W., 1999, Factor affecting mechanical properties of bone, Mechanical testing of bone and the bone-implant interface, CRC Pres, Washington, D. C., 410 p.
60. Özkaya, N. And Nordin, M., 1998, Fundamentals of Biomechanics, Springer, New York, 393s.
61. Nazlım, A., 2003, Gerilme Yüküne Maruz İnsan Tibiasının Gerilme Analizi, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 132s.
62. http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/9065.jpg
63. Bayçu, C., Açıkalın, A., Gürer, F. ve Aral, E., 1995, Histoloji, T.C Anadolu Üniversitesi Yayınları, No. 894, 186s.
64. Turgut, Hasan Basri., Hatipoğlu, E. S. ve Doğruyol, Ş., 1995, Anatomi Ders Kitabı, SBAD Yayınları, Ankara, 124s.
65. Mısırlıoğlu, M., 2005, Proksimal Tibia Açık Kama Osteotomisinde Üç Farklı Kamalı Plağın "T" Plak İle Karşılaştırılması "Dana Tibialarında Biyomekanik Çalışma", Uzmanlık Tezi, İnönü Üniversitesi, 152s.
66. Ege, R., Ortopedi ve Travmatoloji
67. İnan, M., 1970, Cisimlerin Mukavemeti, İTÜ Vakfı, İstanbul, 560s.
68. Bilgin. İ., 2004, Kompozit Disklerde Termal Gerilme Analizi, D.E.U. Mak. Fak., Lisans Tezi.
69. Günay, D., 1990, Mühendisler için Sonlu Elemanlar metodunun Temelleri, Adapazarı, 235s.
70. ANSYS 9.0 user manual
71. Riemer, B., 2004, Plating Diaphyseal Fractures, Techniques in Orthopaedics, 18, No 4, 360-367
72. Duda, G., Mandruzzato, F., Heler, M., Goldhahn, J., Moser, R., Hehli, M., 2001, Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing, Journal of Biomechanics, 34, No 5, 639–650
73. Iwamoto, M. and Miki, K., 2005, Ankle Skeletal Injury Predictions Using Anisotropic Inelastic Constitutive Model of Cortical Bone Taking into Account Damage Evolution, Stapp Car Crash Journal, 49, 133-156
74. Boden, B., Lofnes, J., Nunley, J. and Garrett, W., 1999, Tibia and Fibula Fractures in Soccer Players, Knee Surgery, Sports Traumatol, Arthrosc, 7, 262-266

ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Diyarbakır'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Diyarbakır'da tamamladıktan sonra, 1993 yılında Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Bölümünü kazandım. 1998–2001 yılları arasında Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim dalında yüksek lisansımı tamamladım. Şubat 2002 yılında Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim dalında doktoraya başladım.