

**İNSAN KOLU HUMERUS KEMİĞİ İÇİN SONLU ELEMANLAR
MODELİ VE ANALİZİ**

Nuriye Nur KAYA

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNA EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

EYLÜL 2013

ANKARA

Nuriye Nur KAYA tarafından hazırlanan “İNSAN KOLU HUMERUS KEMİĞİ İÇİN SONLU ELEMANTLAR MODELİ VE ANALİZİ” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. İhsan TOKTAŞ
Tez Danışmanı, Makina Eğitimi Anabilim Dalı



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Makina Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ulvi ŞEKER
Makina Eğitimi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi



Yrd. Doç. Dr. İhsan TOKTAŞ
Makina Eğitimi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. M. Tolga ÖZKAN
Makina Eğitimi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

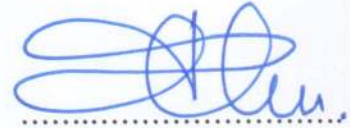


Tez Savunma Tarihi: 03/08/2013

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü Y.



TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Nuriye Nur KAYA

**İNSAN KOLU HUMERUS KEMİĞİ İÇİN SONLU ELEMANLAR
MODELİ VE ANALİZİ
(Yüksek Lisans Tezi)**

Nuriye Nur KAYA

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
EYLÜL 2013**

ÖZET

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar modeli kullanılarak insan vücudunun yüke maruz kalan bölgeleri incelenerek, tedavi yöntemleri geliştirilmektedir. Ayrıca, kemik biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalarda implant tasarımlarına ışık tutmaktadır.

Bu çalışmada, yüke maruz kalan bölgelerden biri olan humerus kemiği incelenmiştir. Normal kemik bulunamayacağından ötürü bilgisayarlı tomografi cihazı sayesinde humerus kemiğinin 3B biyomodeli oluşturulmuştur. Oluşan modele, humerus kemiğine uygulanan sonlu elemanlar analizi yöntemi ile çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmeleri; kuvvet, moment ve tork değerleri arttıkça gerilme ve gerinimlerin arttığı görülmüştür.

Bilim Kodu : 703.1.022
Anahtar Kelimeler : Biyomekanik, bilgisayar destekli modelleme, sonlu elemanlar metodu
Sayfa Adedi : 111
Tez Yöneticisi : Yrd. Doç. Dr. İhsan TOKTAŞ

FINITE ELEMENT MODEL AND ANALYSIS FOR HUMAN ARM HUMERUS
(M. Sc. Thesis)

Nuriye Nur KAYA

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
September 2013

ABSTRACT

In the recent years, analyzing the areas of the human body that exposed to weight by using finite element model, and developing treatment methods has been subjected to studies. Also, the studies performed about bone biomechanics shed light on implant designs.

In this study, the Humerus bone, an area of the human body that has been subject to weight, has been examined. Due to the unavailability of using a normal bone, a 3D bio-model of the Humerus bone has been generated by has been used tensile force, compressive force, torsional force and bending force have been applied to humerus bone by using finite elements method. Increase of stress and strain values, by the increase of force, moment and torque, has been observed.

Science Code	:703.1.022
Key Words	:Biomechanics, computer aided modelling, finite elements method.
Page Number	: 111
Supervisor	: Assist. Prof. Dr. Ihsan TOKTAS

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmamda, biyomekanik konusunda araştırma yapmam için imkan tanıyan, her türlü yakın bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen danışmanım Yrd. Doç. Dr. İhsan TOKTAŞ'a teşekkürlerimi sunarım.

Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümünden Doç.Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na, Mak. Müh. İbrahim MUTLU'ya, Tıp Fakültesi Öğretim Üyesi Dr. Resul MUSAOĞLU'na, Düzce Üniversitesi Öğretim Üyesi Yrd.Doç.Dr. Arif ÖZKAN'a, Gazi Üniversitesi Makine Eğitimi Öğretim Üyesi Yrd.Doç.Dr. Murat Tolga ÖZKAN'a teşekkürlerimi sunarım ve çalışmalarım süresince gösterdikleri destek ve anlayışları için işverenlerim Ferdi Murat GÜL'e, Hüseyin GÜL'e ve Ümit SARI'ya, mesai arkadaşlarımdan sevgili Mine DÜZGÜN'e ve Serap BAŞÇI'ya teşekkürlerimi belirtmek isterim.

Tüm öğrenim hayatım boyunca maddi manevi desteklerini esirgemeyen Babam Merhum Aydın BOZTEPE'ye, Annem Hatice BOZTEPE'ye, Bitanecik Eşim Nihat KAYA'ya, Ağabeyim Halil Erdinç BOZTEPE'ye, teşekkürlerimi bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR TARAMASI.....	6
3. KURAMSAL TEMELLER	17
3.1. Humerus Kemiği Anatomisi.....	17
3.2. Omuz Anatomisi.....	19
3.3. Kemik Biyomekaniği	20
3.4. Kırık Biyomekaniği.....	21
3.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme	23
3.6. BT Görüntüsüyle 3B Modelleme	25
3.7. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturma.....	30
4. HUMERUS KEMİĞİNE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ UYGULANMASI.....	35
4.1. Kemiğe Çekme, Basma Gerilmelerinin Uygulanması	42
4.2. Kemiğe Burulma Gerilmelerinin Uygulanması	62

Sayfa

4.3. Kemiğe Eğilme Gerilmelerinin Uygulanması.....	75
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	106
KAYNAKLAR	108
ÖZGEÇMİŞ	111

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Humerus kemiğinin kütle özellikleri	33
Çizelge 3.2. Çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmelerinin eleman ve node sayıları	34
Çizelge 4.1. Humerus kemiği malzeme özellikleri	42
Çizelge 4.2. Çekme ve basma gerilmelerinde uygulanan yükler	52
Çizelge 4.3. Basma gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler.....	54
Çizelge 4.4. Çekme gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler.....	59
Çizelge 4.5. Burulma gerilmesi için uygulanan kuvvetler	64
Çizelge 4.6. Burulma gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler	72
Çizelge 4.7. Eğilme gerilmesi modelinin noktalarına uygulanan 1000 N kuvvetteki max-min vonmises ve yer değiştirme.....	81
Çizelge 4.8. Eg2 noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan vonmises ve yer değiştirme çizelgesi.....	85
Çizelge 4.9. Eg3 noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan vonmises ve yer değiştirme çizelgesi.....	90
Çizelge 4.10. Eg4 noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan vonmises ve yer değiştirme çizelgesi.....	93
Çizelge 4.11. Eg5 noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan vonmises ve yer değiştirme çizelgesi	96
Çizelge 4.12. Eg6 noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan değiştirme vonmises ve yer değiştirme çizelgesi	99

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. El kemiklerinin 3B modellenmesi	8
Şekil 2.2. Ayak kemiğinin sonlu elemanlar modeli ile oluşturulması	12
Şekil 2.3. İnsan tibiasının yük altındaki gerilme ve yer değişim tayini	13
Şekil 2.4. Zamana bağlı tibia kırığının iyileşme modeli	15
Şekil 3.1. Sağ humerus kemiğinin arka ve önden görünüşü	18
Şekil 3.2. Omuz görünüşü	19
Şekil 3.3. Kuvvetlere göre kırık şekilleri	22
Şekil 3.4. Eğilme gerilimine maruz kalan kemikte oluşan kırık şekli	23
Şekil 3.5. 3B modelleme akış şeması	28
Şekil 3.6. MIMICS yazılımında elde edilen humerus modeli.....	29
Şekil 3.7. Biyomodel oluşumu.....	30
Şekil 3.8. Humerus kemiğinin ağırlık merkezinin bulunması.....	31
Şekil 3.9. Humerus kemiğinin ağırlık merkezi listesi.....	32
Şekil 4.1. Solid95 3B 20 düğümlü yapısal görünümü	41
Şekil 4.2. Çekme gerilmesi	42
Şekil 4.3. Basma gerilmesi.....	43
Şekil 4.4. Basma sınır şartı.....	44
Şekil 4.5. Basma için oluşturulan mesh	45
Şekil 4.6. Basma modelinin çağırılması.....	46
Şekil 4.7. Basma modeline kuvvet uygulanması	46
Şekil 4.8. Basma modelinde kuvvet uygulanan alan.....	47

Şekil	Sayfa
Şekil 4.9. Basma modeline uygulanan kuvvet değerinin girilmesi.....	47
Şekil 4.10. Basma gerilmesinin kuvvet yönü.....	48
Şekil 4.11. Basma modeline uygulanan kuvvete göre çözümlenmesi	48
Şekil 4.12. Basmanın gerilmesinin çözümlenmesi	49
Şekil 4.13. Basma modelinde <i>stress</i> gerilmesinde S_x , S_y ve S_z incelenmesi	50
Şekil 4.14. Basma gerilmesi modelinde <i>Stress Vonmises</i> gerilmesine bakılması.....	50
Şekil 4.15. Strain Elastic'te Epel X, Epel Y, Epel Z'nin incelenmesi	51
Şekil 4.16. Strain elasticte Vonmises geriniminin araştırılması	51
Şekil 4.17. Basma gerilmesi modeline uygulanan 100 N kuvvet	52
Şekil 4.18. Basma gerilmesi modeline uygulanan 10000 N kuvvet	53
Şekil 4.19. Basma gerilmesindeki max vonmises gerilmesi.....	55
Şekil 4.20. Basma gerilmesindeki min vonmises gerilmesi.....	55
Şekil 4.21. Basma gerilmesindeki min yer değiştirme.....	56
Şekil 4.22. Basma gerilmesindeki max yer değiştirme.....	56
Şekil 4.23. Çekme gerilmesinin kuvvet yönü	57
Şekil 4.24. Çekme modeli 50 N kuvvete maruz kalmasın durumunda oluşan gerilme analizleri.....	58
Şekil 4.25. Çekme modeli 10000 N kuvvete maruz kalmasın durumunda oluşan gerilme analizleri.....	58
Şekil 4.26. Çekme gerilmesindeki min vonmises gerilmesi	60
Şekil 4.27. Çekme gerilmesindeki max vonmises gerilmesi.....	60
Şekil 4.28. Çekme gerilmesindeki min yer değiştirme	61
Şekil 4.29. Çekme gerilmesindeki max yer değiştirme.....	62
Şekil 4.30. Burulma gerilmesi.....	63

Şekil	Sayfa
Şekil 4.31. Burulma modelinin mesh yapısı	65
Şekil 4.32. Burulma modelinin çağırılması.....	65
Şekil 4.33. Burulma momentinde kuvvet yönünün seçilmesi.....	66
Şekil 4.34. Burulma modeline uygulanan kuvvet	66
Şekil 4.35. Burulma modelinin çözülme aşaması	67
Şekil 4.36. Burulma modelinin çözümünün tamamlanması	68
Şekil 4.37. Burulma modelinde <i>stress</i> gerilmesinde S_x , S_y ve S_z incelenmesi	68
Şekil 4.38. Burulma gerilmesinde vonmises gerilmesinin incelenmesi.....	69
Şekil 4.39. Burulma gerilmesinde strain geriniminde Epel X, Epel Y ve Epel Z koordinatlardaki yer değiştirme	69
Şekil 4.40. Burulma modelinde Strain elastic geriniminde vonmises gerilmesinin incelenmesi.....	70
Şekil 4.41. Burulma modeline 100 N kuvvet uygulandığında oluşan gerilme analizi.....	71
Şekil 4.42. Burulma modeline 10000 N kuvvet uygulandığında oluşan gerilme analizi	71
Şekil 4.43. Burulma gerilmesindeki min vonmises gerilmesi.....	73
Şekil 4.44. Burulma gerilmesindeki max vonmises gerilmesi.....	73
Şekil 4.45. Burulma gerilmesindeki min yer değiştirme.....	74
Şekil 4.46. Burulma gerilmesindeki max yer değiştirme	75
Şekil 4.47. Eğilme Gerilmesi	75
Şekil 4.48. Eğilme modeli meshi	76
Şekil 4.49. Eğilme modelinin sınır şartı.....	77
Şekil 4.50. Eğilme gerilmesinin uygulandığı noktalar.....	77
Şekil 4.51. Eğilme modelinin çağırılması	78

Şekil	Sayfa
Şekil 4.52. Eğilme modeline kuvvet uygulanması.....	79
Şekil 4.53. Eğilme modelinde kuvvet yönünün seçimi.....	79
Şekil 4.54. Eğilme modelinin çözümlenme aşaması.....	80
Şekil 4.55. Eğilme modelinin çözümleme süreci.....	81
Şekil 4.56. Eğilme modelinin çözümünün tamamlanması.....	81
Şekil 4.57. Eğilme modelinde <i>stress</i> gerilmesinde S_x , S_y ve S_z incelenmesi.....	82
Şekil 4.58. Eğilme gerilmesinde vonmises gerilmesinin incelenmesi	83
Şekil 4.59. Eğilme gerilmesinde <i>strain</i> geriniminde Epel X, Epel Y ve Epel Z koordinatlardaki yer değiştirme	83
Şekil 4.60. Eğilme gerilmesinde <i>strain</i> geriniminde vonmises gerilmesinin incelenmesi.....	84
Şekil 4.61. Eg2. Noktaya uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü.....	85
Şekil 4.62. Eg3. Noktaya uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü.....	86
Şekil 4.63. Eg4. Noktaya uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü.....	87
Şekil 4.64. Eg5. Noktaya uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü.....	88
Şekil 4.65. Eg6. Noktaya uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü.....	89
Şekil 4.66. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre min vonmises gerilmesi	91
Şekil 4.67. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre max vonmises gerilmesi	91
Şekil 4.68. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre min yer değiştirme	92
Şekil 4.69. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre max yer değiştirme	92
Şekil 4.70. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre min vonmises gerilmesi	94
Şekil 4.71. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre max vonmises gerilmesi	94
Şekil 4.72. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre min yer değiştirme	95
Şekil 4.73. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre max yer değiştirme	95

Şekil	Sayfa
Şekil 4.74. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre min vonmises gerilmesi	97
Şekil 4.75. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre max vonmises gerilmesi	97
Şekil 4.76. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre min yer değiştirme	98
Şekil 4.77. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre max yer değiştirme	98
Şekil 4.78. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre min vonmises gerilmesi	100
Şekil 4.79. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre max vonmises gerilmesi ...	100
Şekil 4.80. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre min yer değiştirme	101
Şekil 4.81. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre max yer değiştirme	101
Şekil 4.82. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre min vonmises gerilmesi	103
Şekil 4.83. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre max vonmises gerilmesi....	104
Şekil 4.84. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre min yer değiştirme.....	104
Şekil 4.85. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre max yer değiştirme.....	105

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 1.1. Optik Tarama Cihazı.....	4
Resim 3.1. Bilgisayarlı tomografi cihazı.....	25

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simge	Açıklama
σ_{ξ}	Çekme Gerilmesi (N/mm ²)
$F_{\max}$	Maksimum kuvvet (N)
A_0	Kesit alanı (mm ²)
σ_b	Basma Gerilmesi (N/mm ²)

Kısaltmalar

BDT	Bilgisayar Destekli Tasarım
BDÜ	Bilgisayar Destekli Üretim
BDM	Bilgisayar Destekli Mühendislik
MP	Mega Piksel
GP	Gigabyte
FOV	Field Of View
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
SEA	Sonlu Eleman Analizi
3B	3 Boyutlu

1. GİRİŞ

Biyomekanik; mühendislik ve biyolojinin yaşayan canlılar üzerinde uygulama alanıdır. Biyomekanik yöntemde, mühendislik teknikleri kullanılarak, canlıların hareket şeklini, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği, hareket sırasında oluşan kuvvetler ve etkileri, canlı ve cansız dokular üzerindeki zorlanma durumları incelenerek, tedavi yöntemleri geliştirilmektedir.

Biyomekanik çeşitli dallara ayrılmaktadır. Bunlar;

- Yumuşak ve sert (kemik) doku biyomekaniği,
- Ortez ve protez biyomekaniği,
- Spor biyomekaniği,
- Biyo-kinematik (insan ve hayvan hareketlerinin kinematik analizi),
- Biyo-kinetik (hareket esnasındaki enerji gereksinimi ve enerjinin doğru kullanımı),
- Akışkanlar biyomekaniği (kan akışı vb. akışkan hareketlerinin incelenmesi),

Biyomekaniğin amacı, uygulanabildiği alanlardaki fiziksel sistemleri tanımlamak, nicel ilişkiler ve bağıntılar araştırmak, bulunan sonuçları klinik uygulamalarda kullanarak insan ve hayvan yaşamını iyileştirmeye yönelik çalışmalar yapmak şeklinde açıklanabilir.

Tersine Mühendislik, Bilgisayar Destekli Tasarım (BDT), Bilgisayar Destekli Üretim (BDÜ), Bilgisayar Destekli Mühendislik (BDM) ve diğer yazılımlarda kullanılmak üzere, varolan parçaların (3B) sanal modellerinin oluşturulması için kullanılabilir bir metod haline gelmiştir. Tersine mühendislik işlemi, bir objenin ölçümünü ve ardından 3B model olarak oluşturulmasını içerir. Fiziksel objenin boyutları; koordinat ölçme makinesi (Coordinat measuring machine, CMM), üç boyutlu üçgenli lazer tarayıcılar, 3B yapısal ışık sayısallaştırıcı tarayıcı veya bilgisayarlı tomografi gibi 3B tarama teknolojileri kullanılarak ölçülebilir. Genellikle bir nokta bulutu olarak temsil edilen ölçülmüş veri kendi başına, topolojik bilgi eksikliği taşır ve bu yüzden sıklıkla, üçgen kaplı ağ veya bir BDT modeli gibi daha

kullanışlı bir formata dönüştürülür. Imageware Rapidform veya Geomagic gibi uygulamalar nokta bulutlarını; 3B BDT, BDÜ, BDM gibi uygulamalarda veya görselleştirmede kullanılabilecek formatlara dönüştürür. Tersine mühendislik aynı zamanda, işletmeler tarafından, kendi ürünlerinin üç boyutlu dijital kayıtlarını yapmak veya rakiplerinin ürünlerine değer biçmek için, var olan fiziksel geometriyi dijital ürün geliştirme ortamlarına aktarmak için kullanılır. Örneğin; bir ürünün nasıl çalıştığını, ne yaptığını hangi bileşenlerden oluştuğunu; analiz etmek için, maliyetini hesaplamak için ve potansiyel patent ihlalini saptamakta kullanılır [1].

Değer mühendisliği işletmeler tarafından kullanılan benzer bir aktivitedir. Yapı çözümlemeyi ve ürünü analiz etmeyi içerir ancak asıl amacı maliyeti azaltmak için fırsatlar bulmaktır.

Son olarak, tersine mühendislik sıklıkla özel bir aletin dökümanlarının kaybolması (veya hiç yazılmaması) ve onu inşa eden kişinin artık şirket için çalışmaması sebebiyle yapılır. Entegre devreler çoğunlukla modası geçmiş, tescilli sistemler üzerine dizayn edilir, bu şu anlama gelir; işlevselliği yeni teknoloji ile birleştirmenin tek yolu, var olan çip üzerinde tersine mühendislik yapmak ve onu yeniden dizayn etmektir [2].

Tersine Mühendisliğe;

- Karmaşık parçaların kolayca BDT modelinin oluşturulması,
 - Deforme olmuş parçaların BDT modelinin oluşturulması,
 - Üzerinden kumpas, mikrometre gibi ölçü aletleriyle ölçü alınamayacak parçaların modelinin oluşturulması,
 - Yüksek hassasiyetlerde BDT model oluşturulması,
 - BDT model oluşturma süresinin kısalması,
 - Tasarım hatalarının minimize edilmesi,
 - Kaliteli, hızlı ve ekonomik çözümler,
 - Parametrik BDT model oluşturulabilmesi,
- durumlarında gereksinim duyulur.

Tersine Mühendislik Yöntemleri:

- Fotogrametri Yöntemi:

Fotogrametri cisimlerin şekil ve büyüklüklerinin resimlerinden ya da diğer elektronik ortamlardan belirlenmesi bilimi ve sanattır. Diğerlerinden biraz daha farklı bir data verir. Bu sistemler otomotivden havacılığa, kalıpcılıktan makine imalatına hatta medikal ve arkeolojik çalışmalar içinde kullanılabilir. Kısacası 3B tasarım ile ilgilenen her sektör bu sistemlerden faydalanabilir. Fotogrametri yöntemleri büyük parçaların ölçümünde kullanılır. Örneğin bir otomobil gibi. Ama genel olarak 1 metreden büyük parçalarda kullanılır. Fotogrametride kullanılan fotoğraf makinesi profesyonel bir makine olmalıdır. Tercih edilen minimum özellikteki sistemler, Nikon D2X 10.2 MP ve Nikon D3X 25.4 MP arasında ki makineler olabilir. Fotogrametride taranan parçalardaki hata payları metrede yaklaşık 15 mikron kadardır.

- Optik Tarama:

Optik tarama cihazları, iki başlı bir fotoğraf makinesi gibidirler. Bir ucunda kamera öteki ucunda da ışık kaynağı bulunur. Tarama işleminde ışık kaynağı objenin üzerine eşit aralıklarla bir kafes oluşturacak şekilde ışık hüzmesi gönderir. Her seferinde farklı aralıklarla gönderdiği bu ışığın obje üzerindeki oluşturduğu siyah ve beyaz yüzeyler kamera vasıtasıyla kaydedilir. Kaydedilen bu görüntüler bilgisayara aktarılarak cihazın yazılımı vasıtasıyla 3B nokta bulutu elde edilir. Optik sistemlerde parça boyutları lens boyutlarına göre belirlenir. Bu boyutlar FOV yani lensin köşegenine göre adlandırılır. Örneğin, köşegeni 125 olan yani FOV 125 lik bir lens maksimum A4 boyutundaki parçaları tarayabilir. Max. FOV günümüzde 1200'e kadar çıkabilir. Optik sistemde hata lens boyutunun 1/10'u kadardır. Örneğin FOV 300'lük lens ile 30 mikron hata yapar (Resim 1.1).

Optik sistem için parça poz çekilmesi esnasında sabit olabildiği gibi, bazı durumlarda hareket ettirilebilir. Ayrıca optik sistemde hareket ettirilebilir. Bu arada çekilen pozların birleştirilmesi, parça geometrisine veya üzerine yapıştırılan etiketler ile sağlanır.



Resim 1.1. Optik Tarama Cihazı

- Lazer Tarama

Lazer tarama, bir numuneyi basit ve hızlı bir şekilde tarayıp 3B katı model halinde bize sunmaktadır. Lazer sistemlerde, parça taranırken, parça yardımcı aparatlarla sıkıştırılarak dönmesi engellenir ve makinenin lazer göndermesiyle taranmış olur. Lazerde, günümüzde hata payı 26 mikrondan başlar 140 mikrona kadar devam etmektedir.

- Bilgisayarlı Tomografi

Radyografi teşhis yöntemi olarak kullanılan bilgisayarlı tomografi, X ışını verilerek yapının incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü veren bir cihazdır. Bölüm 3’de ayrıntılı bilgi verilmiştir.

Bu çalışmada, insan humerus kemiği BT görüntüleri yardımıyla modellenmiştir. Kuvvet, sınır şartları ve malzeme özellikleri atanarak sonlu elemanlar analizi ANSYS programında tanımlanmıştır. Kemiğe değişik parametrelerde yükler uygulanarak analizi gerçekleştirilmiştir.

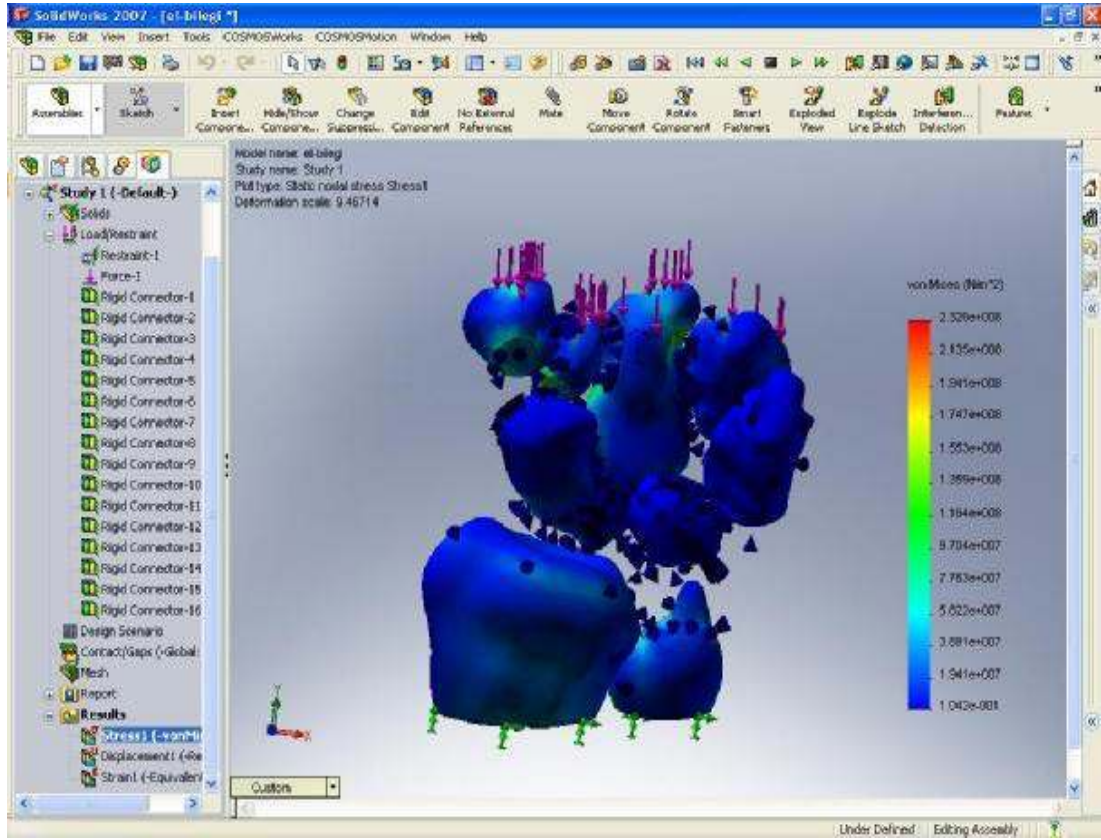
Bu çalışma, 5 bölümden oluşmaktadır. Giriş bölümünde, biyomekanik ve tersine mühendislik üzerine özet bilgi verilmiştir. 2. Bölüm, literatür taramasından oluşmaktadır. 3. Bölümde, humerus kemiğinin anatomisi, omuz anatomisi, kemik biyomekaniği, kırık biyomekaniği, BT cihazı ve görüntüleme, BT görüntüsüyle 3B modelleme ve sonlu elemanlar modeli oluşturma gibi kuramsal temeller verilmiştir. 4. Bölümde, humerus kemiğine sonlu elemanlar analizi uygulanmıştır. 5. Bölümde, sonuç ve önerilerle çalışma tamamlanmıştır. Biyomekanik üzerine literatürde çok fazla çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların çoğu ayak, bacak ve kalça kemiği üzerinedir. Ancak humerus kemiği analizi üzerine detaylı bir analiz çalışması yapılmamıştır. Bu yüzden bu çalışma bilime ışık tutması hedeflenmiştir.

2. LİTERATÜR TARAMASI

Fizik, mühendislik, biyoloji gibi birçok araştırma alanı canlıların devinimlerinin nasıl oluştuğu ile ilgili çalışma yapmaktadır. Biyomekaniksel analizler, kişi tanıma, performans analizleri, hareket bozukluklarının belirlenmesi, bilgisayar grafiklerinde sanal insan ve hayvan canlandırmaları gibi uygulama alanlarında insan devinimlerinin tanımlanabilmesinde önemli rol oynamaktadır. Son yıllarda birçok araştırmacı fiziksel, yapısal ve matematiksel modeller kullanarak insan ve hayvan devinimlerini tanımlamaya çalışmışlardır [3].

Balaban, spor ayakkabısı tabanının insan ayağı üzerindeki etkisini araştırmıştır. İnsan bedenini taşımakla yükümlü olan bu önemli parçasının gelişmiş mühendislik metotları ile incelenmesi büyük derecede önem arz etmektedir. Mühendislik metotları ile biyolojik bir konunun incelenmesine biyo-mühendislik adı verilir ve mekanik ile konularının dâhil olduğu kısımlara ise biyomekanik denilir. Spor ayakkabıları, konusunun incelenmesi ve biyomekaniğin anlaşılması şimdilerde gelişen ayakkabı tasarımlarının destek ve konforlarının anlaşılması açısından da önemlidir. Türlü disiplinlerdeki mühendislik yöntemleri ile bu sorunları incelemek mümkün olmuştur. Bu yöntemlere örnek verecek olursak; malzeme, tersine mühendislik, mekanik, matematiktir. İncelenen biyomekanik problemin matematiksel modelin de sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır. Geometrinin elde edilmesindeki tersine mühendislik işleminde görüntü işleme teknikleri kullanılmıştır. Geliştirilen bu yöntem ise MR datası ile gelen STL formatındaki yüzeylerin işlenerek birbiri ile uyumlu şekilde sonlu elemanlar modelinin oluşturulması ve modelin viskoelastik, hiperelastik malzeme modelleri ile tanımlanması olmuştur. Sonuç olarak ayak ve ayakkabı tabanının maruz kaldığı yükleme koşulu ile çeşitli taban malzemelerinde ile bilgisayar ortamında oluşan gerilmeler yani mevcut zararlar ve etkiler incelenmiştir. Bu gerilmelerin ayak üzerinde uygun bir şekilde dağılım oluşturulduğuna bakılmıştır [4].

Yaşayan hareketlerinin çözümleme ve açıklanmasındaki zorluk insan ve hayvan vücudundaki hareket verilerinin karmaşıklığından ve 2 yüksek serbestlik derecesinden kaynaklanmaktadır. Bunun sonucunda hareket yapılarının sayısal olarak anlatılması ve anlam yüklenmesinde yeni yaklaşımlar denenmektedir. Kolay modeller yoluyla hareketlerin canlandırılması temel mekanik özellikleri açıklayabilirken daha karmaşık hareket yapılarında, sportif hareketlerde olduğu gibi yetersiz kalmaktadırlar. İnsan hareketlerinin tetkikinde çoğunlukla çubuk şekiller olarak bilinen vücut üyelerinin iki ya da üç boyutlu kinetik ve kinematik verilerinden yararlanılmaktadır. Gökçay, projesinde biyolojik yapıların mekanik olarak tetkik edilmesinin canlılarda örneğin, iskelet sisteminde oluşan rahatsızlıklarının çözümüne fayda sağlayabileceği fikrinden hareket ederek, örnek şartlarda yapılan çözümlemeler neticesinde el bilek kemikleri içinde hangi kemiklerin hangi bölgelerinin daha fazla gerilmeye uğradıkları tespit edilmiştir. Capitate ile birlikte yükü üzerlerinde daha fazla çeken iki kemikten biri olan lunatenin, ulnaya çok daha güçlü bir bağlantıyla bağlanması ile capitate-lunate-radius kemikleri üzerinden geçen güç akışının, ulnanın daha etkin bir şekilde bu iletim hattına dahil olması ile şiddetinin azaltılması sağlanarak el bileği kemikleri üzerindeki gerilmelerin daha homojen yayılması ile elde edilebilir. El bileğinde ağrı ve hareket kabiliyeti azalması durumu Kienböck rahatsızlığı olarak bilinir. Bunun nedeni tartışmalı olmakla birlikte hastaların çoğunda ulnanın radiustan kısa olması ve lunatenin capitate ile radius arasında sıkışmasına bağlı olarak geliştiği görüşü bulunmaktadır. Bu çalışma, el bileğinde bulunan Kienböck gibi rahatsızlıkların nedenlerinin daha iyi anlaşılması ve yorumlanarak öneriler sunulması konusunda mekanik analizlerin biyolojik yapılara uygulanması ile daha bilimsel verilere dayalı tanı konulmasının sağlanabileceği anlaşılmıştır (Şekil 2.1) [5].



Şekil 2.1. El kemiklerinin 3B modellenmesi

Kayhan, çalışmasında köpek arka bacak iskeletinin 3B modelini bilgisayar ortamında oluşturmuş, model üzerinde ekstensiyon, fleksiyon, yürüme ve tırıs koşma hareketleri analiz edilmiş ve bu hareketler sırasında arka bacak iskeletini oluşturan eklemler ve kemiklerdeki kinematik değişkenler ortaya çıkmıştır. Bu çalışmada, iri ırktan bir adet erkek köpeğe ait coxae, tibia ve femur kemikleri kullanılmış ve bu kemikler lazer tarayıcı cihazı ile 3B olarak sayısallaştırılmıştır. Sonraki basamaklarda, SolidWorks yazılımı kullanılarak kemiklerin 3B katı modelleri ve montajı oluşturulmuştur. Tetkik edilecek hareketlere ait evrelerde arka bacak eklem açıları ölçülerek bilgisayarda hazırlanan model üzerine aktarımı sağlanmıştır. Cosmosmotion yazılımı kullanılarak, analizi yapılacak hareketleri model üzerinde simüle edilmiştir. Simülasyon sonunda tibia, femur, kalça eklemi, ayak bilek eklemi ve diz eklemine ait yer değiştirme, hız ve ivme sonuçları ortaya çıkmıştır. Arka bacağın ekstensiyonu ve fleksiyonu sırasında en büyük yer değiştirme, hız ve ivme tibia da görülmüş ve her iki pozisyonda da en büyük ivmeler hareketin başlangıcında

ve bitişinde meydana gelmiştir. Neticesinde hareket sırasındaki en yüksek gerilmelerin ve kuvvetlerin hareketin başlangıcında ve bitişinde oluşacağı söylenebilir. Yapılan bu çalışma veteriner klinikte önemli bir yeri olan ve insandaki türlü hastalıklar nedeniyle deneysel hayvan modeli olarak kullanılan köpeklerde, eklem hareketlerinin, 3B arka bacak modeli oluşturularak bilgisayar ortamında simülasyonu yöntemi tanımlanmıştır. Böyle simülasyonlar köpek arka bacak hareket mekanizmasına ait patolojik ve normal durumların canlı hayvan kullanılmadan bilgisayar ortamında tetkikine olanak sağlayabileceği gibi köpeklerde kalça ve diz eklemine yönelik çeşitli implantların tasarlanmasında kullanılabilir [6].

Karmaşık iç ve dış yapıya sahip parçaların, Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazında taranarak, 3B modelinin ortaya çıkarılması ve neticesinde konvansiyonel ölçme cihazlarıyla yapılamayan boyutsal ölçüm ve katı modellemelerin oldukça yüksek doğrulukla elde edilebileceği kanısı araştırma konusu olmuştur. Bahsi geçen amaca ulaşabilmek için; radyoloji, Bilgisayar Destekli Tasarım (BDT), sayısal görüntü işleme ve tersine mühendislik teknikleri bir araya getirilmiştir. Uygulama için; önce parça tomografide taranarak, 3B numunenin yüzey datalarını ortaya çıkarabilmek amacıyla; kesit görüntüleri elde edilmiştir. MATLAB mühendislik yazılımı yardımıyla raster görüntüler üzerinde türlü görüntü analizi yöntemleri uygulanmış olup, Pascal dilinde yazılan bir program aracılığıyla da 2B konturların vektör geometrisi çıkarılmıştır. Ardından veriler nesnenin birebir modelinin elde edilebilmesi amacıyla MASTERCAM tasarım yazılımına gönderilmiştir. Bu yöntemle alınan veriler, hem COORD3 koordinat-ölçme tezgahında yapılan taramalarla karşılaştırılarak, ve hem de MIMICS tersine mühendislik yazılımında analiz edilerek bahsi geçen metod ile BT yardımıyla modelleme yapmanın avantajlı ve dezavantajlı yönleri irdelenmiştir [7].

Ünal tarafından, farklı darbe koşulları altındaki insan kafası sonlu elemanlar yöntemiyle modelleyip, beyinde ve kafatasında oluşan basınç ve gerilme dağılımları incelenmiştir. Öncelikle kafatası modeli anatomik şartlara uygun bir şekilde optik tarama cihazı ile taranıp 3B modeli meydana getirilmiştir. Meydana gelen bu 3B

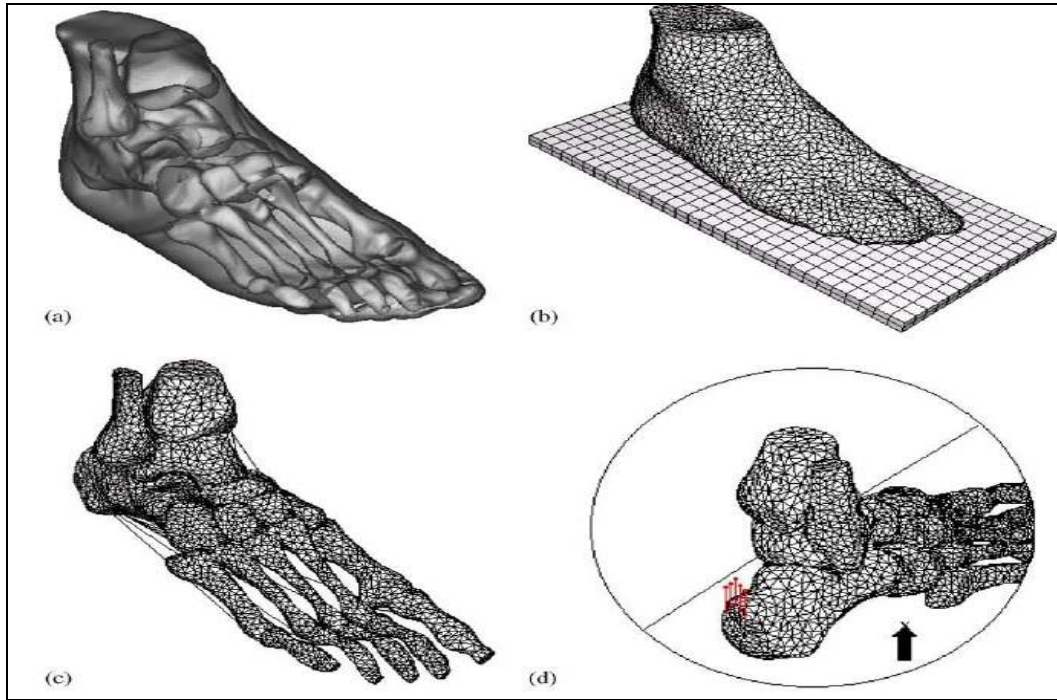
modelde LS-DYNA 3B programı ile sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak önden (frontal), arkadan (oksipital) ve yandan (side) darbeler etkisiyle hem beyin hem de kafatasındaki basınç ve gerilme değerleri incelemeye alınmıştır. Oluşturulan sonlu elemanlar analizinde beyin hem elastik hem de viskoelastik malzeme özellikleri kullanılarak modellenirken, kafatası elemanı elastik malzeme kullanılarak modellenmiştir. Öncelikle oluşturulan kafa modeline frontal bölgeden yapılan darbe neticesinde beyin ve kafatasındaki farklı bölgelerden elde edilen basınç değerleri literatür verileriyle kıyaslanarak bildirilmiştir. Ardından oksipital darbe etkisiyle beyin ve kafatası reaksiyonları incelemeye alınmıştır. Yapılan bu darbeye kafanın konumu, yani düz ya da açılı olması durumları karşılaştırılmalı olarak çözümlenmiştir. Son olarak ise beyin ve kafatasındaki basınç ve gerilme dağılımları yanal darbe etkisiyle elde edilmiştir. Oluşturulan bu çalışmalar sonucunda, kafatasına beyin ve beyin sıvısının eklenmesiyle kafatasından elde edilen basınç değerlerinde belirgin bir fark oluşmaması dikkati çekmiştir. Fakat kafa açısı ve darbe yerinin etkili olduğu kafatasından elde edilen basınç değerleri sonucunda tespit edilmiştir. Kafa açısının beyin üzerinde elde edilen basınç değerlerini sayısal olarak pek etkilemediği ancak beyin için kullanılan farklı malzeme değerlerinin elde edilen basınç ve gerilme değerlerini etkilediği görülmüştür. Kafatası için uygulanan üç farklı darbe sonucunda kafatası için en tehlikeli darbe frontal olurken, beyin için ise yanal darbenin daha tehlikeli olduğu tespit edilmiştir [8].

Hulisioğlu tarafından, yapılan bir çalışmada öncelikle gözenekli kemiğe ait mekanik özelliklerin belirlenmesi amaçlamıştır. Ardından gözenekli kemik ile benzer mekanik özellikleri gösterecek tekrarlı birim eleman modelleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Üst kol kemiğinin mikro-BT tarayıcıları vasıtasıyla elde edilen tomografi görüntüleri gözenekli kemiğe ait 3B modelin oluşturulmasında kullanılmıştır. Görüntüler bilgisayar ortamına alınmış, elde edilen kesit eğrileri yardımıyla Unigraphics programında 3B katı model oluşturulmuştur. Model öncelikle Unigraphics programında sonlu elemanlara ayrılmış ardından bu elemanlar ANSYS'e uyarlanmıştır. Özellikle geliştirilen dört adet tekrarlı birim eleman modelleri ANSYS'de modellenmiş ve sonlu elemanlara ayrılmıştır. Uygun sınır koşulları ile

Çözümleme yapılmış, gerilme ve tepki kuvvetleri saptanmış, diğerk mekanik özellikler bu verilere göre hesaplanmıştır. Yapılan analizlerde mikro-BT görüntüleri kullanılarak oluşturulan modelin X, Y ve Z eksenleri doğrultusundaki elastisite modülleri birbirinden ayrı değerler olarak bulunmuştur. Nedeni ise modelin her yönde farklı rijitlige sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Mikro-BT görüntülerinden oluşturulan model ile ilerletilen tekrarlı birim eleman modellerinden model1 benzer özellikler göstermiştir. Canlılar arasında, kemikler ve kemiğink değişik kısımları arasında gözenekli kemiğink yapısı farklılık göstermesi nedeniyle gözenekli kemiğe sahip mekanik özellikleri belirlerken, aynı bölgeden çok fazla sayıda kemik numunesi alınıp bunların mikro-BT metoduyla modellerinin oluşturulması, özümlenmesi ve mekanik özelliklere sahip ortalama değerlerin tespit edilmesi gerekmektedir. Gözenekli kemik yapısının mekanik özellikleriyle ilişkili değerlerin bulunması neticesinde tetkik edilecek kemiğink değişik bölgeleri değişik mekanik özellikleri dikkate alınarak modellenenebilecek ve yapılacak zmlmeler daha gerçekçi sonuçlar verecektir [9].

zkan, insan diz mekanizmasını oluşturan kemik ve yumuşak dokularda ortaya çıkan hasarlar konusunda çalışmıştır. Uyluk kemiği (femur)'da oluşan farklı tipteki hasarların nasıl oluştuğunu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile araştırmıştır. Uyluk kemiğinkin modellenmesi BT görüntülerinin yardımıyla gerçekleşmiştir. Ayrıca diz mekanizmasının kinematik analizinde yaparak analitik olarak zmlmesini gerçekleştirmiştir. Yapılan bu çalışmada insan bacağı için sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi hedeflenmiştir [10].

Cheung, yumuşak doku elemanları ve ayak kemiklerinin şekil 2.2'de gösterilen 3B sonlu elemanlar modelini bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanarak oluşturmuşlardır. Yumuşak doku ve ayak kemikleri arasındaki yük dağılımını araştırdıkları çalışmada en büyük gerilmenin üçüncü metarsalda ortaya çıktığını ifade etmiştir [11].



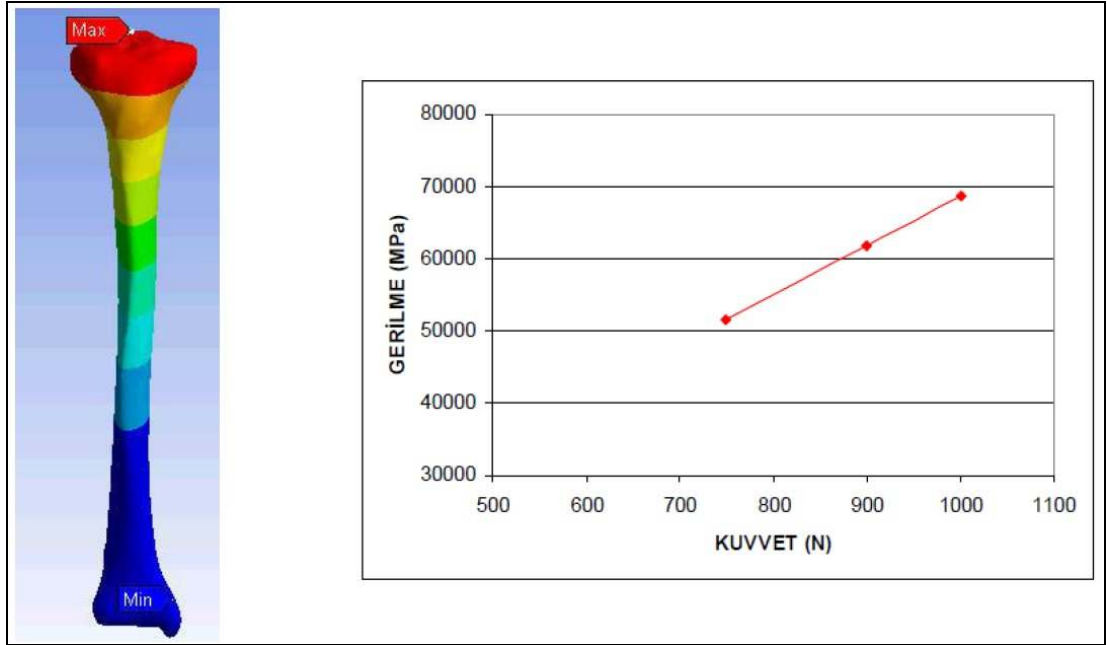
Şekil 2.2. Ayak kemiğinin sonlu elemanlar modeli ile oluşturulması

Müller, sonlu elemanlar P-metodunu insan tibiasının 3B modellenmesinde kullanarak statik yüklemeler altındaki insan tibiasının gerilme analizini gerçekleştirmişlerdir. P-metodu, kaliteli ve birbiri ile bağlantıları iyi olan büyük boyutlu ağ elemanları oluşturması ve bu elemanlardan oluşan yüzeyin geometrik modele uygun olmasından ötürü kullanmıştır [15]

Açık ve kapalı kama yüksek tibia osteotomisi sonrası dizdeki yük dağılımlarını incelendiği bir çalışmada Ogden; lateral ve medial diz kompartımanında 10'luk açık ve kapalı kama osteotomisi sonrasında önemli bir değişimin olmadığını fakat, 5'lik açık ve kapalı kama osteotomisi sonrası önemli farklar olduğunu söylemektedirler [13].

Yardımeden, tibianın femur ile eklem yapan kısmında gerilme ve gerinim dağılımlarının sonlu elemanlar metodu kullanarak incelemiştir. Bu çalışmada, tibia modellemesi, bilgisayarlı tomografi ve X-Ray görüntülerinden oluşmuştur. 445 N'luk basma kuvvetini 22 yaşındaki bir insanın tibiasına uygulamıştır. Çalışmada,

malzeme özelliklerindeki büyük farklılıkları kapatabilmek için tibia modeli diafisisteki ve metafisisteki kabukta yer alan kortikal kemik, kıkırdak yapı, kortikal kemiğe yakın kısımlardaki trabeküler kemik ve iliğe yakın bölgelerdeki trabeküler kemik olarak dört bölgeye bölünmüştür. Neticesinde kıkırdak kısmın yüzeyine etki eden yükün büyük bir kısmının trabeküler kemik üzerinden diafisisteki kortikal kemiğe iletildiğini bu çalışmaları ile Şekil 2.3'da gösterilen sonlu elemanlar modeli desteğiyle açıklığı kavuşturmuşlardır [14].



Şekil 2.3. İnsan tibiasının yük altındaki gerilme ve yer değişim tayini

Valgus yükleri altındaki medial kollateral ligamentde şekil değiştirme dağılımının tahmini amacı ile Gardiner ve Weiss, ligamentlerin 3B gerilme şekil değiştirme davranışlarını araştırmışlardır. Deneysel ve sonlu elemanlar metodu kullanarak yaptıkları çalışmada mafsalların harici yüklemelerinden dolayı ligamentlerde oluşan düzgün ve karmaşık bir geometriksi bulunmayan şekil değiştirme bölgelerinin kestirilebileceklerini belirtmişlerdir [15].

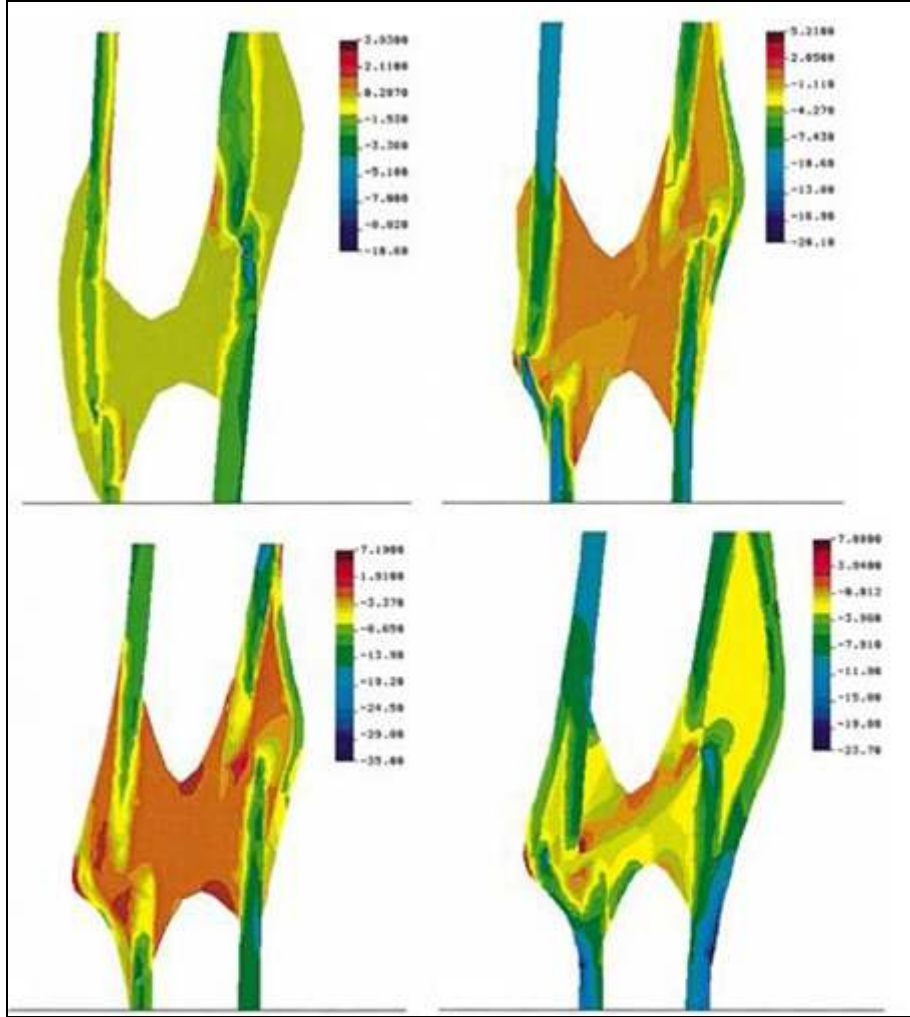
Huiskes, Kalça kemiği protezlerinde femur-kalça ve femur kemiği bağlantı temas noktalarında meydana gelen gerilmeleri belirlemek için çaba sarfetmişlerdir. 52

yaşındaki bir erkeğin sol femuruna yüz adet gerinim ölçer (strain-gauge) yerleştirilerek deneysel olarak yaptıkları çalışmada dize yakın olan (distal) kısmı sabitlemişlerdir ve femur başına oniki farklı değerde ters ve düz yönde kuvvet ve moment uygulamışlardır. Yük uygulanma aşamasından üç dakika sonra zorlanmaları kaydedilmiştir. Kuramsal açıdan ise aynı kadavranın sağ femurunu otuz farklı yerinden elmas testere ile keserek kesit alanı ve kesitle ilgili diğer değerler hesaplanmıştır. Aynı yüklemeler için gerilme sonuçlarını, 3B kiriş teoreminden faydalanarak bulmuşlardır. Çoğunlukla lateral yönde gerilmelerin düşük çıkmasına rağmen medial de değerler yüksek bulunmuştur. Kortikal kemiğinin tamamen izotropik kabulünde eksenel kuvvetler ve eğilme momentin nedeniyle meydana gelen gerilmeler teorik ve deneysel sonuçlarda benzerlik göstermiştir. Neticesinde burulmanın düşünülmediği konumlarda, insan femurunun transvers izotropik ve doğrusal (lineer) elastik homojen ve transvers izotropik bir kiriş olarak incelenebileceği neticesine varılmıştır [16].

Değişik yükleme eksenlerinin kümelenendirilmesi ve valgus açık kama osteotomisi üstündeki tibiofemoral kıkırdak basıncı üzerine çalışma yapmışlardır. Yapılan çalışma amacıyla altı kadavra dizi özel tasarım aparata yerleştirilip üzerinde 1000 N' luk kuvvetle yüklenmiştir. Değişik pozisyonlar (varus, normal ve valgus) için yük değerini değiştirmeden test yapmışlardır. Sahip olunan sonuçlarda değişik konumlarda uygulanan yüklemelerde önemli detay farklılıkları belirlemişlerdir. Yükleme ekseninin önde olması tibiofemoral kıkırdak basınç dağılımı farklılaşmasında önemli etkisi bulunduğu, normal mekanik eksenin medial kompartımana oranla lateral kompartımanda bir miktar fazla yüklendiğini, valgus pozisyonda yapılan olan test sonucunda ana yükleme lateral kompartımana doğru olduğu belirlenmiştir [17].

İnsan tibia modeli üzerinde gerilme ve gerinim değerlerini sonlu elemanlar metodu yardımıyla araştırmışlardır. 443,5mm'lik tam tibia modeli ile 130 mm'lik kısmi tibia modelini inceleyerek değişik katmanların değişik malzemelerden meydana geldiği ifadesiyle değişik malzeme özellikleri ile hesaplamışlardır. Tibia üzerinde yalnız

basma yükü düşünülerek yapılan çalışmaların neticesinde en büyük gerilme ve zorlanmaların yerlerini ve değerlerini belirtmiştir. Burada, insan tibiasının sonlu eleman modelini BT görüntüleri yardımıyla modellemişlerdir. Tibia üzerinde oblik bir kırık olduğundan iyileşme sürecinde eksternal bir fiksator ile sabitlenmiş ve 4, 8, 12 ve 16. haftalardaki kallus dokusunun mekaniğini ve gelişimini incelemişlerdir. Bu haftalar için ayrı modeller meydana getirerek yaptıkları çözümlemelerde uygulanan yükün kemik ve kallus yapısında oluşturduğu gerilme dağılımını göstermişlerdir. Haftalara bağlı olarak modellenmiş tibia kırığının sonlu elemanlar modeli üzerinden sahip olunan gerilme dağılımları Şekil 2.4 'de gösterilmiştir [18].



Şekil 2.4. Zamana bağlı tibia kırığının iyileşme modeli [21]

Süyük, insan kolunun sonlu elemanlar modelini oluşturmuştur. Kolun modellenmesinden önce biyomekanik konusunda inceleme yapılmıştır. Buradaki amaç biyolojik dokuların çeşitli yükleme şartlarında matematiksel modelini geliştirmek için mekanik özellikleri araştırılmıştır. Bu durumdaki biyomekanik alandaki incelemelerde mühendislik yöntemleri ve ilkelerinden yararlanılarak ve malzemenin biyolojik durumlarıda incelenerek uygulamalar oluşturulmuştur. Çalışma için insan kadavrasından 1mm aralıklarla çekilmiş insan kesitleri alınmıştır. Bilgisayar tomografi yardımı ile kesitler oluşturulmuştur. Oluşturulan kesitler Pro/E programı ile 3B hale getirilmiştir [19].

Çetin & Sofuoğlu, protezsiz ve protezli olarak insan kalça eklemi sonlu elemanlar yöntemi ile 3B modellenen incelemiştir. Çalışmada, 3 ayrı protez, merdiven çıkma ve yürüme olmak üzere 2 farklı hareket ve noktasal yükleme ile ilgili olarak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. 3 farklı çimentolu kalça protezi kullanılmıştır. Bunlar Charnley, Müller ve Hipokrat tipi çimentolardır. Modeller Ansys Workbench'e aktararak 3B sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Analizler sonucunda kemiklerde oluşan vonmises ve şekil değiştirmeleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir [20].

Yapılan literatür çalışmasında, humerus kemiği konusunda detaylı bir modelleme ve analiz çalışması yapılmamıştır. Bu çalışmada, BT görüntülerinden yardım alınarak modelleme gerçekleştirilmiştir. Normal insan humerus kemiği numunesi üzerinde çalışma yapılamayacağından dolayı bilgisayarlı tomografi cihazı sayesinde humerus kemiğinin 3B biyomodeli oluşturulmuştur. Oluşan modele, sonlu elemanlar analizi yöntemi ile çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmeleri uygulanmıştır. Etkiler araştırılırken kuvvet, moment ve tork değerleri değiştirilerek bu değerlerin uygulama noktasına ve değerlerine göre kemikte oluşan deformasyonlar incelenmiştir.

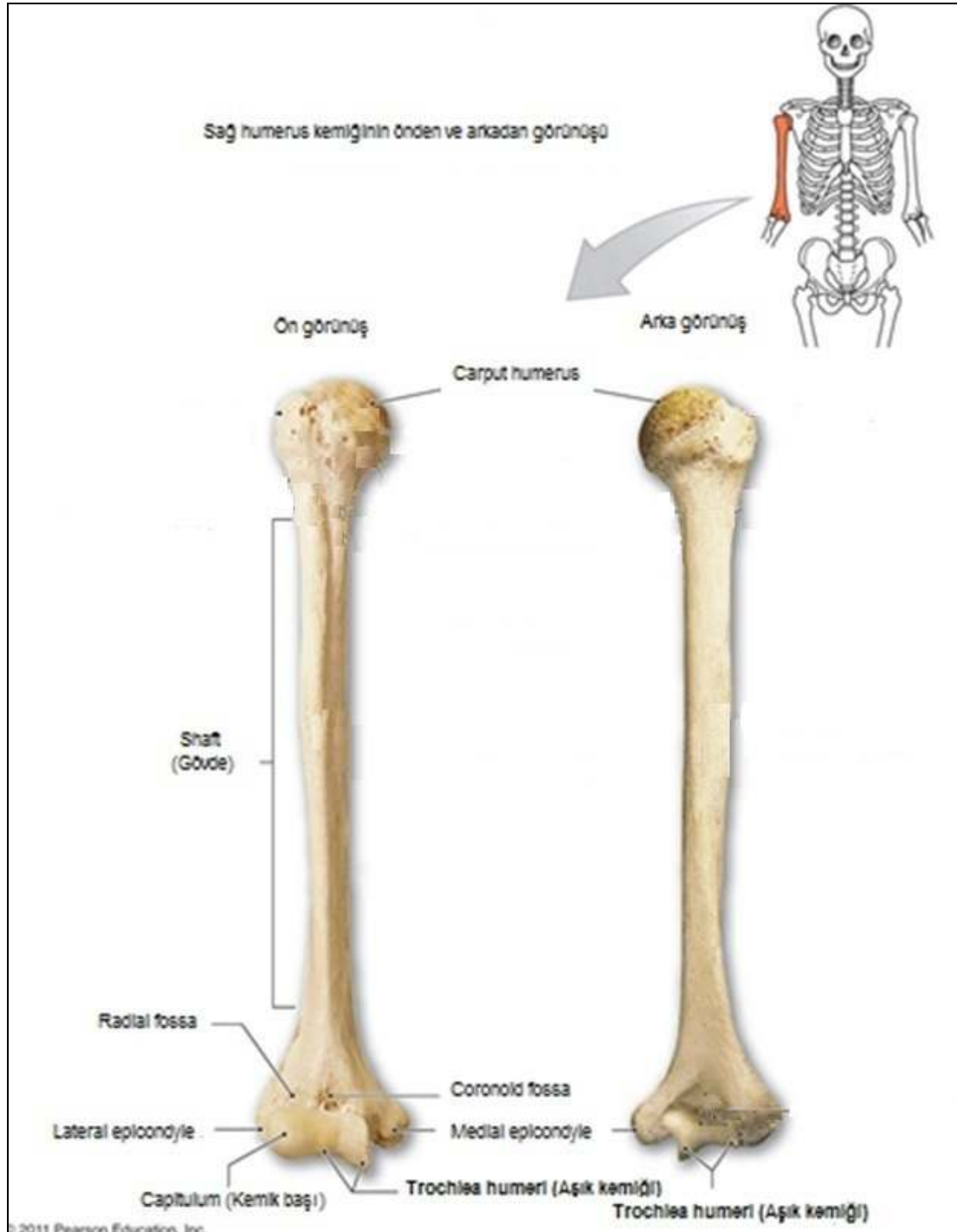
3. KURAMSAL TEMELLER

3.1. Humerus Kemiği Anatomisi

Humerus kırıkları sık görülen bir kırıktır. Çocuklardaki kırıkların %2'si humerus kırıklarından oluşmaktadır. Yetişkinlerdeki kırıkların %7'si humerus kırığından oluşmaktadır. Gelişen teknoloji ile gün geçtikçe travma sayıları ve şiddetinin arttığı gözlenmektedir. Bunlar artarken humerus cisim kırıklarının da arttığı görülmektedir.

Kemiğin üst uç kısmına *carput* denir. Omuz eklemine *carput humerus* ile bağlanır. *Klavikula ve ocrimon* ile omuz ekleminde bağlı haldedir. Humerus kemiğinin alt uç kısmı dirsekte bulunan eklemle bağlanmaktadır. En çok kırılma olasılığı kemiğin *carput humerus* kısmında görülmektedir. Kemiğin baş kısmında (*carput*) 3 tümsek vardır. Bu tümseklerde *carput humerus* en büyük tümsektir. Kemiğin iç tarafında bulunmaktadır. Bu tümseğin başı bir eklem yüzeyi ile temas halindedir. Bu durumda, omuz ile kemik arasında eklemleşme meydana gelmiş olur. Kemiğin ön yüzünde başın dış tarafındaki tümseğe küçük tümsek denir. Küçük tümseğin dış yanında diğer bir tümsek vardır. Bu tümseğin de adı büyük tümsektir. Büyük tümsek kemiğin arka kısmından da görülmektedir (Şekil 3.1).

Humerus kemiğinin alt kısmında makara şeklinde olup ulna ile eklemleşen *trochlea humeri* (humerus makarası), dış tarafta ise Radius ile eklemleşen *capitulum humeri* (humerus bıçağı) vardır. Bunların üst yan taraflarında iç kısmında *medial epicondyle*, dış yan kısmında ise *lateral epicondyle* şeklinde iki kemik çıkıntı vardır. Dirsek kısmına dokunulduğunda elle hissedilebilir, alt ucun ön yüzünde *radial fossa*, iç kısmında ise *coronoid fossa* adlı çukurlar mevcuttur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Sağ humerus kemiğinin arka ve önden görünüşü

3.2. Omuz Anatomisi

Omuzda iki adet eklem bulunmaktadır. Ana omuz eklemi, *kürek kemiği (scapula)* ve *kol kemiği (humerus)* olmak üzere iki kemikten oluşmaktadır. Scapula eklem olarak adlandırılan diğer eklem kürek kemiği ile köprücük kemiği arasında bulunur (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Omuz görünüşü

Bahsi geçen eklemlerin kemik uçları kemik ile kaplı vaziyettedir. Kürek kemiğinin glenoid adı verilen eklem yüzeyleri ile kol kemiğinin yuvarlak başı geniş hareket açıklığı boyunca eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Bu eklem top-yuva eklemdir. Küçük bir yuva büyük bir top arasındaki uyumsuzluk halka biçimindeki esnek kıkırdak olan labrum ile giderilerek sabitlik sağlanır. Kürek kemiğinin omuz ekleminin üstünü saran ve köprücük kemiği ile eklem oluşturan çıkıntısına *labrum* denir. Scapula küçük yüzeyli, eklem hareketi çok az olan eklemdir.

Kapsül omuzdaki iki aklamı kapatır. Bu kapsül etrafında bağlar, kemikleri birbirine bağlayarak sabitlik oluşturur. *Scapula* ekleminde sabitlik tümüyle bağlar yardımıyla sağlanır. Sabitlik için omuz kuşağı kaslarının tendonları ile pazu (biceps) adelesinin uzun başının tendonu fazla önemli bir işleve sahiptir.

4 kısa kasın tendonları birleşerek omuz eklemine üst-ön-arkadan çevrelerler. Omuz işlevlerinden önemli bir kısmını gerçekleştiren bu tendon yapı rotator manşet (rotator cuff) olarak adlandırılır. Bu rotator manşet omuz başı ile kürek kemiğinin acromion adı verilen çıkıntısı arasındaki 1-1.5cm'lik boşlukta uzanır. Rotator manşet üzerinde *acromion*'la arasında *bursa (subacromial bursa)* adı verilen bir kesecik bulunur. Bu kesecik çok yumuşak çeperlidir ve içerisinde ürettiği kayganlaştırıcı sıvı ile rotator manşetin direkt kemikle münasebetini koparır ve kaygan-yumuşak-güvenli bir yatak sağlar. Bütün bu yapılarla beraber geniş omuz hareketlerini birlikte sağlarlar.

3.3. Kemik Biyomekaniği

İç organları muhafaza etmek, kas ve vücut hareketlerine yardımcı olmak ve kaslara tutunma alanları oluşturmak iskelet sisteminin görevleri arasındadır. Bu işlevi yerine getirebilmek amacıyla özel bir yapıya ve mekanik donanımlara sahiptir. Metabolik ve dinamik olarak aktif dokulardan meydana gelmektedir. Yaşam boyunca aktif kalır. Fazlasıyla vasküler dokudur. Yani kan ve besleyici sıvıların kol gezdiği kanallar bulunmaktadır. Yenilenme özelliğine sahip ve mekanik ihtiyaca göre özelliklerini ve konfigürasyonunu değiştirebilir.

İşlevsel olarak kemiğin en önemli mekanik özellikleri dayanıklılığı ve sertliğidir. Kemiğin yüklenme sonucu cevabı, kemiğin yapısal özelliklerine ve geometrisine göre değişkenlik gösterir. Geniş yüzeyli bir kemik, aksiyel yüklenmeleri daha geniş bir yüzeye yaydığı için yüzeylerde daha az stres oluşmaktadır. Yüklenme bir maddede boyutlarının değişmesine diğer bir ifadeyle deformasyona sebep olur [21].

Elastikiyet; Bir nesneye yük uygulanmasının ardından nesnenin yükü kaldırıldıktan sonra orijinal haline dönebilme kapasitesine denir. Bir malzeme eğer sürekli bir şekilde periyodik bir gerilmeye uğrarsa; gerilmenin büyüklüğüne ve gerilmeye uğranılan zamana bağlı olarak, uygulanan gerilme malzemenin yüksek oranda çekme dayanımının altında dahi olsa malzeme kırılacaktır. Bu duruma yorulma adı verilmektedir. Her malzemenin elastikiyet deformasyondan plastik deformasyona

geçene kadar yorulmaya bir dayanma sınırı vardır. Bu duruma ise yorulma dayanımı denilmektedir.

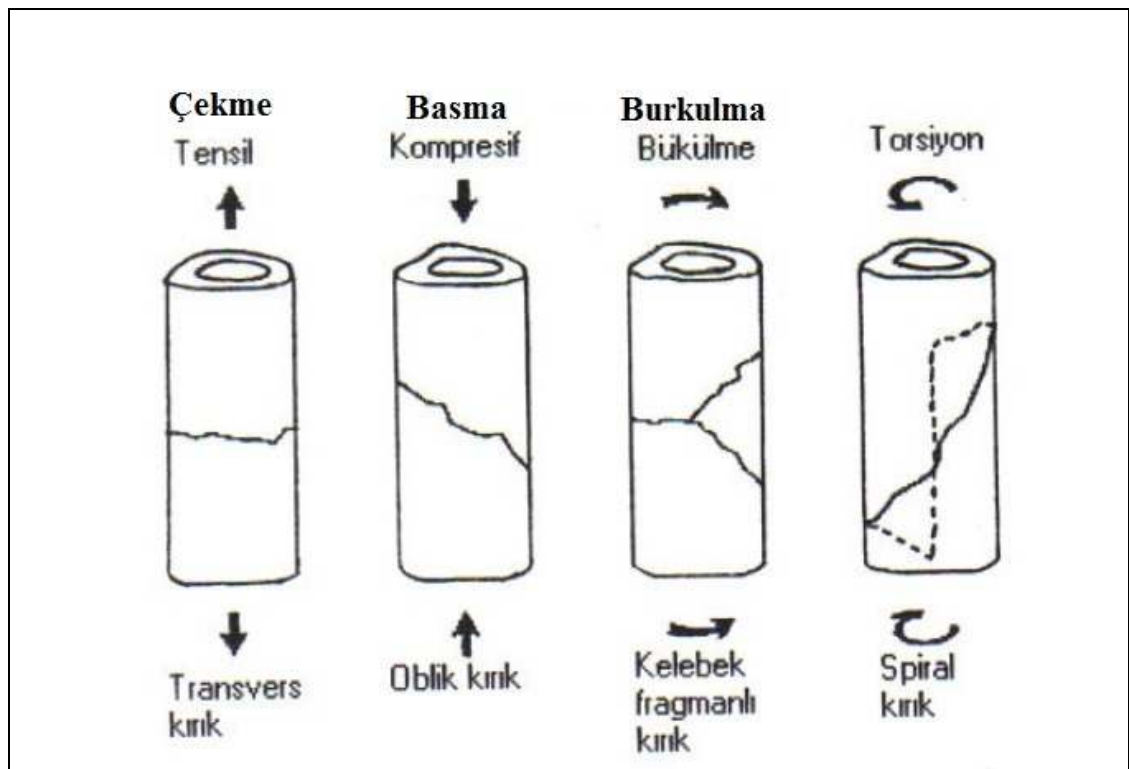
Bir cisme güç ve momentler farklı yönlerde etki edebilir. Bu güçler gerilme, kompresyon, makaslama, torsiyon eğilme ve bunların birleşiminden oluşabilir. Tensil güçler sonucunda oluşan kırıklar çoğunlukla kansellöz kemiği fazla olan kemiklerde görülür. Aksiyel yüklenmelerde kemiğin yapısal sonucunu belirleyen, elastisite modülü ve kesit alanıdır. Kompresif yüklenme sırasında cismin yüzeyine eşit ve zıt yönlerde güç uygulanır ve cismin içinde kompresif gerilim ve stres meydana gelir. Kompresyon kırıkları, aşırı yüke maruz kalan omurgalarda sık ortaya çıkar. Bükülme kuvveti, cismi bir aks çevresinde bükülmeye zorlar. Bir kemik bükülme stresiyile karşı karşıya kaldığında, konveks tarafta yüksek tensil stres meydana gelirken, konkav tarafta kompresif yüklenmeler baş göstermektedir. Makaslama yüklenmesinde güç cismin yüzeyini paralel olarak etkiler ve cismin içinde makaslama stres ve gerilimi gözlenir. Makaslama kuvveti ile karşı karşıya kalan cisimde açılma deformite oluşmaktadır. Torsiyon yüklenmesinde ise cismin bir eksen çevresinde dönmesine neden oluşturacak kuvvet uygulanır. Stresler nötral akstan ne derece uzakta ise, büyüklükleri de o oranda fazladır. Torsiyonel kuvvetlerle meydana gelen kırıklarda kemik yüzeyinde öncelikle bir kırık hattı başlar. Yüksek tensil streslerin olduğu düzlemde spiral kırık hattı oluşur [22].

3.4. Kırık Biyomekaniği

Kırıklar, kendilerini meydana getiren kuvvete göre kümelendirilebilir. Bir tek uygulama ile meydana gelen kırıklar, kuvvetin büyüklüğü ve uygulanma alanının genişliği doğrultusunda kümelendirilebilir. Travma direkte ise kırık fragmanlarda parçalanma ölçüsü ve yumuşak doku yaralanması artar. Kuvvetin yürütüm yerine bakılmaksızın kemikte kompresif, makaslama, tensil, bükülme, rotasyon kuvvetleri veya hepsinin birleşmesi şeklinde yüklenmeler meydana gelir. Kortikal kemik genellikle makaslama ve tensil kuvvetlerine karşı zayıftır. Kemiğin uzun kısmına ne derece büyük oranda tensil stres uygulanırsa kemiğin kırılması o kadar kolaylaşır.

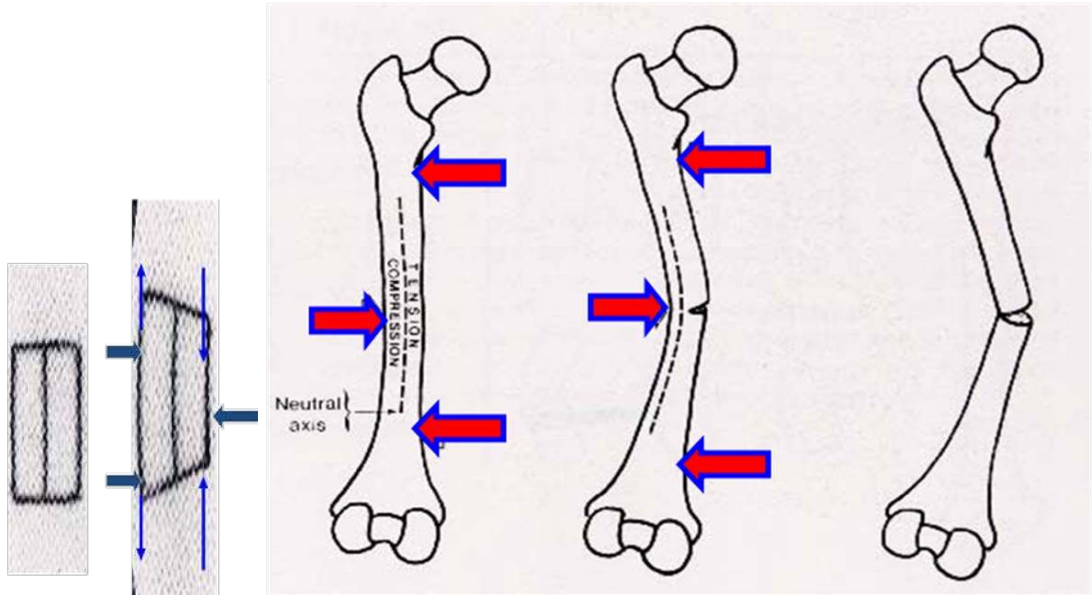
Erişkin kortikal kemiği gerilim güçlerine oldukça zayıf iken kompresyona daha dayanıklıdır [23].

- a) Transvers kırıklar saf tensil güçlerin veya bükülme güçlerinin sonucunda meydana gelir. Kemikte tensil güce karşı yetersizliğin ilk yanıtı; parçalı olmayan transvers kırıktır. Bükülme güçleri ile kemikte basit transvers bir kırık hattı oluşur.
- b) Düzensiz bükülme kuvveti ile oblik kırıklar meydana gelebilir. Kompresyon altındaki korteks, tensil stres ile oluşan kırık öncelikle oluşan makaslama kuvveti ile kırılır, ardından tüm kemik hattı boyunca yayılır. Böylece kompresif tarafta parçalanma oluşarak tek veya multiple kelebek fragmanlı kırık oluşur.
- c) Saf torsiyonel yaralanmalar sonucu spiral kırık oluşur. İki ayrı kırık çizgisi bulunmaktadır; biri spiralin proksimal ve distaline uzanan, uzunlamasına kırık çizgisi, diğeri kemik çevresince dönen açılı bir çizgidir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Kuvvetlere göre kırık şekilleri [23]

Eğilme gerilmesinde, basınç dayanımı çekme gerilmesinden daha büyük olursa Şekil 3.4'deki gibi bir kırık şekli meydana gelmektedir.



Şekil 3.4. Eğilme gerilmesine maruz kalan kemikte oluşan kırık şekli

3.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme

Radyo dalgaları kullanılarak tanıların konulmasında kullanılan cihazlar Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazlarıdır. Bu cihazlardan elde edilen görüntüler tıpta kullanılmalarının yanı sıra mekanik analizlerde de kullanılmaktadır. Mekanik analizler için 3B biyomekanik modellerin katman filmlerini sağlamaktadır. Kemiklerin 3B modellenmesinde BT kullanılırken, yumuşak dokuların modellenmesinde MRI cihazı kullanılmaktadır.

Bilgisayarlı tomografi, Cormack tarafından ortaya çıkmıştır. Bu çalışma ile radyoloji alanının en önemli buluşlarından biri ortaya konulmuştur. Bilgisayarlı tomografi, X-ışını yardımıyla bedenin araştırılan bir kısmının kesitsel olarak görüntü oluşturmak amacıyla yapılan radyolojik teşhis yöntemidir. Araştırma anında hasta kişi bilgisayarlı tomografi cihazının masasında hareketsiz durur. Manuel ya da uzaktan kumanda yardımıyla masa, cihazın "gantry" adı verilen açıklığına sokulur. Cihaz bir

bilgisayara bağı konumdadır (Resim 3.1). İncelenecek hasta kişi etrafında X-ışını 360 derece dönerken oyuk veya "gantry" boyunca dizilmiş olan dedektörler tarafından vücudu geçen X-ışınları saptanarak oluşturulan sonuçlar bilgisayar yardımıyla işlenir. Böylece dokuların kesitsel görüntüleri oluşturulur. Bu görüntüler bilgisayar ile seyredilebilir. Görüntüler filme aktarılabileceğı gibi optik diskte de depolanabilir. X-ışını uygulamalarına oranla bilgisayarlı tomografi avantajlıdır. Bilhassa organların, yumuşak doku ve kemiklerin şekillerini ve yerlerini oldukça net gösterir. Ayrıca BT incelemeleri doktorlara basit bir kist (etrafı çevrili kese şeklinde içinde sıvı veya yarı sıvı madde bulunan oluşum) ve solid tümör (bir takım hücrelerin hızlı bir şekilde çoğalmasıyla oluşan doku kitlesi, ur) ayırıcı tanısında hastalıkların daha iyi değerlendirilmesini sağlar. En önemlisi, BT direkt grafilerden ayrıntılı görüntüler oluşturarak kanser hücrelerinin yayılmasının değerlendirilmesinde yardımcıdır. Edinilecek bilgiler kanser yayılımı ile ilgili doktorları kansere yönelik yapılacak tedavi konusunda yönlendirerek, kemoterapi, radyoterapi, cerrahi tedavi veya bunların belirli bileşenlerinin uygulanıp uygulanmayacağıyla ilgili olarak sonuca varmalarında yardımcıdır. Bu şekilde sağlam dokular, birçok faydasının olması yanında son derece önemli yan etkiler oluşturabilecek tedavi yöntemlerinden korunmuş olur. BT, direkt grafiyle gösterilemeyen vücudun beyin gibi birçok kısmının değerlendirilebilmesini olanaklı hale getirmiştir. Diğer görüntüleme metodlarından daha doğru ve erken birçok hastalığın teşhisini sağlamıştır. Hastalıklar erken teşhis edildiğinde çok daha iyi ve doğru tedavi edildiklerinden, bu üstün nitelikleriye BT, doktorların birçok kişinin hayatını kurtarmasında yardımcı olmuştur.



Resim 3.1. Bilgisayarlı tomografi cihazı

3.6. BT Görüntüsüyle 3B Modelleme

Görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT görüntülerini kullanan **Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS)** interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak humerus kemiğinin birebir modeli, BT çekimi sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Humerus kemiğinde meydana gelen parlamalar ve BT çekim anında oluşan istenmeyen görüntülerin kaldırılması ve düzenlenmesinde GEOMAGIC yazılımından faydalanılmıştır. Bahsi geçen MIMICS yazılımı BT görüntüsünü düzenleyen farklı modüllere sahiptir. MIMICS ekran arayüzünde simülasyon, sonlu elemanlar ve haberleşme arayüzleri komutları ile 3B humerus kemiği biyomodeline çevrilen BT görüntüsü bu emirlerle beraber sonlu elemanlar programlarına aktarılmıştır [24].

3B biyomodel BT katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilerek geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bu nedenle, MIMICS ile elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla gerekli düzenlemeler gerekmektedir. Humerus kemiği 3B biyomodeli, nokta bulutu verisine dönüştürüldükten sonra GEOMAGIC tersine yüzey geometri düzenlemeleri ile

mühendislik yazılımı gerçekleştirilmiştir. Nokta bulutu; Üç boyutlu bir koordinat sisteminde olup, bu noktalar genellikle, X, Y ve Z koordinat ile tanımlanır ve genellikle bir nesnenin dış yüzeyini temsil etmek için tasarlanır. Nokta bulutu 3B tarayıcılar tarafından oluşturulabilir. Bu cihazlar ile genellikle, bir nesnenin yüzeyi üzerinde otomatik bir şekilde çok sayıda ölçüm ve bir veri dosyası sonucu noktalar çıkmıştır. Nokta bulutu cihazın ölçülen noktalar kümesini temsil eder. Bir 3B tarama işlemi, nokta bulutu sonucu üretilen parçalar, metroloji / kalite kontrol ve görselleştirme, animasyon, rehber ve kitle özelleştirme uygulamaları çok sayıda olduğu için 3B BDT modelleri oluşturmak da olduğu gibi birçok amaç için kullanılabilir. Bu nedenle genel olarak birçok 3B uygulamalarda doğrudan kullanılamaz ve nokta bulutu doğrudan kontrol edilebilir olsa bile genellikle nokta bulutu sürecinde poligon ağı veya üçgen örgü modelleri, NURBS yüzey model, ya da BDT-Modeller dönüştürülür yaygın yüzey rekonstrüksiyonu olarak kullanılır. 3B yüzeyde bir nokta bulutu oluşturmak için birçok teknik vardır. Diğer yaklaşımlar bir hacimsel mesafe alanına nokta bulutu dönüştürmek ve böylece bir yürüyüş ile tanımlanan örtülü yüzey Delaunay üçgenleme, alfa şekil ve top, nokta bulutu olan köşeler üzerinde üçgen bir ağ kurmak, algoritma küp gibi bazı yaklaşımlardır.

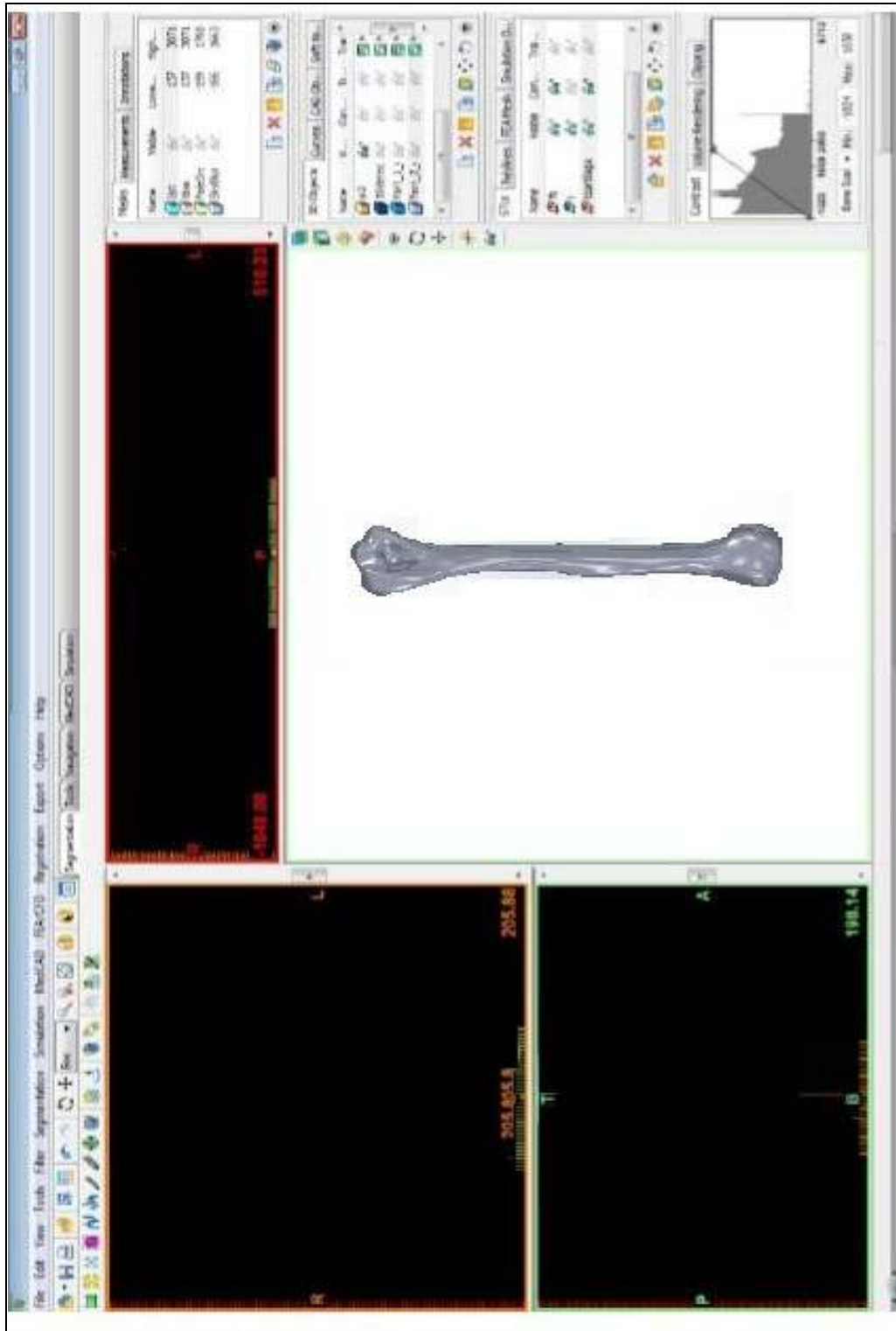
Nokta bulutunda doğrudan kullanılabilir uygulamalar endüstriyel metroloji ve kontroldür. Üretilen bir parçanın nokta bulutu bir BDT modeli (ya da başka bir nokta bulutu) ile uyumlu yanları ve farklılıkları kontrol etmek için karşılaştırılabilir. Bu farklılıklar üretilen parça ve BDT modeli arasındaki gösterge, renkli haritalar olarak görüntülenmesine neden olabilir. Geometrik boyutları ve toleransları ile nokta bulutu doğrudan elde edilebilir. Bulutlar da tıbbi görüntüleme sistemi ile örneğin hacimsel verileri temsil etmek için kullanılabilir. Nokta bulutu çoklu örnekleme ve veri sıkıştırma kullanılarak elde edilebilir.

Steriolithography (STL) formatında veri aktarımı MIMICS ve GEOMAGIC arasında gerek binary, gerekse ASCII biçiminde sağlanabilmektedir. MIMICS arayüzüne aktarılan yüzey geometrileri STL formatında düzenlenmiş 3B humerus modeli sonlu elemanlar simülasyonunda kullanım için uygun duruma gelmiştir. 3B biyomodel elde

etmek için kullanılan iş akış prosedürü Şekil 3.5'de gösterilmiştir. Şekil 3.6'da MIMICS kullanıcı arayüzünde yüzey geometrisi düzenlenmiş humerus modeli gösterilmiştir.



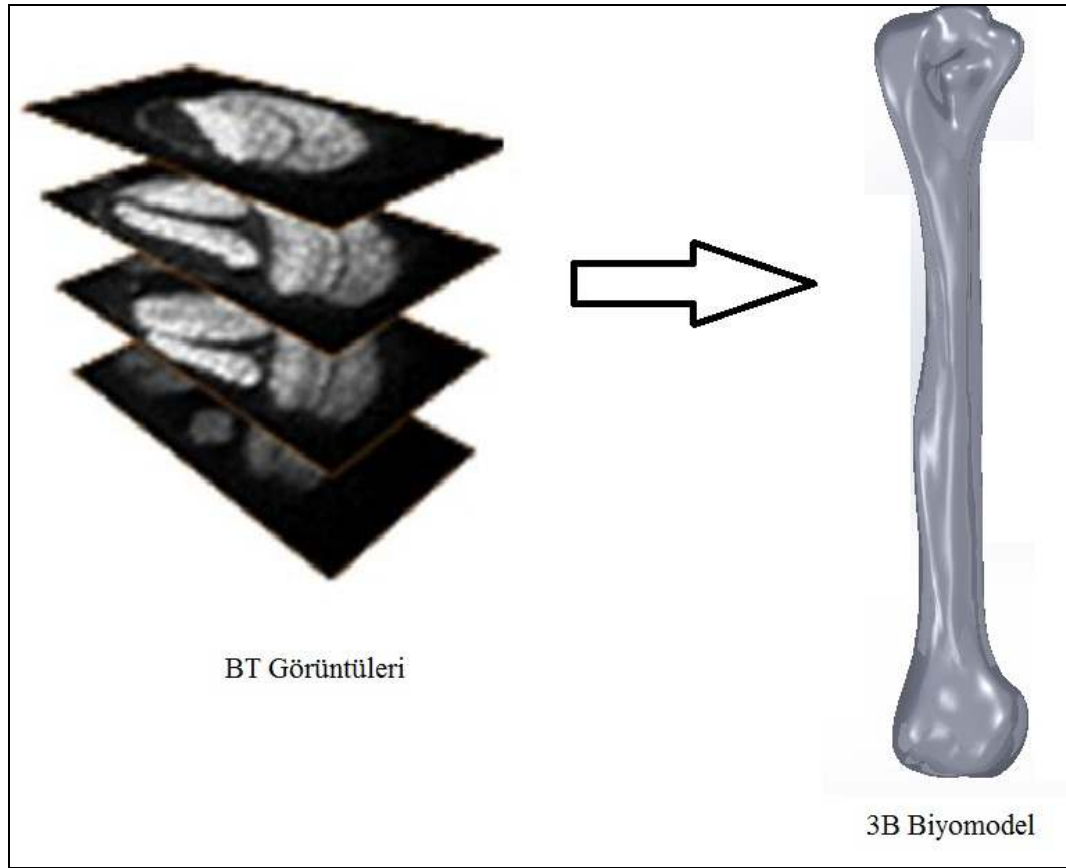
Şekil 3.5. 3B modelleme akış şeması



Şekil 3.6. MIMICS yazılımında elde edilen humerus kemiğinin modeli

3.7. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturma

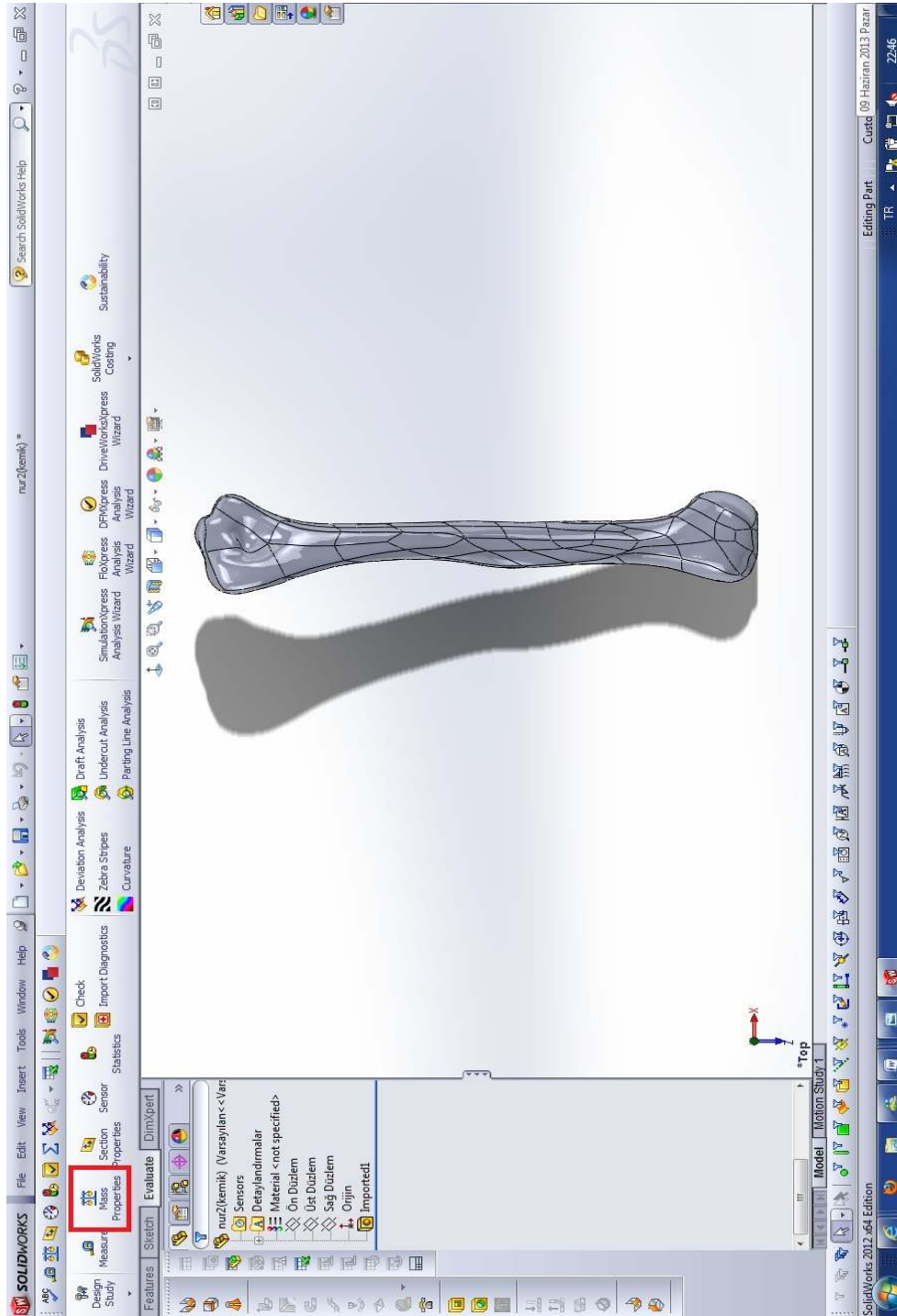
BT görüntü katmanı MIMICS yazılımında DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olmak kaydıyla kullanılabilir. Şekil 3.7’de örnek gösterimi verilen BT kesitleri MIMICS yazılımından birbirlerine eklenerek modelin birebir yüzey formu bir katman olarak elde edilir. Bu yüzey biçimi yine MIMICS içeriğine entegre olmuş katı modelleme aracı ile BT çekimi yapılan unsurun birebir 3B katı modeli elde edilir.



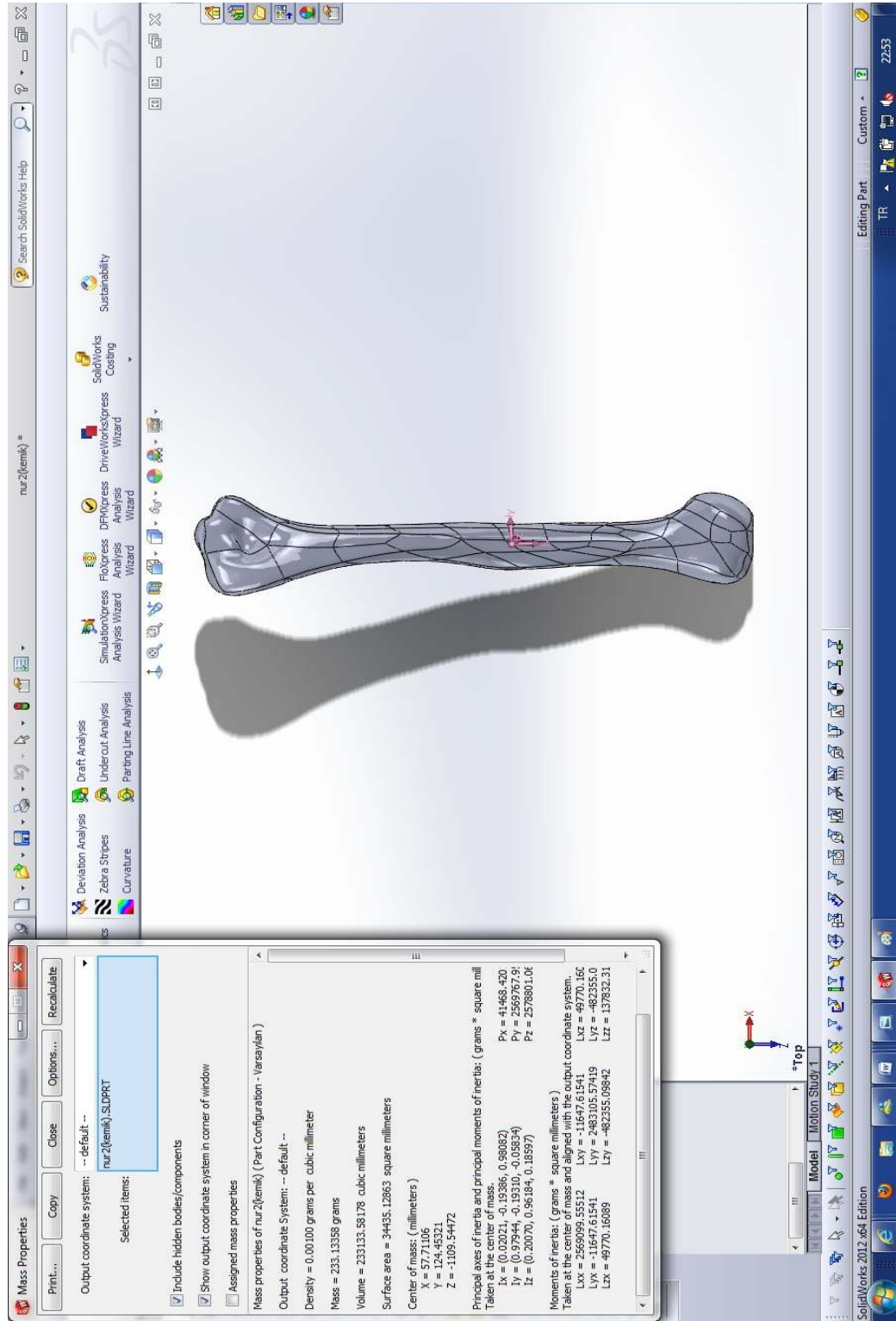
Şekil. 3.7. Biyomodel oluşumu

Oluşan 3B katı model ANSYS 13 programında mesh yapılarak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. SolidWorks 2012 programından mass properties komutu ile kemiğın kütle özellikleri bulunmuştur (Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9, Çizelge 3.1). Mesh yapılma anında sıkıntılar yaşanmıştır. Oluşan sıkıntının sebebi kemiğın

yapısının çelik bir malzeme gibi her tarafında aynı moleküler yapıya sahip olmamasından kaynaklanmaktadır. Kemiğin hiçbir yeri düzgün olmadığı için optimum mesh kullanılarak mesh gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.8. Humerus kemiğinin ağırlık merkezinin bulunması



Şekil 3.9. Humerus kemiğinin ağırlık merkezi listesi

Çizelge 3.1. Humerus kemiğinin kütle özellikleri

Volume	233133.58178 mm ³				
Surface area	34435.12863 mm ²				
Center of mass: (millimeters) AĞIRLIK MERKEZİ					
X	57.71106				
Y	124.45321				
Z	-1109.54472				
Principal axes of inertia and principal moments of inertia: (grams * square millimeters)					
Taken at the center of mass.					
Ix	0.02021	-0.19386	0.98082	Px	41468.42016
Iy	0.97944	-0.19310	-0.05834	Py	2569767.95720
Iz	0.20070	0.96184	0.18597	Pz	2578801.06505
Moments of inertia: (grams * square millimeters)					
Taken at the center of mass and aligned with the output coordinate system.					
Lxx	2569099.55512	Lxy	-11647.61541	Lxz	49770.16089
Lyx	-11647.61541	Lyy	2483105.57419	Lyz	-482355.09842
Lzx	49770.16089	Lzy	482355.09842	Lzz	137832.31311

Uygulanan yüklerden çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmesi için oluşan eleman sayısı ve node sayıları Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmelerinin eleman ve node sayıları

	Çekme - Basma ve Burulma Gerilmeleri	Eğilme Gerilmesi
Eleman Sayısı	118578	114649
Node Sayısı	175291	168850

4. HUMERUS KEMİĞİNE SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN UYGULANMASI

Titreşim sistemlerine ait yaklaşık sonuçları elde etmek amacıyla Ritz metodunun bir uygulaması şeklinde ortaya çıkan Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), 1943 yılında R. Courant tarafından geliştirilmiştir. Ardından bu yöntemin tanımı 1956 yılında M. R. W. Clough, J. Turner, H. C. Martin, and L. J. Topp tarafından oluşturulmuştur. Temel olarak makale, “Karmaşık yapıların katılık ve şekil değiştirmesi” konusunu ele almaktadır.

Çoğunlukla havacılık, otomotiv, savunma ve nükleer sanayinin 70’lerin başında elinde bulundurduğu SEA pahalı bilgisayarların işlem kapasiteleri ile sınırlı idi. Ancak, işlem gücündeki inanılmaz artış ve bilgisayar fiyatlarındaki hızlı düşüş yüzünden SEA şu an gerçeğe çok yakın hesaplamaları yapabilmektedir. Günümüz bilgisayarlar ile tüm değişkenler için doğru sonuçlara varılabilmektedir.

Bir malzeme veya tasarımın bilgisayar modelinden Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), oluşmaktadır. Hedef, bu modelin çalışma şartları altındaki davranışını incelemektir. Netice, mevcutun iyileştirilmesi için veya ürün tasarımında kullanılmaktadır. SEA’ı olağan bir yapısal hasar durumunda, yeni durum için tasarım değişikliklerini belirlemek amacıyla da kullanabilmektedir.

Düğüm (node) denilen noktaların oluşturduğu karmaşık sistem Sonlu Elemanlar Analizinin (SEA) mantığını oluşturmaktadır. Düğümlerin oluşturduğu ızgaraya benzeyen yapıya ağ (mesh) adı verilmektedir. Yapının belirli yükleme koşulları altında nasıl davranacağını belirleyen bu ağ, yapısal ve malzeme bilgileri ile programlanmıştır. Yapının çalışma koşulları altında ortaya çıkan gerilme seviyelerini düğüm noktaları verir. Düğüm yoğunluğu gerilme seviyesi ve bu seviyenin değişiminin yüksek olduğu bölgelerde gerilme olmayan veya daha az olan bölgelere oranla daha yoğundur [26].

Karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan sonlu elemanlar yöntemi, sayısal bir yöntemdir. Bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi bu yöntem ile yapılabilir. Bu yöntemde, farklı şekillerdeki yapılar modellenir ve birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere (elemanlara) ayrılır. Her eleman için kuvvet dağılımı ayrı ayrı bulunacağından, daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılır.

1940' lı yıllarda geliştirilen bu yöntem, matematikçiler tarafından mühendislikte karşılaşılan problemlerin analitik çözümünde kullanılmıştır. Hrennikoff ve McHenry tarafından geliştirilen iki boyutlu yarı analitik analiz yöntemler, yöntem ile ilgili ilk çalışmalardır. 1964 yılında yöntemin üç boyutlu problemlere uygulanması geliştirilmiştir. Yöntem ile Poisson denklemi 1965 yılında çözülmüştür. Yöntem, 1970' de ise akışkanlar mekaniğine uygulanmıştır. Modeldeki gerilmeleri matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar;

- Düğüm elemanları ve noktalarının toplam sayısı ile her bir elemanı ve düğüm noktasını belirlemek için numaralandırma sistemi,
- Materyalin her bir elemanla ilgili olarak elastisite katsayısı ve Poisson oranı,
- Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi ve sınır şartları tipi.

Son yıllarda yöntem, biyomekanik ile ilgilenen araştırmacıların ilgisi sonucunda, diş hekimliği alanında çok sık kullanılmaya başlanmıştır. İki boyutlu ve üç boyutlu olarak yöntem uygulanabilir. Uygulama kolaylığı nedeniyle iki boyutlu sonlu elemanlar analizi tercih edilmektedir.

Diş yapısındaki en ince tabakaların (yapıştırıcı siman, mine tabakası, gütta-perka, kesici kenara uzanan porselen yapısı gibi) daha iyi modellenmesinde iki boyutlu modelin başarılı olduğu belirtilmektedir. Fakat iki boyutlu sonlu elemanlar modelinin de yetersiz kaldığı durumlar olmaktadır. İnsan dişi bir hayli düzensiz bir yapıya sahiptir. Dişin yapısında bulunan diğer materyallerin dağılımı da herhangi bir simetrisi bulunmamaktadır. Bütün bunların sonucunda güvenilir bir analiz için

gerçek boyutları yansıtan üç boyutlu bir model kullanması uygun bulunmalıdır.

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde kullanılan programlar, ANSYS, FEMPRO, SAP, I-DEAS, PAFEC 75, NASTRAN, MARC ve PATRAN' dır.

a. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları

1. Bazı durumlarda iç içe geçmiş elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir ve bu durum analizde sorun oluşturabilir. Birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde sonlu elemanlar yöntemi uygulanabilir.
2. Gerçek yapıya daha yakın bir model oluşturulabilir,
3. Yöntem ile eğri kenarlı elemanlar ve düzgün olmayan sınırlara sahip şekiller eleman boyutları kullanıcı tarafından kolayca değiştirilebilir. Neticesinde önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara ayrılarak işlem hızlandırılabilir.
4. Gerinimler ve gerilmeler hassas bir şekilde elde edilebilir.

b. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları

1. Benzeşim modeli oluşturulan yapıların isotropik, homojen ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, çoğunlukla yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen bu yapılar gerçekte olduğundan çok daha dinamik yükler altındadır. Bu yöntemle yapıların analizi dinamik açıdan da ele alınabilir, fakat işlemler hem daha uzun sürer hem de daha karmaşık bir hal alabilir.

2. Yapılan araştırmanın doğruluğu ve yöntemin geçerliliği için malzeme özellikleri, geometrisi ve modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı önemli özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanması nedeniyle çok hassas bilgi aktarımını gerektirir.

c. Sonlu elemanlar yönteminin temel kavramları

- Düğüm (Node):

Bu yöntemde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bölünen elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) adı verilir. Katı modellerde, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler elemanların gerilmeleriyle ilişkili iken, her bir elemandaki yer değiştirmeler ise doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri sonlu elemanlar yöntemi çözmeye çalışır. Böylelikle gerilme yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir.

- Eleman (Element):

Sistemi tanımlayan bölge, sonlu elemanlar yönteminde eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Ardından bu elemanlar, "düğüm" adı verilen özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti sınır koşullarını da içerecek şekilde elde edilir. Denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını verir. Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar geometrisine göre, üçgen, dörtgen, paralel kenar elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır. Yöntem düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel

lineer denklemlere çevirir, önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeleri bulmaya çalışır. Eleman sayısı optimize edilmelidir. Fazla sayıda elemana bölünmesi sonlu elemanlar analizinde yanlış sonuç çıkmasına neden olur.

- Mesh oluşturulması:

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Ayrıca, kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına karar vermesi gerekebilir.

Çoğunlukla, tahmin edilebilen veya önemli olduğu bilinen bölgelerde birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bundan sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir.

- Katı modelleme:

Katı modelleme en üst düzey modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin asıl özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylelikle kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir veya ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir. Cisimlerin yüzeyinde bulunan renkler, gölgeleme ve geçirgenlik ışık yoğunluğu yapabilir. Cisimlerin katı modellemesi için BDT (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları iki yöntem kullanmaktadır. Yöntemler yardımıyla yüzey sınırlarının tanımı yapılır ve bu sınırlar boyunca iki boyutlu yüzeylerin taranması ile cismin tüm hacmi tanımlanır. Eksenel simetri olan bir parça, karmaşık yüzeylerde tanımlanan eğriler boyunca yapılan

tarama yüzeyi oluşturulur ya da dönme şeklinde bir tarama ile kolaylıkla tanımlanır. Tasarım yapılacak cismin yapısı doğrultusunda bu iki yöntemden birisi tercih edilir.

BDT ortamında hızlı bir veri işlem ve iletişim gücüne ihtiyaç duyulması, yöntemin dezavantajı yanıdır. Bir ürünün daha üretilmeden istenen, şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığı katı modelleme sayesinde kontrol edilebilir. Dayanım ve malzeme hesapları da yazılım olarak yapılarak, yüksek maliyetli testlere oranla daha ucuz ve hızlı olmaktadır.

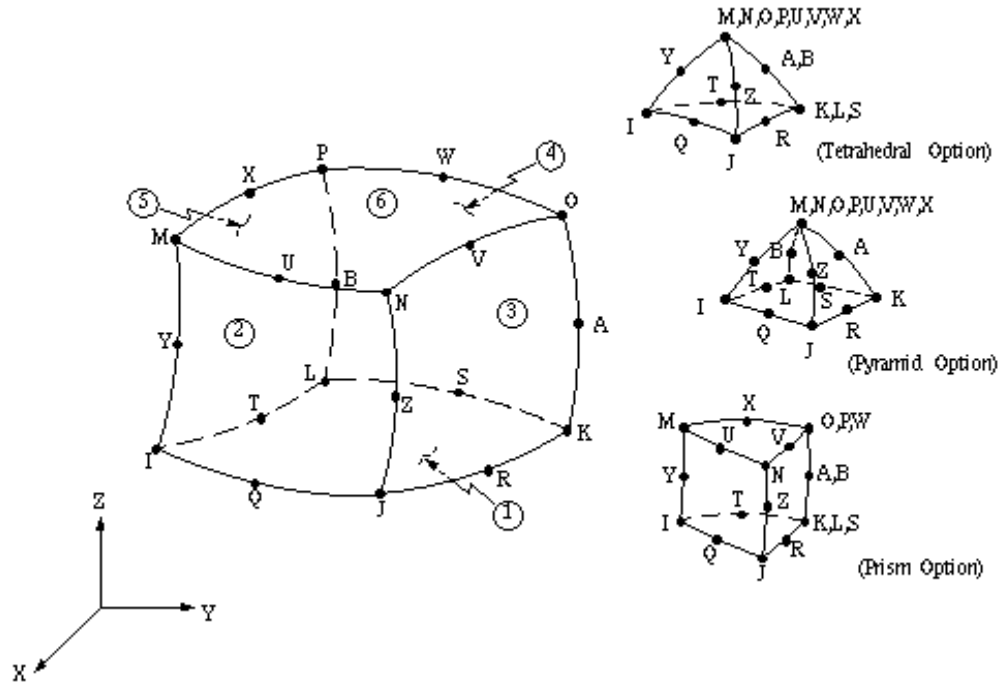
- Bir, iki ve üç boyutlu modelleme:

Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yani kuvvetin tek ekseninden etki ettiği ya da yüksek hesap gerekmeyen durumlarda kullanılabilir. İki boyutlu modellerde çizilen parçalar ise iki boyutlu olarak oluşturulur. Kuvvetler oluşturulan modelde iki eksen doğrultusunda etki ettirilir. Oluşan etkiler de bu yönlerde meydana gelmektedir. Kullanım yeri, özellikleri nedeniyle başka eksenlerde çalışmayan veya üç boyutlu hareket eksenini olmayan sistemlerdir. Gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için üç boyutlu modelleme kullanılır. Her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılmış olur. Böylece daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir. Üç boyutlu bir benzeşimi, iki boyutlu veya bir boyutlu çözme isteme sisteme daha basit yaklaşılmasını sağlayarak hesaplamalarda kolaylık sağlar.

Analizler DELL, İşlemci Türü: Intel Core i7, İşlemci Hızı: 2.80 GHz, Ekran Kartı: NVIDIA, Ekran Kartı Tipi: Harici, Ekran Kartı Modeli: Nvidia GT620M, Ekran Kartı Hafızası: 1 GB, Ekran Boyutu: 17", Ekran Çözünürlüğü: 1920x1200, Sabit Disk: 2 x 500 GB, Bellek: 4 GB, İşletim Sistemi: English Windows 7 professional (64bit os) to windows xp professional 64bit (downgrade) with XP 64bit media, bilgisayarında yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde ANSYS 13 yazılımı kullanılmıştır. Herbir analizin çözümü yaklaşık 45 dakika sürmüştür. Yapılan analizlerin kayıtları Seagate 500 GB taşınabilir harddiskte tutulmuştur. Bir analiz 502

MB yer tutmaktadır. Toplam yapılan analizler ve analizlerin çözümleri 272 GB yer kaplamıştır.

Analizler ANSYS Sonlu Elemanlar yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Eleman tipi olarak Solid95 kullanılmıştır. Kullanılan Solid95'in özelliklerinde; 3 boyutta bütün elemanları kullanılabilmektedir. Aynı zamanda 3B en çok serbestlik derecesine sahiptir. Analiz için kullanılan yapı kemik olduğundan ve birçok eğri yüzeylerin bulunmasından dolayı da Solid95 kullanılmasına sebep olmuştur. Çünkü eğri yüzeylerde en güzel sonucu Solid95 vermektedir. Ayrıca, Solid45 8 noda sahip iken, Solid95 20 noda sahiptir (Şekil 4.1). Solid45 PC'de daha az yer tutmaktadır fakat Solid95 daha kesin ve doğru sonuçlar vermektedir.



Şekil 4.1. Solid95 3B 20 düğümlü yapısal görünümü

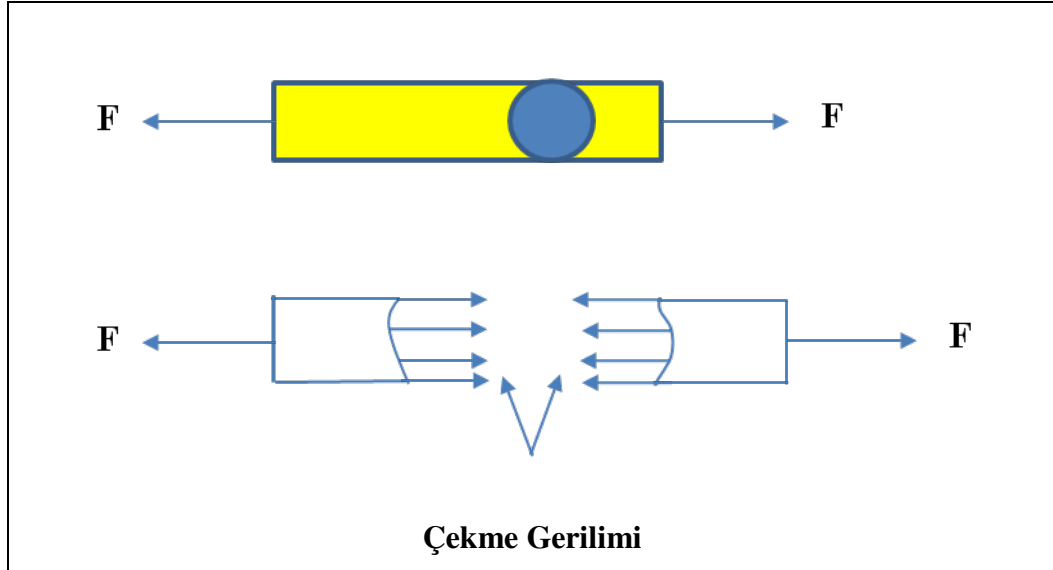
Humerus kemiğinin analizleri ANSYS'in multifix modülünde yapılmıştır. Humerus kemiğinin malzeme özelliklerinden; Elastikiyet modülü (GPa): $E_x=E_z=7$, $E_y=11.5$, $G_{xy}=G_{yz}=3.5$, ve Poison oranı=0.3 olarak alınmıştır [26] (Çizelge 4.1.).

Çizelge 4.1. Humerus kemiği malzeme özellikleri

	<i>Elastikiyet modülü (Gpa)</i>	<i>Poisson oranı</i>
<i>Humerus kemiği malzeme özellikleri</i>	$E_x=E_z=7$ $E_y=11,5$ $G_{xy}=G_{yz}=3,5$	0,3

4.1. Humerus Kemiğine Çekme – Basma Gerilmelerinin Uygulanması

Çekme Gerilmesi (σ_c): Bir malzemenin kırılıncaya veya kopuncaya kadar dayanabileceği en yüksek çekme gerilmesi olarak ifade edilmektedir (Şekil 4.2). Eş.4.1 formülü ile gösterilen bu gerilme, çekme diyagramındaki en yüksek gerilme değeridir.



Şekil 4.2. Çekme gerilmesi

$$\sigma_c = \frac{F_{\max}}{A_0} \quad (4.1)$$

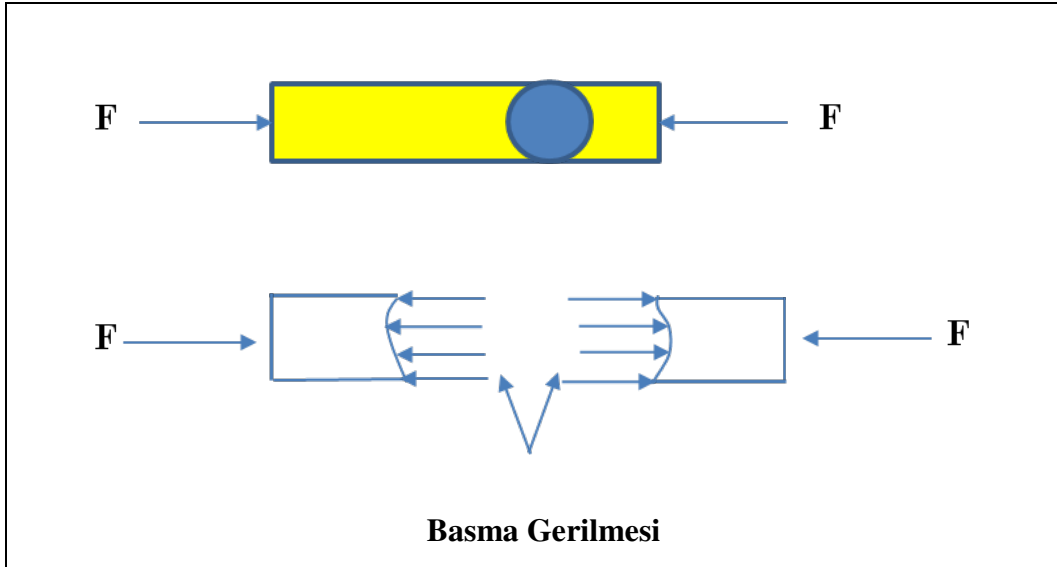
Burada;

σ_{ϵ} = Çekme gerilimi, (N/mm² = MPa),

$F_{\max}$ = Uygulanan çekme kuvveti (N),

A_0 = Kuvvet uygulanan alan (mm²), `dir.

Basma Gerilmesi (σ_b): Bir malzemeye basma kuvveti uygulanırken malzemenin karşı gösterdiği gerilme basma gerilmesidir (Şekil 4.3). Oluşan değer elastikiyet modülü ile birim kısalma miktarının çarpılması ile elde edilir. Toplam kısalma miktarının malzemenin toplam uzunluğuna bölünmesi ile birim kısalma miktarı bulunur. Cisim kısaldıkça kesit alanı azalma gösterir. Eş.4.2’de malzeme kısılırken kesit alanında oluşan genişlemenin hesaba katılmasıyla "Gerçek Basma Gerilmesi" bulunur; kırılma kuvveti kırılma anındaki kesit alanına bölünerek gerçek basma gerilmesi hesaplanır.



Şekil 4.3. Basma gerilmesi

$$\sigma_b = \frac{F_{\max}}{A_0} \quad (4.2)$$

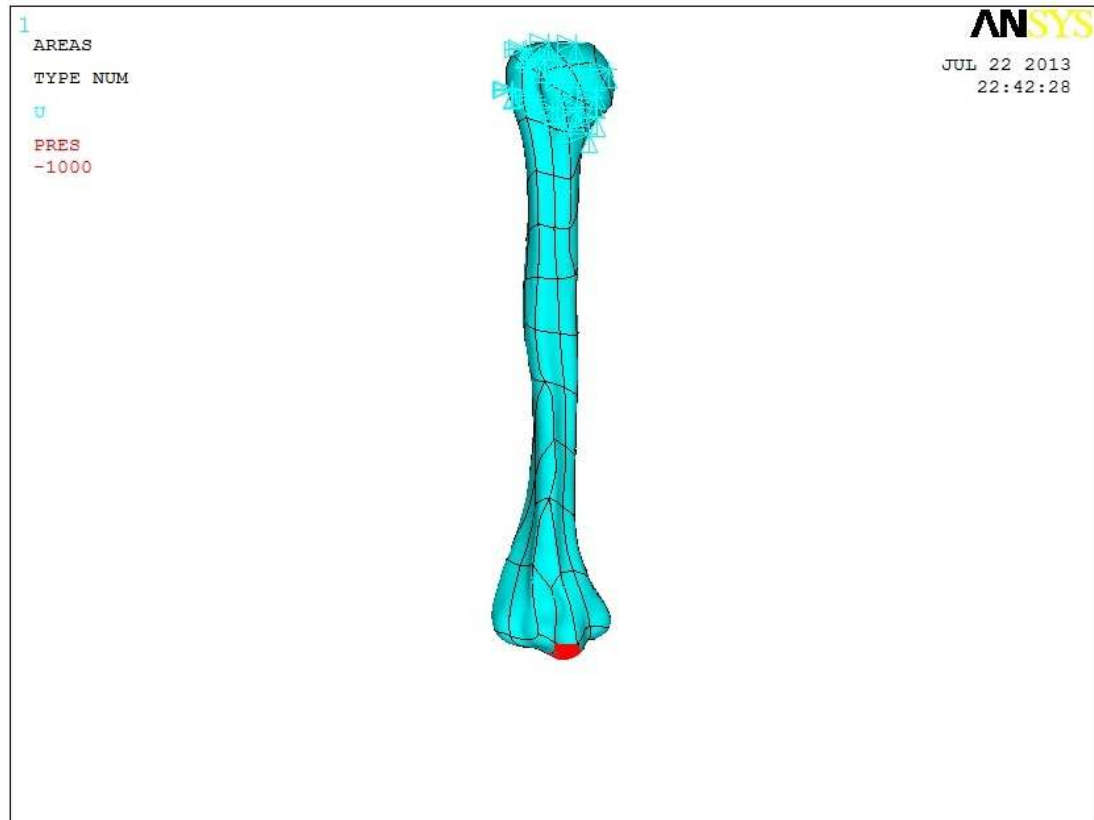
Burada;

σ_b = Basma gerilmesi (N/mm² = MPa),

F_{max} = Uygulanan basma kuvveti (N),

A_0 = Kuvvet uygulanan alan (mm²)`dır.

Basma gerilmesi humerus kemiğinin en alt ucundaki en çıkıntı yere uygulanmıştır (Şekil 4.4). Basma gerilmesi için oluşturulan sınır şartı Şekil 4.4’de gösterilmiştir.



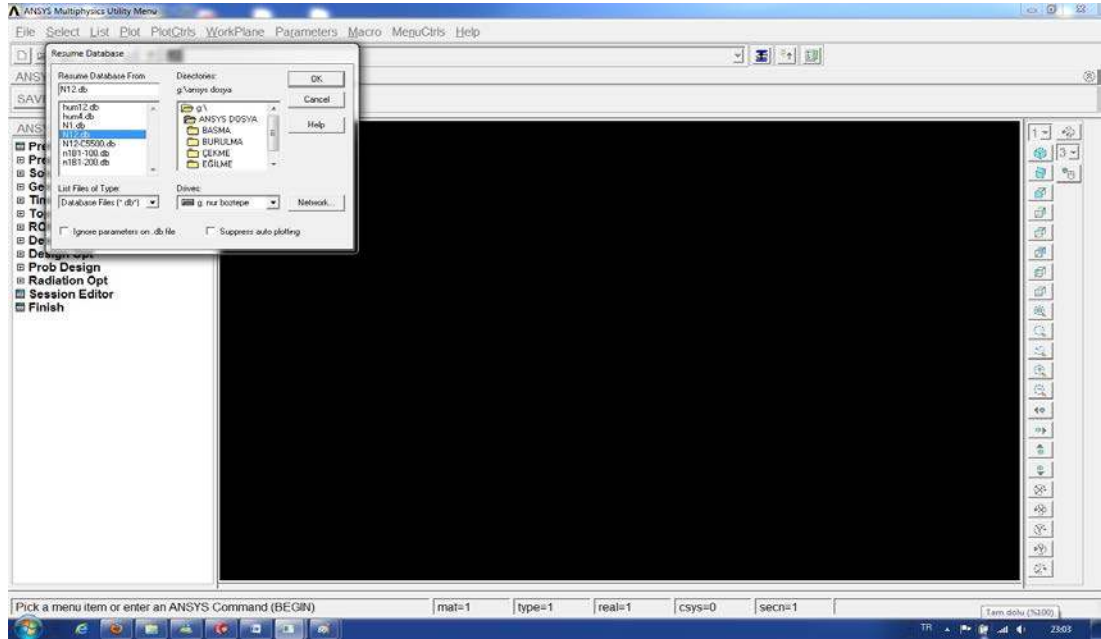
Şekil 4.4. Basma gerilmesi için oluşturulan sınır şartı

Humerus kemiğine basma gerilmesi uygulanması için optimum mesh yapılmıştır. Basma gerilmesi için oluşturulan mesh Şekil 4.5’de gösterilmiştir.



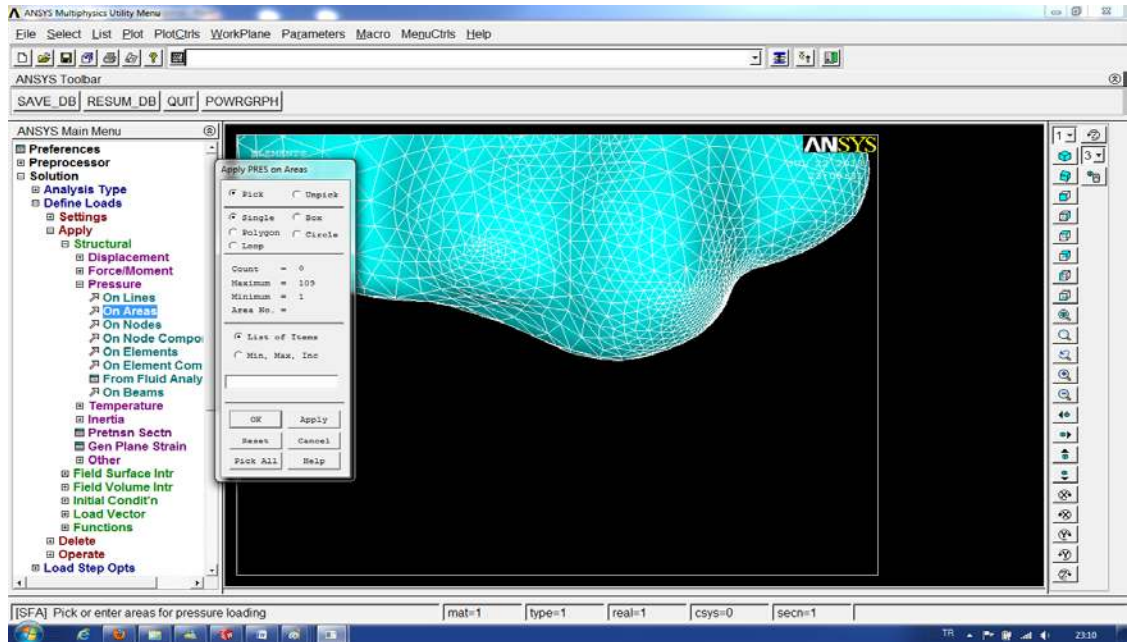
Şekil 4.5. Basma gerilmesi için oluşturulan mesh

Humerus kemiğine uygulanacak basma gerilmesi için modelin meshi ve sınır şartlarından belirlenmiştir. Daha sonra humerus kemiğine gerilmeler uygulanmıştır. Basma gerilmesi için uygulanan kuvvet değerleri 50 N'dan başlayıp 10000 N'a kadar tekrarlanmıştır. Öncelikle basma gerilmesi için oluşturulan kemik modeli *File* sekmesinden *Resume Database*'den *Resume Database From*'a basılarak çağırılmaktadır (Şekil 4.6).



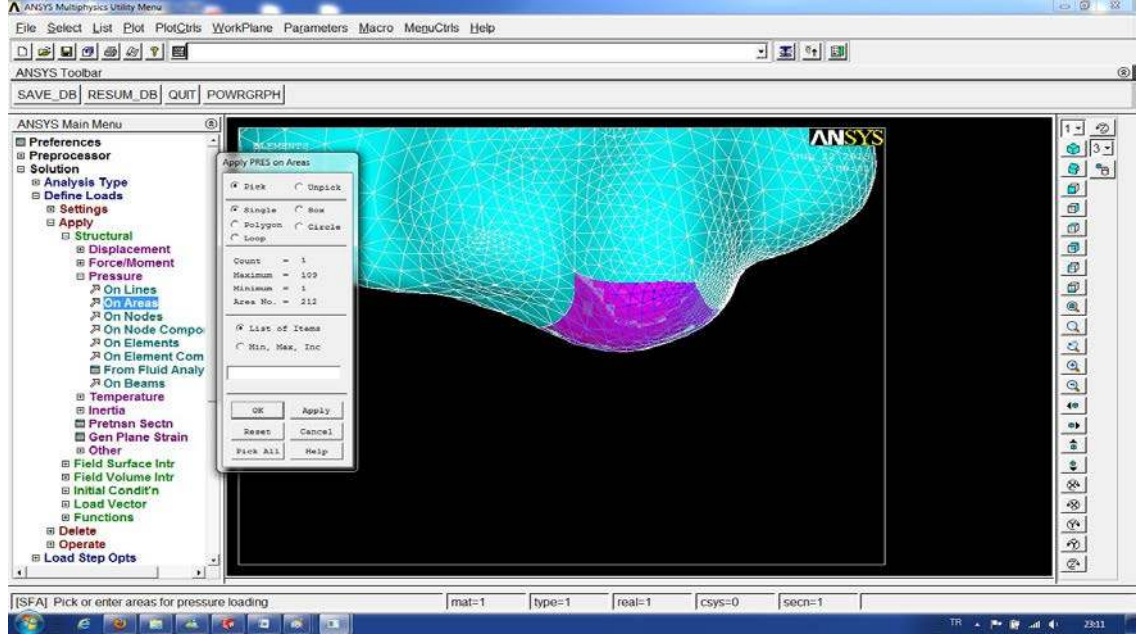
Şekil 4.6. Basma gerilmesi modelinin çağırılması

Modeli çağırılan humerus kemiğine *Solution* kısmından *Apply* ardından *Structural*, *pressure* ve ardından *on areas* seçilmektedir (Şekil 4.7).



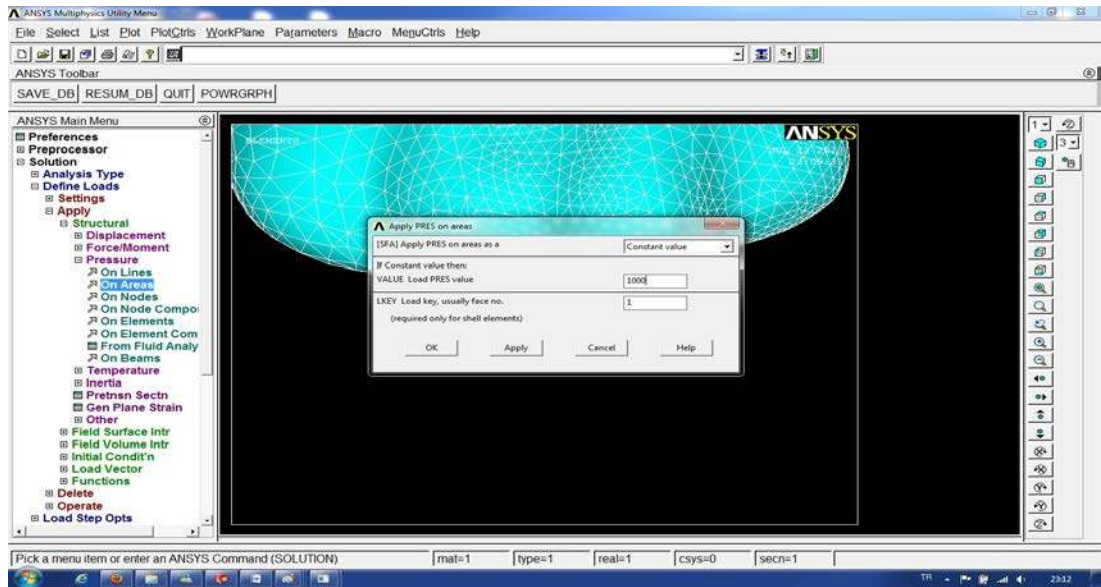
Şekil 4.7. Basma gerilmesi modeline kuvvet uygulanması

Kemiğin en çıkıntı kısmına F kuvveti uygulanmıştır. Kemiğe uygulanan kuvvete göre renk değişimi gözlenmiştir (Şekil 4.8).



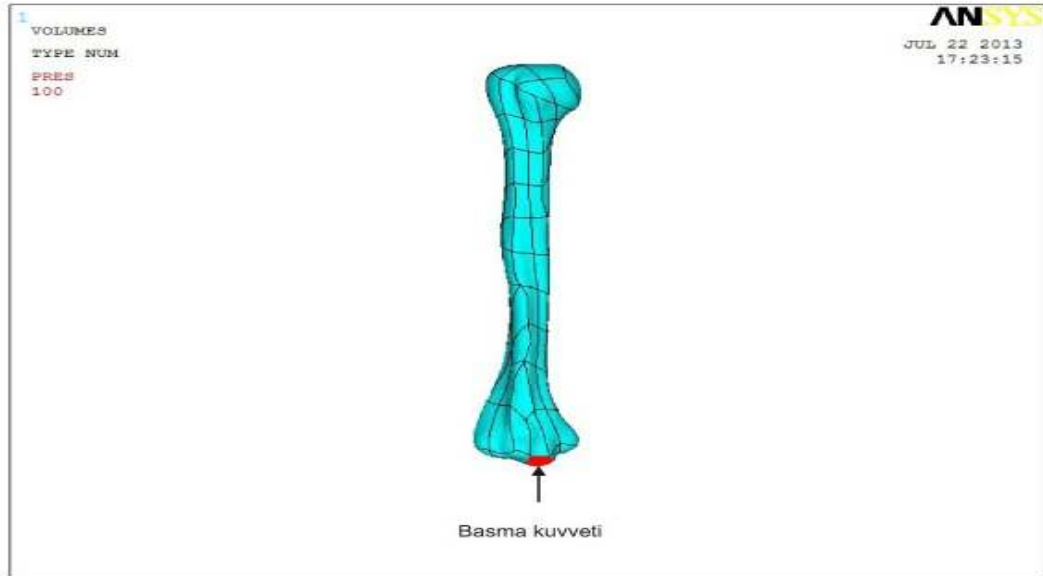
Şekil 4.8. Basma gerilmesi modelinde kuvvet uygulanan alan

Kuvvet uygulanan alan seçildikten sonra kuvvet değeri yazılır (Şekil 4.9).



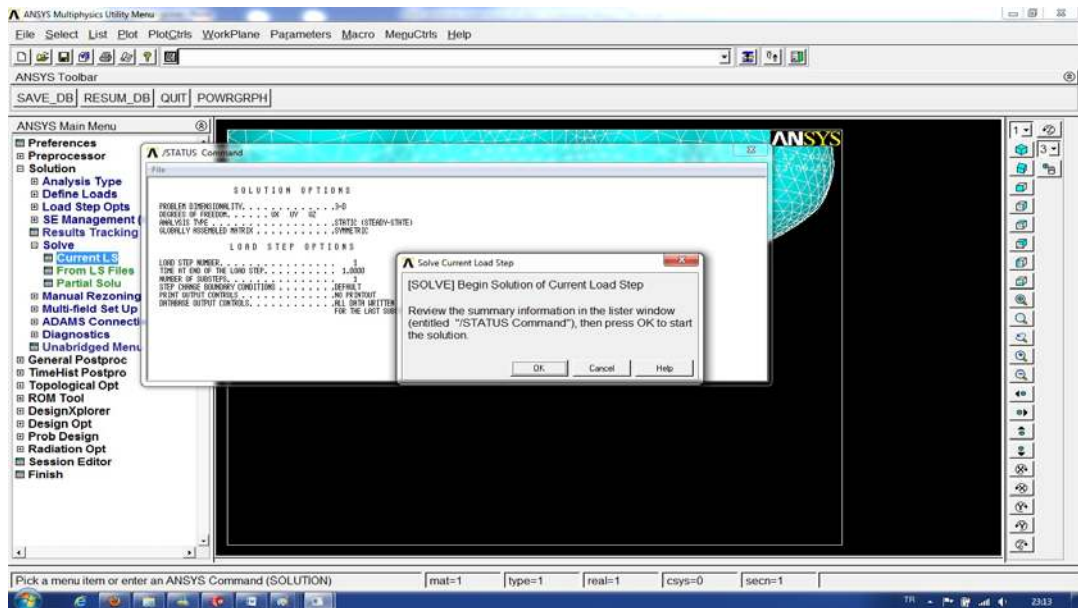
Şekil 4.9. Basma gerilmesi modeline uygulanan kuvvet değerinin girilmesi

Kuvvet yönü kemiğe baskı uygulayacak şekilde uygulanmıştır (Şekil.4.10).



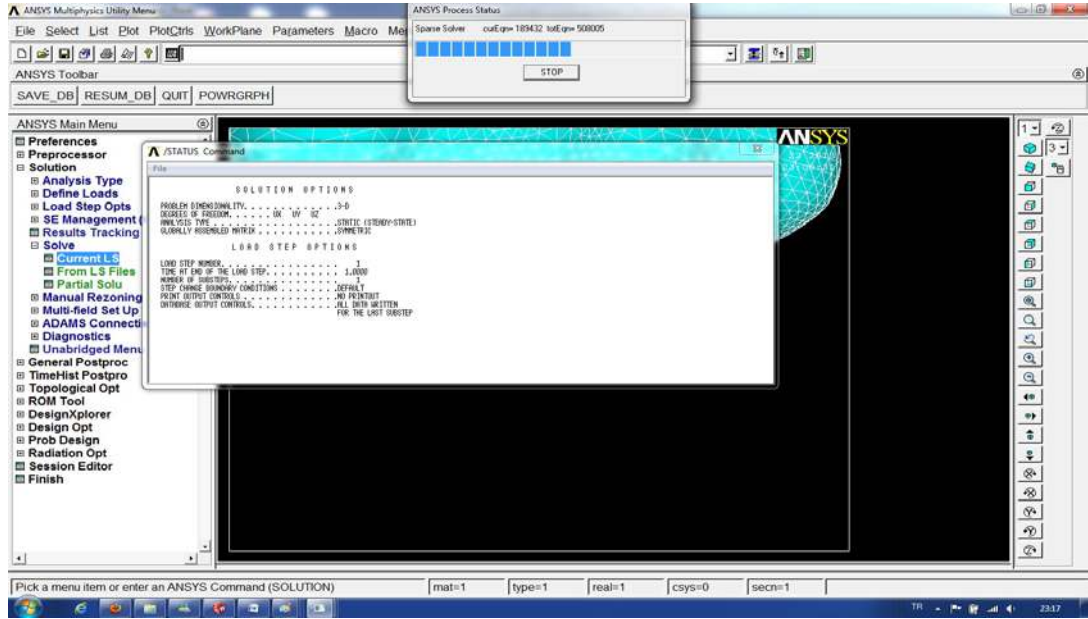
Şekil 4.10. Basma gerilmesinin kuvvet yönü

Kuvvet değerleride verildikten sonra çözümleme aşamasına geçilir. *Solve* menüsünden *Current LS* seçilir. Çıkan uyarı butonunda OK basılarak çözümleme başlamaktadır (Şekil 4.11).



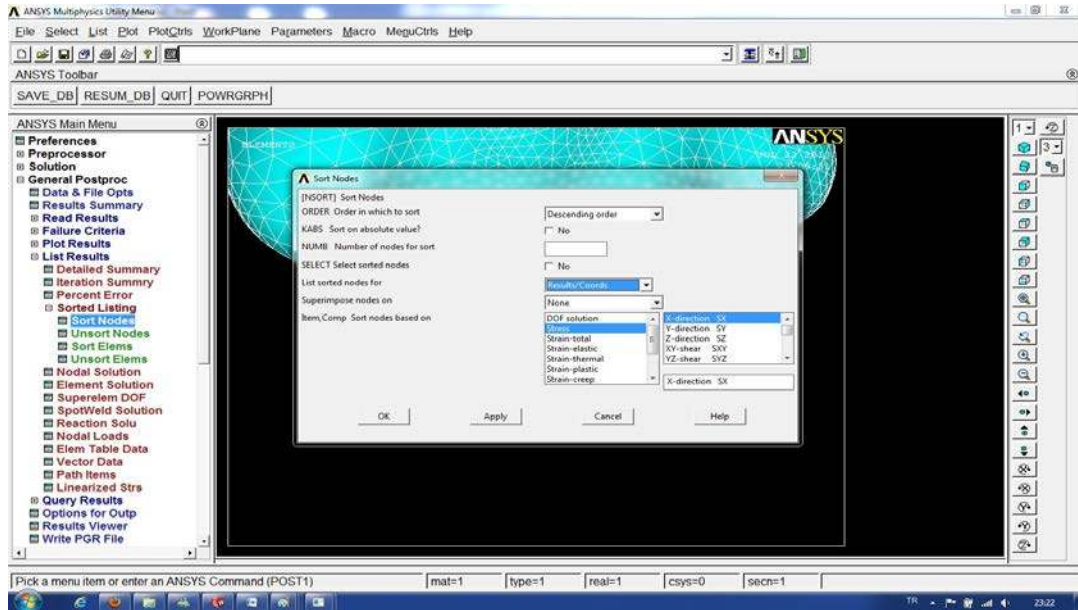
Şekil 4.11. Basma gerilmesi modeline uygulanan kuvvete göre çözümlenmesi

Herbir analizde çözümlenmenin tamamlanması yaklaşık olarak 45 dk. sürmektedir. Çözümlenmenin bitiminden sonra *Solution is done* ibaresi çıkmaktadır. Bu butonada OK tuşuna basılarak analiz sonuçlarına ulaşmaya geçilmiştir (Şekil 4.12).



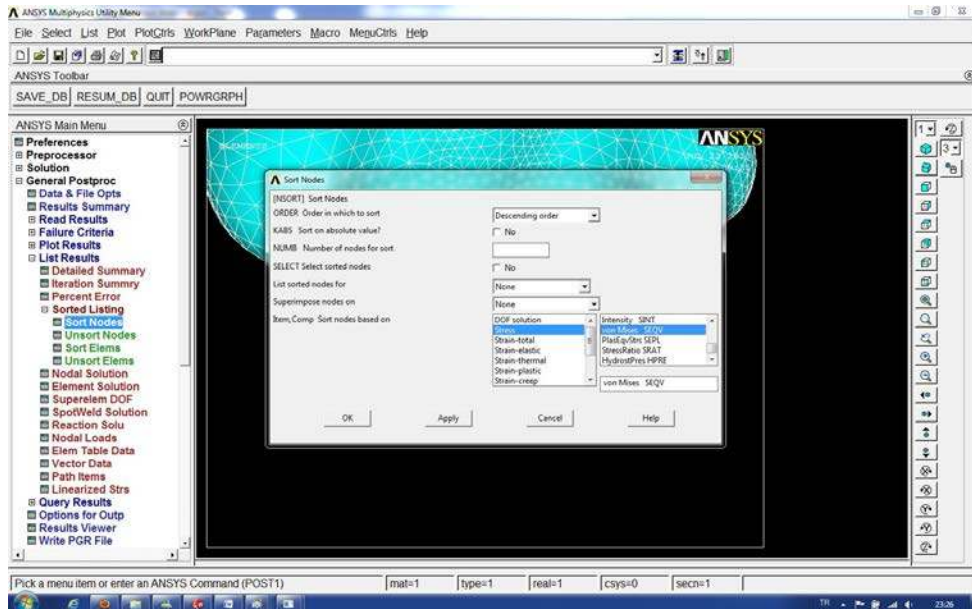
Şekil 4.12. Basma gerilmesinin çözümlenmesi

Analizler *General Postproc*'dan *List Result* sekmesi, daha sonra burdan *sorted listing* sekmesi seçilir. *Sort nodes* butonuna basılarak menülerden stress için x direction S_x , S_y ve S_z değerlerine bakılmıştır (Şekil 4.13).



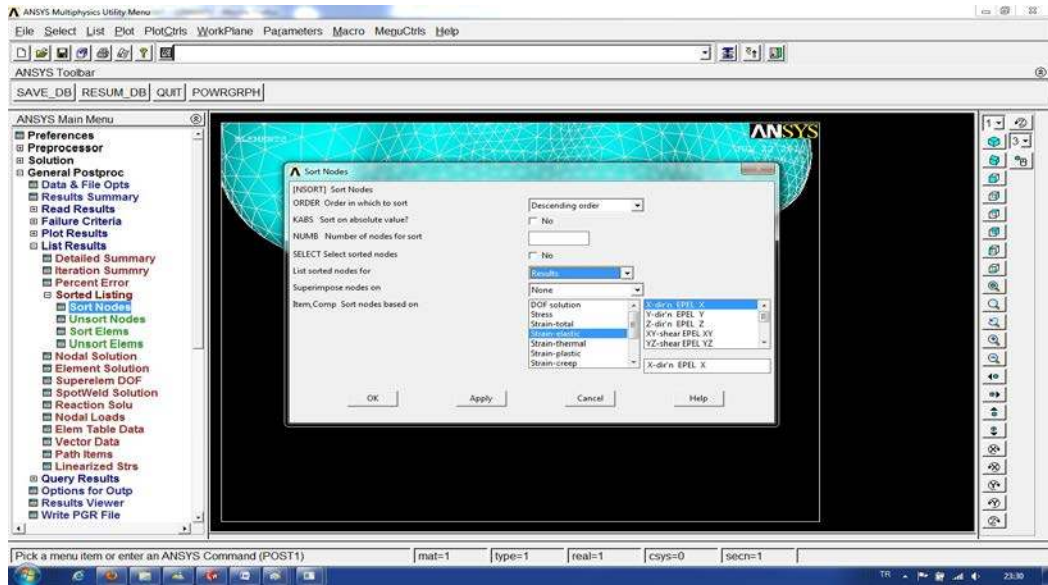
Şekil 4.13. Basma gerilmesi modelinde *stress* gerilmesinde S_x , S_y ve S_z incelenmesi

Ayrıca *stress* için *sort nodes* menüsünden *vonmises* butonu seçilerek verilen kuvvet değerine göre analizler incelenmiştir (Şekil 4.14)



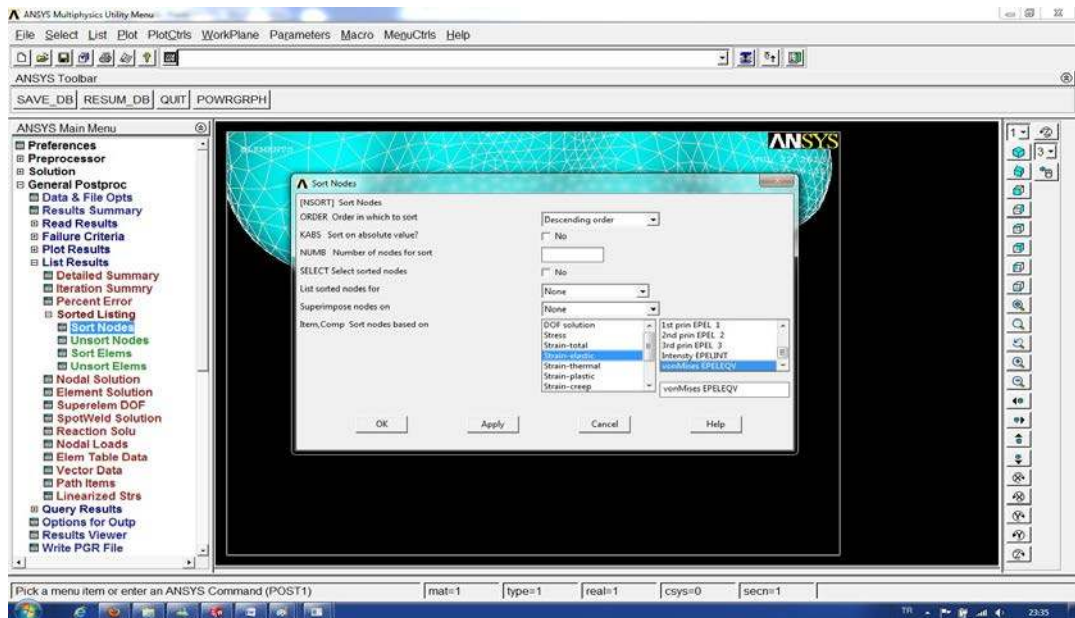
Şekil 4.14. Basma gerilmesi modelinde *Stress Vonmises* gerilmesine bakılması

Strain elastic değerlerinden *Epel X*, *Epel Y*, *Epel Z* sonuçlarına bakılmıştır (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Strain Elastic'te *Epel X*, *Epel Y*, *Epel Z*'nin incelenmesi

Son olarak da *strain elastic vonmises* gerilmesine bakılarak analizler toplanmıştır (Şekil 4.16).



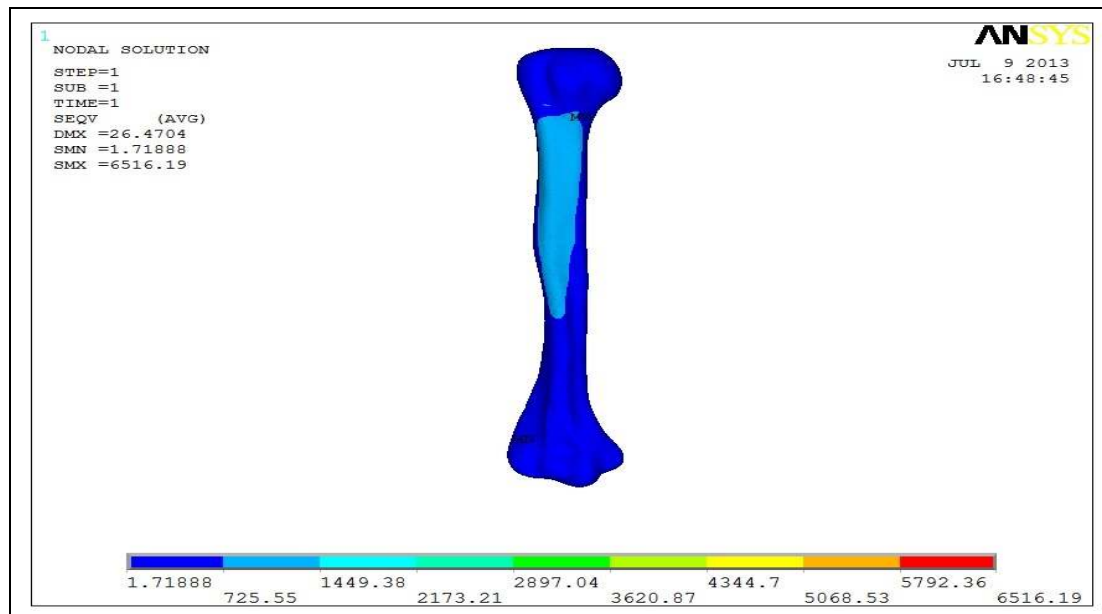
Şekil 4.16. *Strain elasticte Vonmises* gerilmesi araştırılması

Çekme ve basma gerilmelerine uygulanan yükler Çizelge 4.2’de verilmiştir.

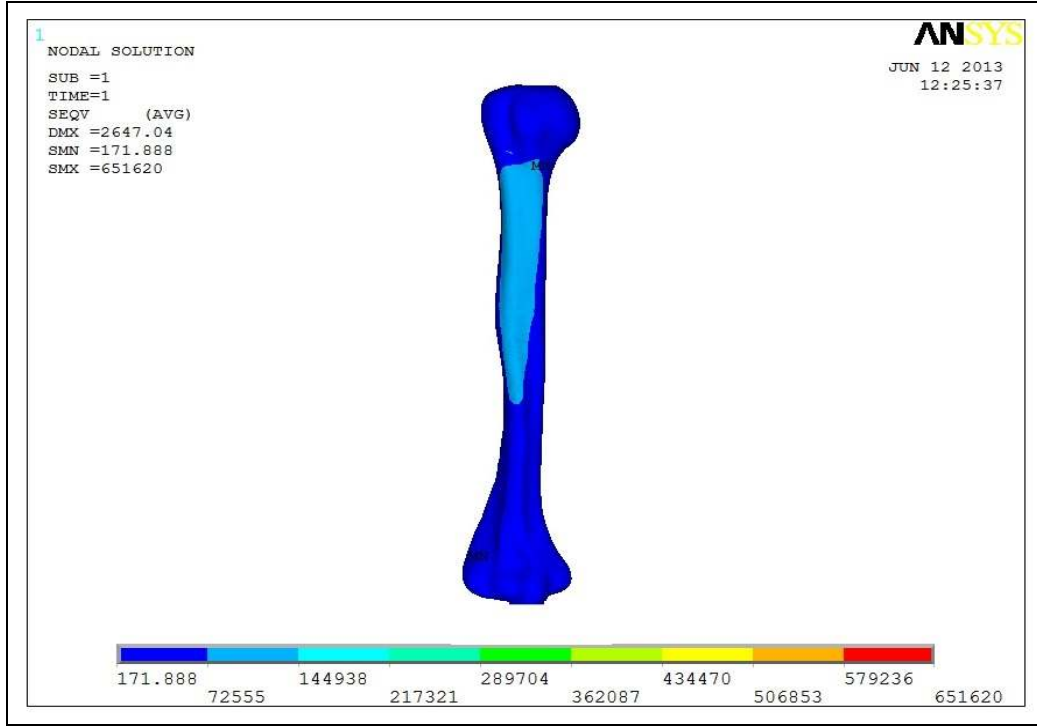
Çizelge 4.2. Çekme ve Basma Gerilmelerinde Uygulanan Yükler

Deney Numarası	<i>BASMA GERİLMESİ</i>	<i>ÇEKME GERİLMESİ</i>
	Uygulanan F kuvveti (N)	Uygulanan F kuvveti (N)
1	50	-50
2	100	-100
3	200	-200
4	300	-300
5	400	-400
.	.	.
.	.	.
.	.	.
.	.	.
101	10000	-10000

Deney numaraları 1’den 101’e kadar olup, 100’er N aralıklarla kuvvetler uygulanmıştır.



Şekil 4.17. Basma gerilmesi modeline uygulanan 100 N kuvvet



Şekil 4.18. Basma gerilmesi modeline uygulanan 10000 N kuvvet

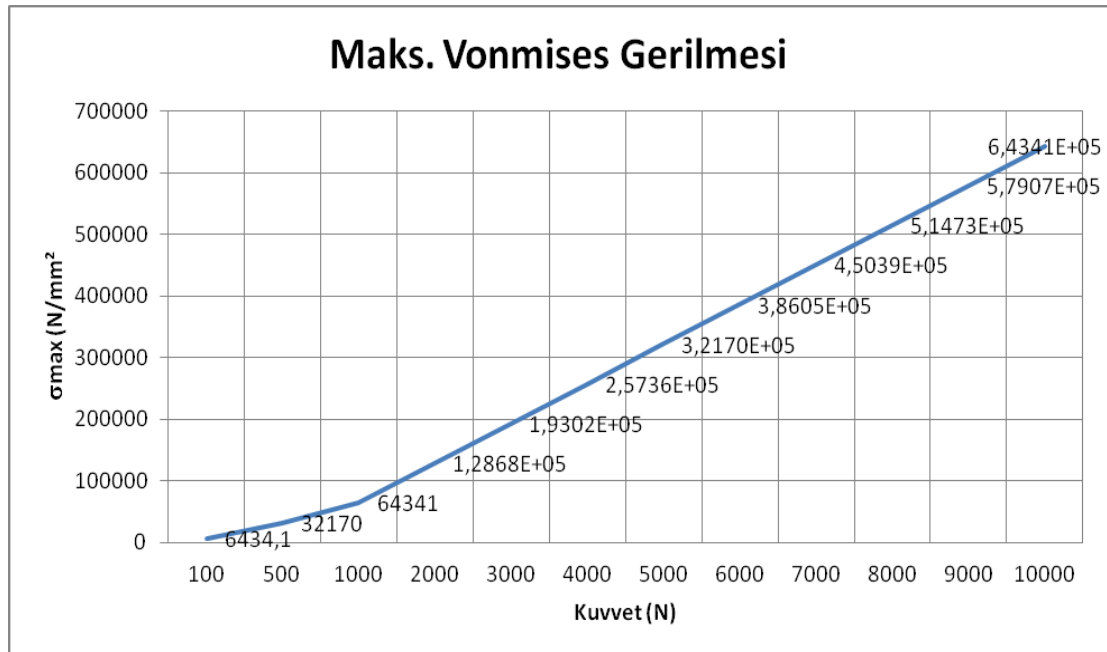
Şekil 4.17 ve Şekil 4.18 görüldüğü gibi basma gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde oluşan maksimum *vonmises* gerilmesi 10000 N için 651620 MPa iken 100 N için 6516,19 MPa olarak gerçekleşmiştir. Ayrıca minimum *vonmises* gerilmeleri 10000 N için 171,888 MPa, 100 N için 1,71888 MPa olarak bulunmuştur. Maksimum gerilme 10000 N olarak gözlemlenmiştir. Humerus kemiğine uygulanan basma gerilmesinde oluşan maksimum ve minimum gerilmelerde maksimum gerilme kemiğin baş kısmında görülürken, minimum gerilmenin kemiğin alt kısmında çıktığı görülmüştür.

Basma ve çekme gerilmesinde oluşan başlıca gerilme ve gerinimler Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4’de verilmektedir.

Çizelge 4.3. Basma gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler

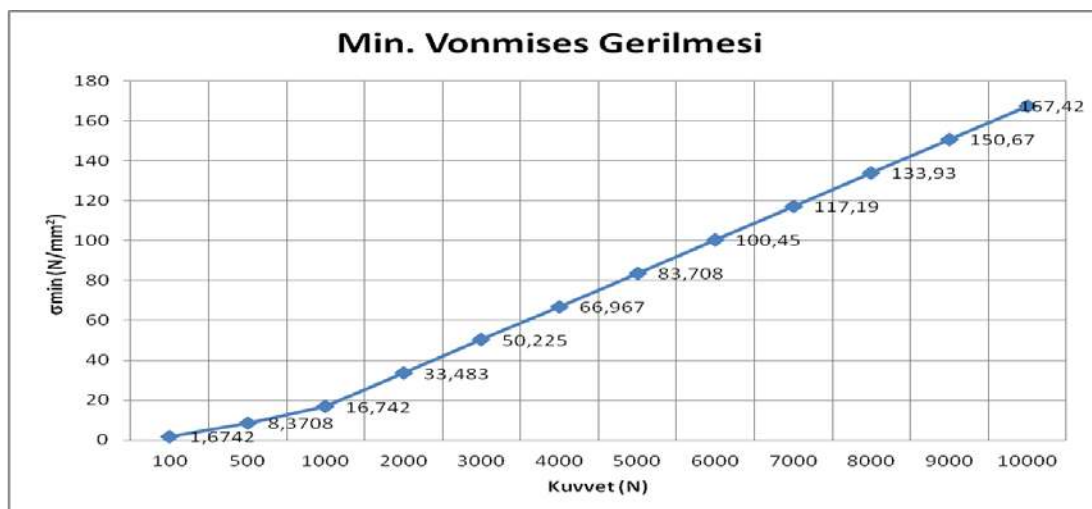
$F (N)$	σ_{min} (N/mm^2)	σ_{max} (N/mm^2)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	1,6742	6434,1	0,15481E-04	0,72057E-01
500	8,3708	32170	0,77407E-04	0,36028
1000	16,742	64341	0,21600E-04	0,72057
2000	33,483	0,12868E+06	0,30963E-03	1,4411
3000	50,225	0,19302E+06	0,46444E-03	2,1617
4000	66,967	0,25736E+06	0,61926E-03	2,8823
5000	83,708	0,32170E+06	0,77407E-03	3,6028
6000	100,45	0,38605E+06	0,92888E-03	4,3234
7000	117,19	0,45039E+06	0,10837E-02	5,0440
8000	133,93	0,51473E+06	0,12385E-02	5,7645
9000	150,67	0,57907E+06	0,13933E-02	6,4851
10000	167,42	0,64341E+06	0,15481E-02	72,057

Şekil 4.19'daki grafikte humerus kemiğine F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. gerilmenin arttığı gözlenmiştir.



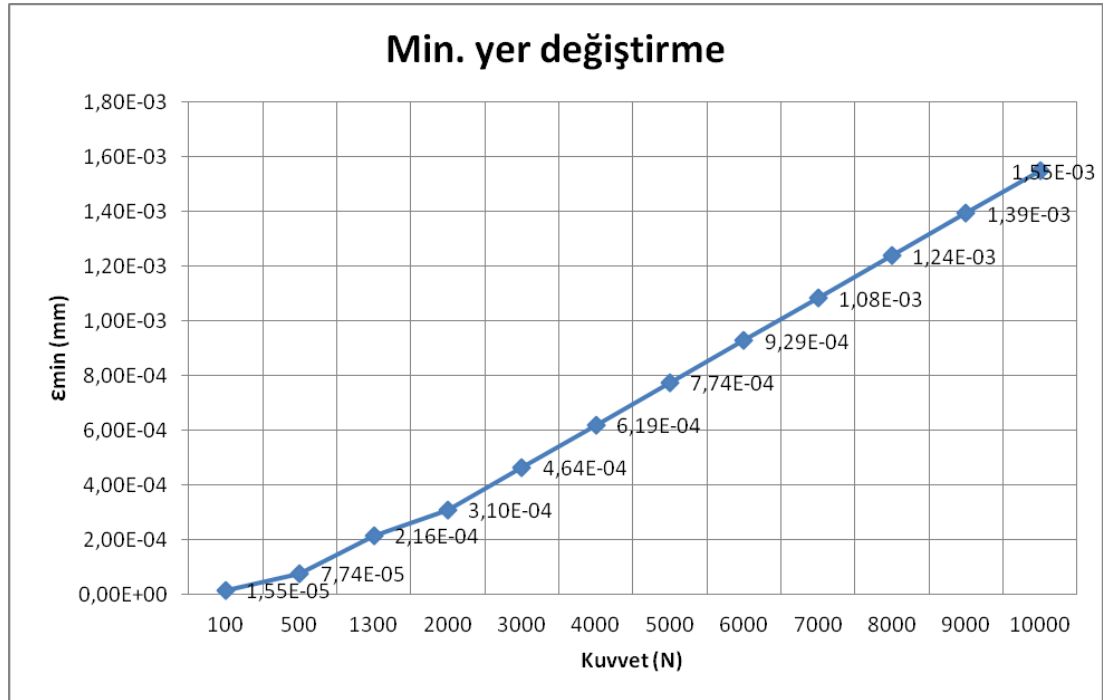
Şekil 4.19. Basma gerilmesindeki maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.20'deki grafikte humerus kemiğine F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. gerilmenin arttığı gözlenmiştir.



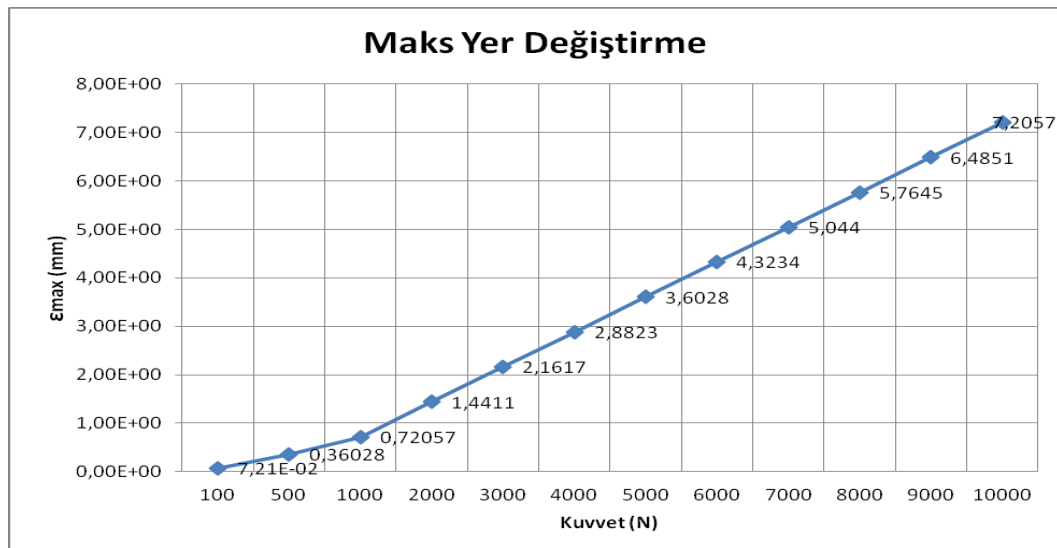
Şekil 4.20. Basma gerilmesindeki min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.21'deki grafikte humerus kemiğine F kuvvetine göre min. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değiştirmenin arttığı gözlenmiştir.



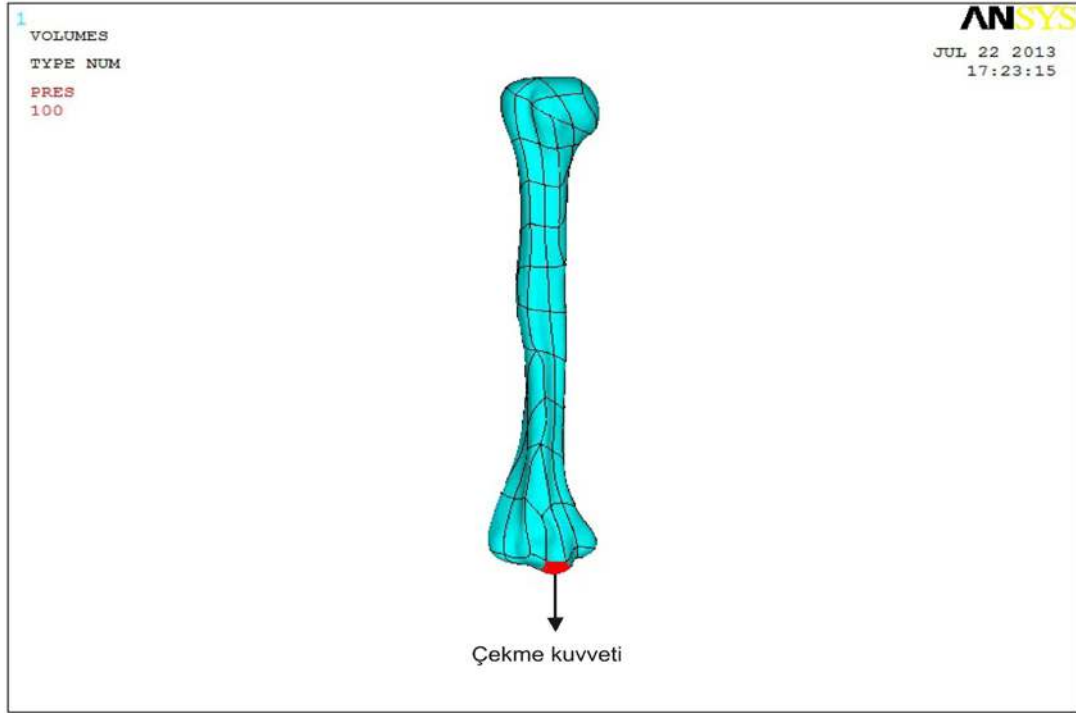
şekil 4.21. Basma gerilmesindeki min yer değiştirme

şekil 4.22'deki grafikte F kuvvetine göre maks. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıķa, maks. yer değiştirminin arttığı gözlenmiştir.



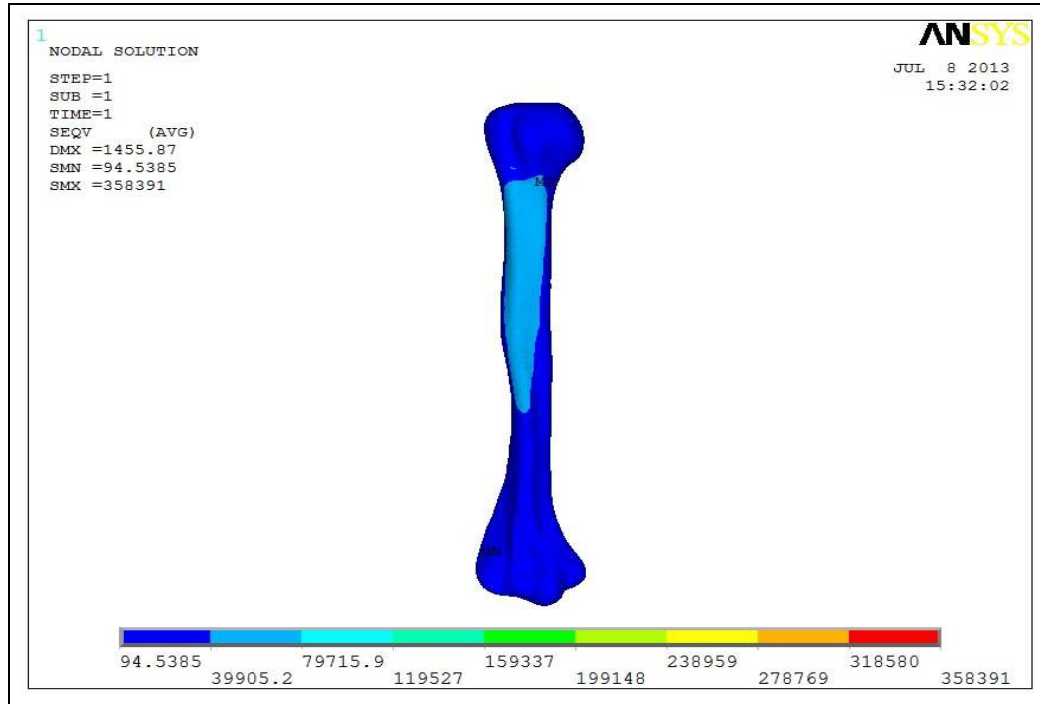
şekil 4.22. Basma gerilmesindeki maks. yer değiştirme

Çekme gerilmesinin meshi basma geriliminin mesh'i ile aynıdır. Sınır şartında kemiğin en üst kısmı sabitlenmiştir. Basma işleminde hangi prosedürler uygulanmış ise çekme gerilmesi içinde aynı adımlar uygulanmıştır. Tek fark kuvvet yönü olmuştur (Şekil 4.23).

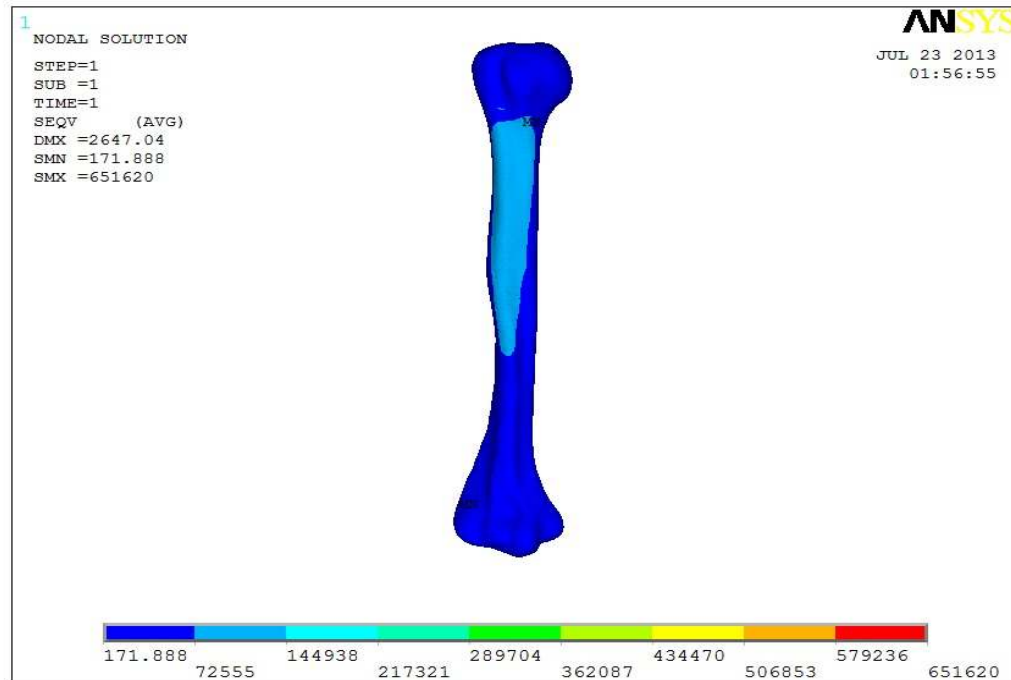


Şekil 4.23. Çekme gerilmesinin kuvvet yönü

Şekil 4.24 ve Şekil 4.25’de uygulanan kuvvetlere göre en düşük ve en yüksek gerilmelerdeki kemiğin yapısı şekillerdeki gibi gözlenmiştir. Şekil 4.24 ve şekil 4.25’de görüldüğü gibi çekme gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde oluşan maks. vonmises gerilmeleri 10000 N için 651620 Mpa iken 50 N için 358391 Mpa olarak gelmiştir. Ayrıca minimum vonmises gerilmeleri 10000 N için 171,888 Mpa iken 50 N için 94,5385 Mpa olarak bulunmuştur. Maksimum gerilme 10000 N olarak gözlemlenmiştir. Humerus kemiğine uygulanan çekme gerilmesinde maksimum gerilmeler kemiğin baş kısmına yakın yerde çıkmaktadır. Minimum gerilmeler ise kemiğin alt kısmında gözlemlenmiştir.



Şekil 4.24. Çekme gerilmesi modeli 50 N kuvvete maruz kalması durumunda oluşan maks. vonmises gerilme analizleri

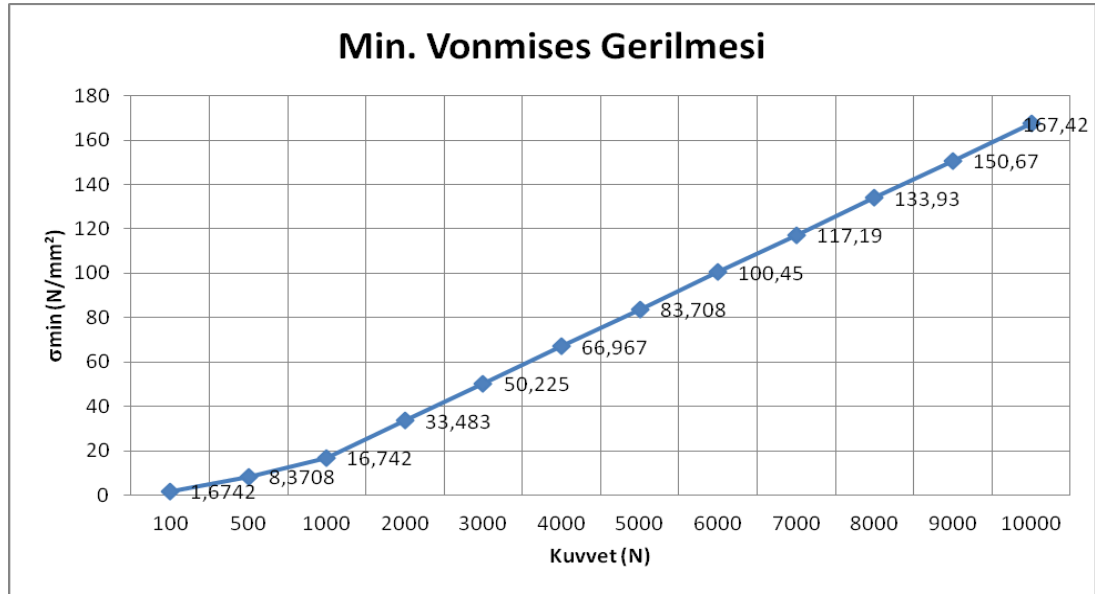


Şekil 4.25. Çekme gerilmesi modeli 10000 N kuvvete maruz kalması durumunda oluşan maks. vonmises gerilme analizleri

Çizelge 4.4. Çekme gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler

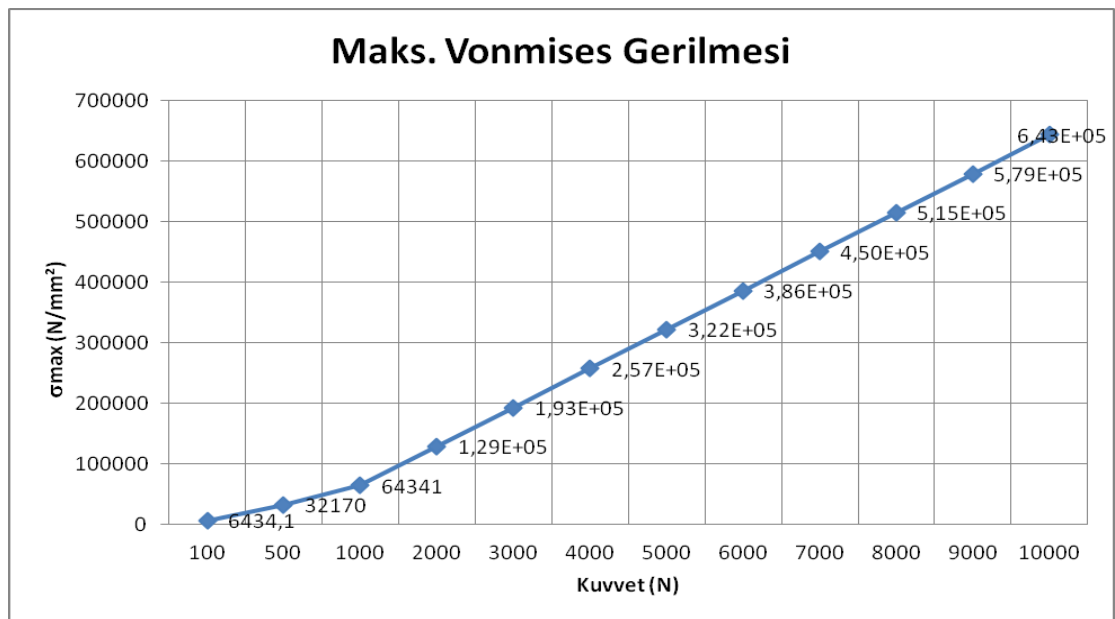
$F (N)$	σ_{min} (N/mm^2)	σ_{max} (N/mm^2)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	1.6742	6434.1	0.15481E-04	0.72057E-01
500	8.3708	32170.	0.77407E-04	0.36028
1000	16.742	64341.	0.15481E-03	0.72057
2000	33,483	0,12868E+06	0,30963E-03	1,4411
3000	50,225	0,19302E+06	0,46444E-03	2,1617
4000	66,967	0,25736E+06	0,61926E-03	2,8823
5000	83,708	0,32170E+06	0,77407E-03	3,6028
6000	100,45	0,38605E+06	0,92888E-03	4,3234
7000	117,19	0,45039E+06	0,10837E-02	5,0440
8000	133,93	0,51473E+06	0,12385E-02	5,7645
9000	150,67	0,57907E+06	0,13933E-02	6,4851
10000	167,42	0,64341E+06	0,15481E-02	72,057

Şekil 4.26'daki grafikte humerus kemiğine uygulanan çekme gerilmesinde F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



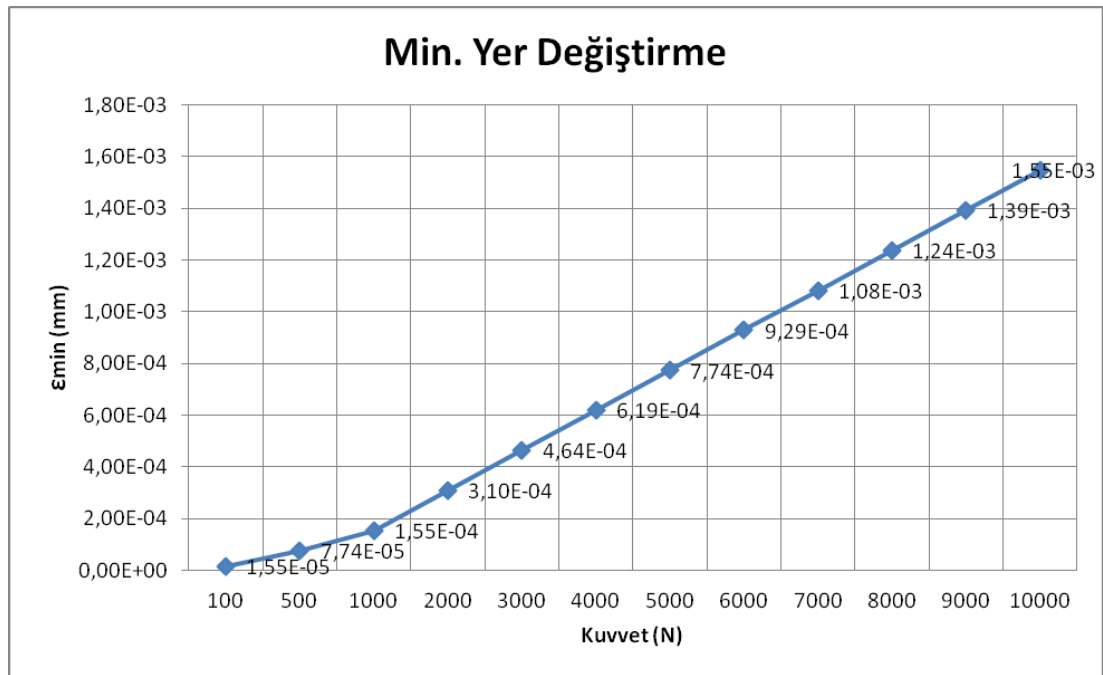
Şekil 4.26. Çekme gerilmesindeki min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.27'deki grafikte humerus kemiğine uygulanan çekme geriliminde F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



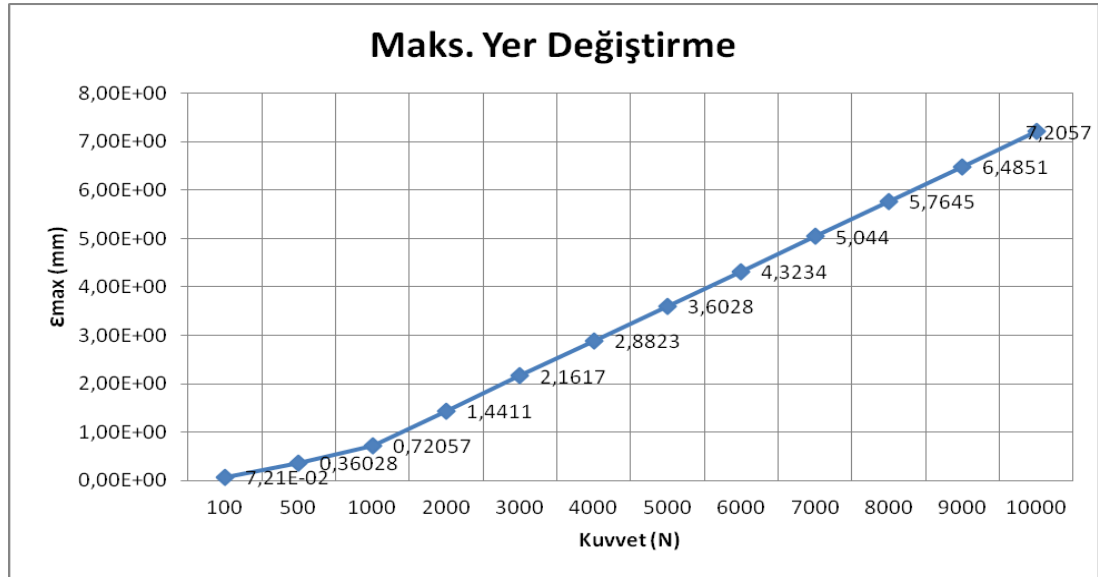
Şekil 4.27. Çekme gerilmesindeki maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.28'deki grafikte humerus kemiğine uygulanan çekme gerilmesinde F kuvvetine göre min. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değiştirmenin arttığı görülmüştür.



Şekil 4.28. Çekme gerilmesindeki min. yer değiştirme

Şekil 4.29'daki grafikte humerus kemiğine uygulanan çekme gerilmesinde F kuvvetine göre maks. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yer değiştirmenin arttığı görülmüştür.



Şekil 4.29. Çekme gerilmesindeki maks. yer değiştirme

4.2. Humerus Kemiğine Burulma Gerilmesinin Uygulanması

Bir ucu sabit diğer ucu serbest olan çubuğun serbest ucundan uygulanan moment ile çubukta oluşan şekil değişikliği ile burulma gerçekleşmiş olmaktadır (Şekil 4.30). Burulma gerilmesi;

$$T = \frac{M \times C}{I_p} \quad (4.3)$$

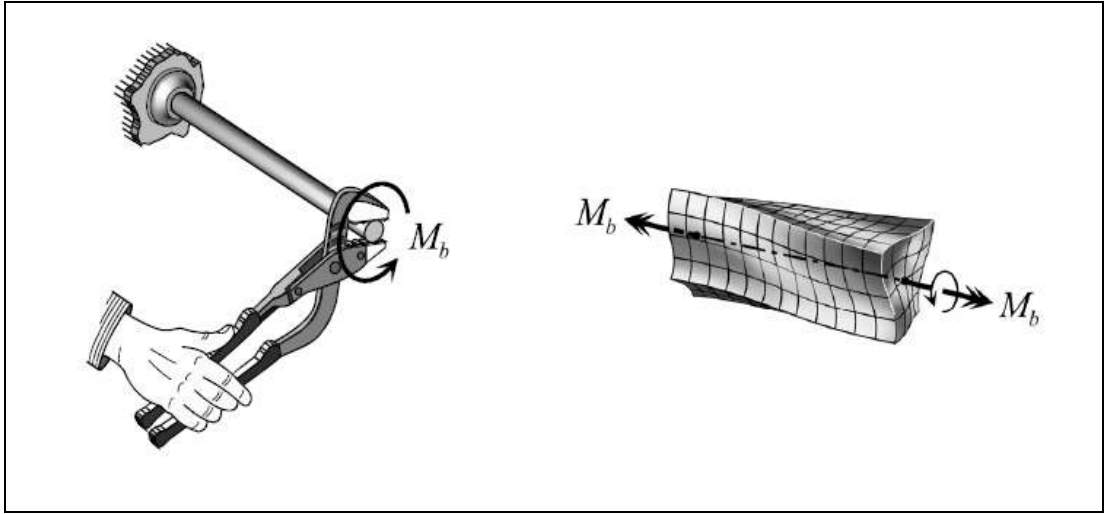
formülü ile hesaplanmaktadır (Eş.4.3). Burada;

T= Burulma gerilimi (Nmm),

M= Burulma moment (Nmm),

C= Kesitin en dış noktasının merkeze olan uzaklığı (mm),

I_p= Polar alan atalet momenti (Nmm), 'dir.



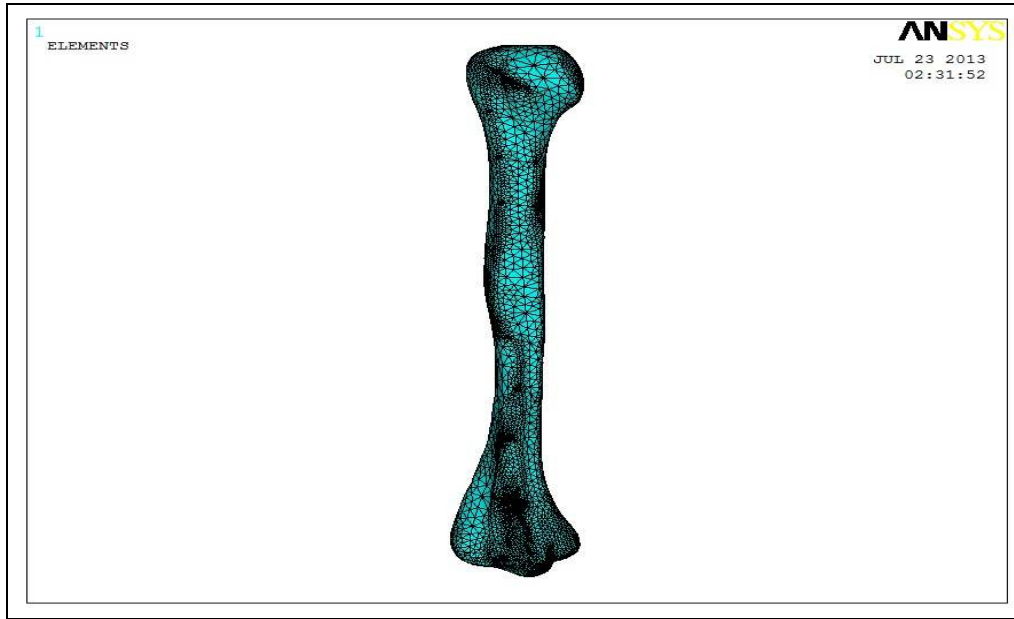
Şekil 4.30. Burulma gerilmesi

Burulma gerilmesinin uygulanması için kemik baş kısmından sabitlenerek, kemiğin en şişman ve en çıkıntı noktasına burulma kuvveti uygulanmıştır. Buradaki amaç en kritik yere en fazla kuvvet uygulayıp moment artırmaktır. Burulma gerilmesi oluşturan kuvvetler sistematik aralıklarla uygulanmıştır (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. Burulma gerilmesi için uygulanan kuvvetler

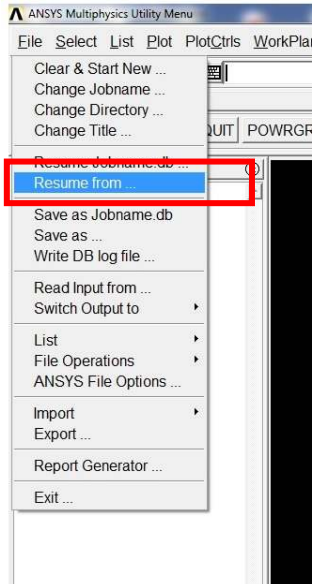
Deney Numarası	BURULMA GERİLMESİ Uygulanan F kuvveti (N)
1	100
2	200
3	300
4	400
5	500
6	600
7	700
8	800
9	900
10	1000
11	1500
12	2000
13 ile 26 arasında olan deneylerde 500'er N aralıklarla F kuvveti uygulanmıştır.	.
	.
	.
27	9500
28	10000

Kemiğe burulma gerilmesini uygulamak için optimum mesh yapılmıştır. Basma gerilmesindeki mesh kullanılmıştır. (Şekil 4.31).



Şekil 4.31. Burulma gerilmesi modelinin mesh yapısı

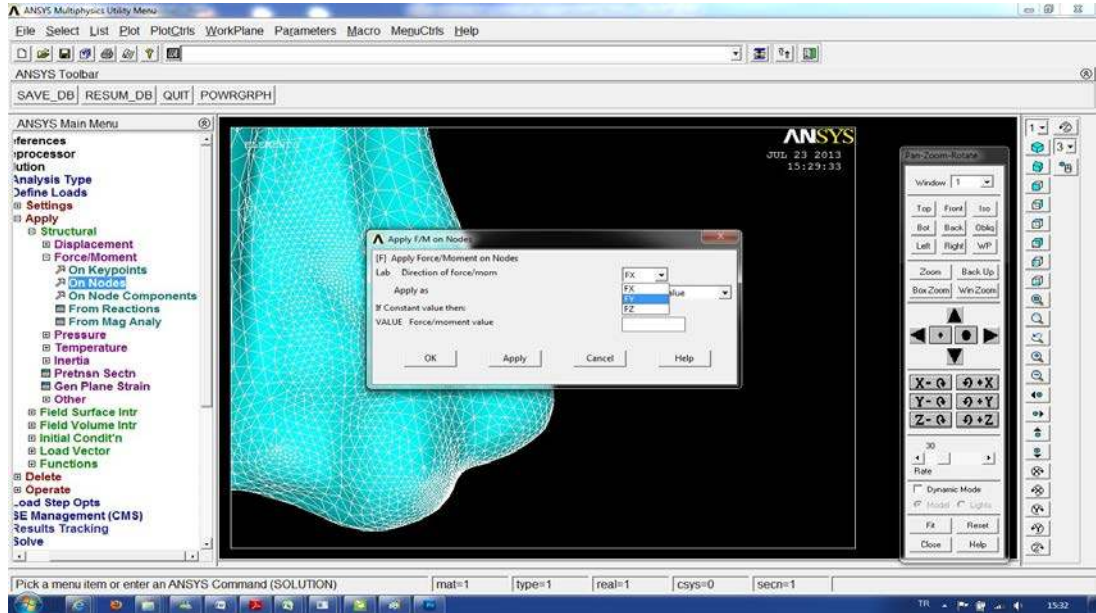
Burulma gerilmesini uygulamak için burulma için hazırlanan model çağırılır (Şekil 4.32).



Şekil 4.32. Burulma gerilmesi modelinin çağırılması

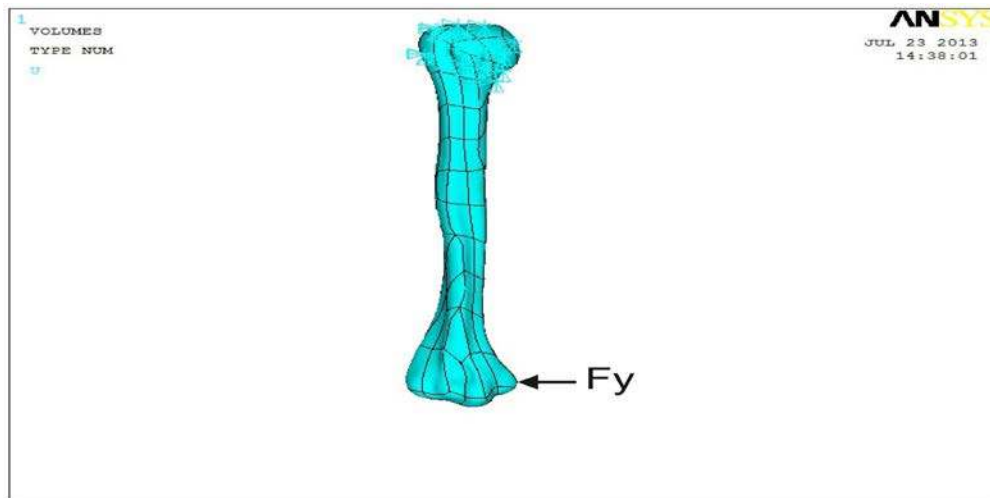
Model çağırıldıktan sonra *solution* menüsünden, *define loads*, *apply structural*, *force moment* sekmesine gelinir. *On nodes* sekmesi seçilerek kuvvet uygulama sekmesi

gelmiştir. Burada önemli olan uygulanacak kuvvet yönüdür. F_y yönünde seçim yapılarak kuvvet değeri girilmiştir (Şekil 4.33).



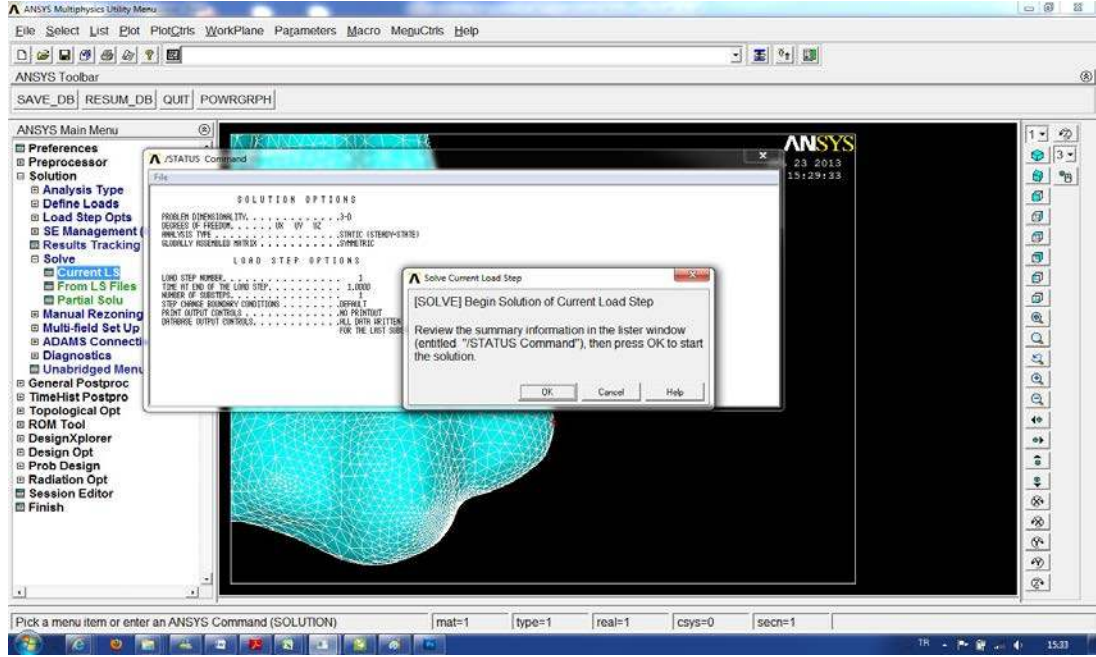
Şekil 4.33. Burulma momentinde kuvvet yönünün seçilmesi

Humerus kemiği burulma gerilimi için kemiğin baş kısmından yani omuz ile bağlantılı olan kısmından sabitleştirilmiştir. Aynı zamanda kuvvet uygulaması Şekil 4.34’de görülmektedir.



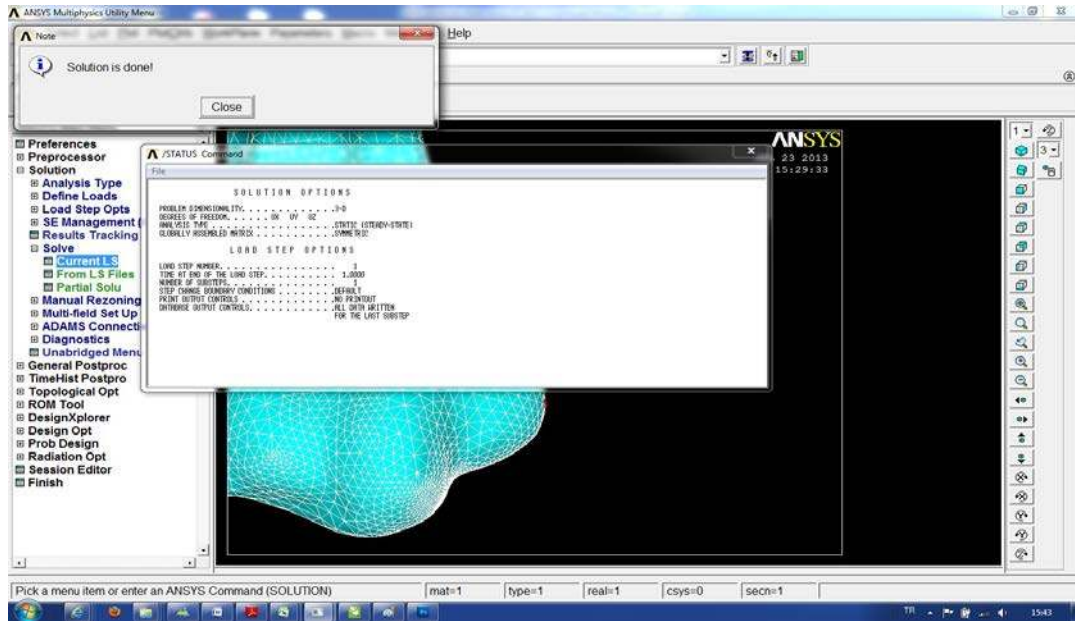
Şekil 4.34 Burulma gerilmesi modeline uygulanan kuvvet

Kuvvet uygulanan humerus kemiği çözümleme aşamasına gelmiştir. Çözümleme *solve* sekmesinden *current ls* kısmında yapılmaktadır. Çözümleme aşamasında çıkan uyarı mesajına OK denildiği anda çözümleme başlamaktadır (Şekil 4.35).



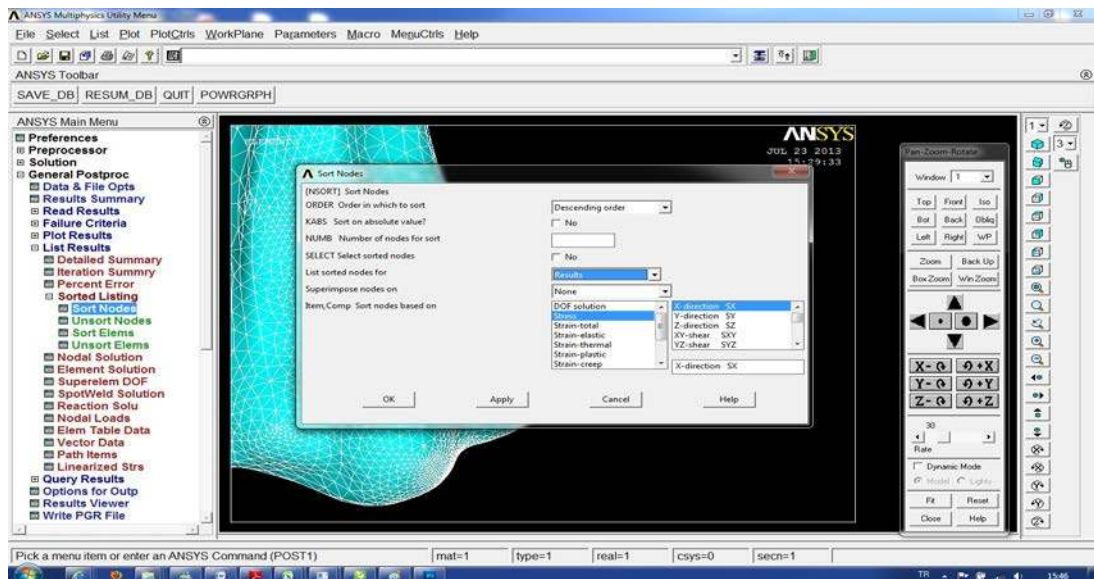
Şekil 4.35. Burulma gerilmesi modelinin çözülme aşaması

Herbir analiz Çözümü yaklaşık olarak 45 dakika sürmektedir. Ekranda çıkan ibareye OK denildiğinde çıkan çözümlemeyi kaydetmeye hazırdır (Şekil 4.36).



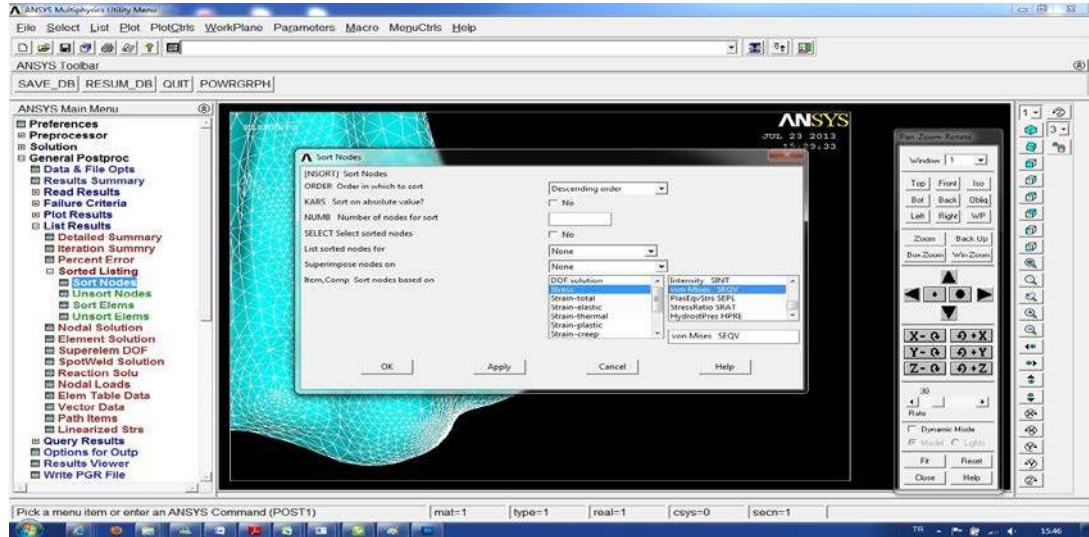
Şekil 4.36. Burulma gerilmesi modelinin çözümünün tamamlanması

Yapılan çözümlerden sonra *general postproc* sekmesinden *list result, sorted listing, sort nodes* sekmesinden stress gerilmelerinden S_x , S_y ve S_z koordinatlarındaki gerilmeler çözümlenmiştir (Şekil 4.37).



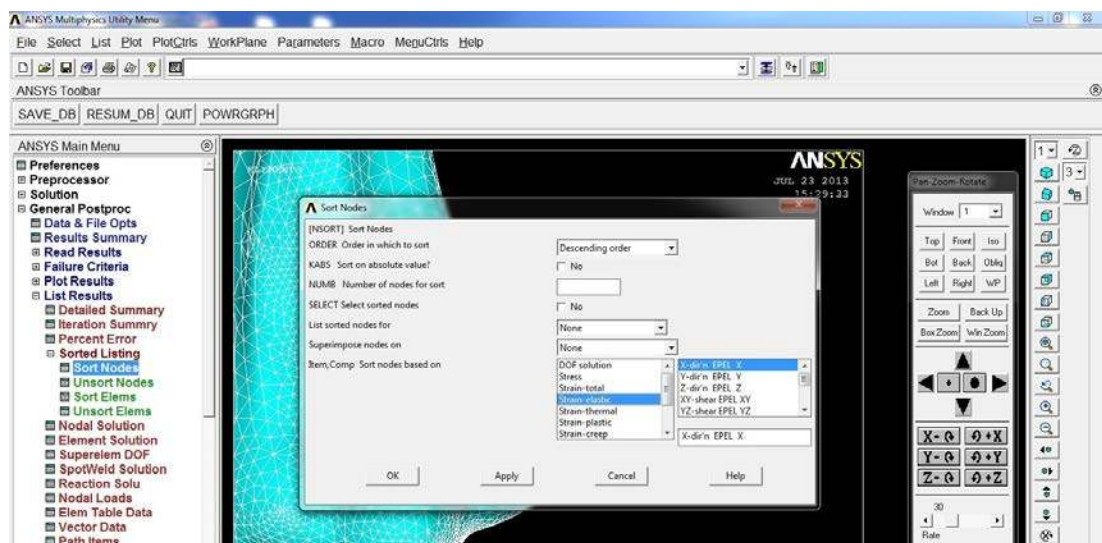
Şekil 4.37. Burulma gerilmesi modelinde stress gerilmesinde S_x , S_y ve S_z incelenmesi

Stress için *vonmises* değerine bakılarak yük uygulama anında maks. ve min. durumları incelenmiştir (Şekil 4.38).



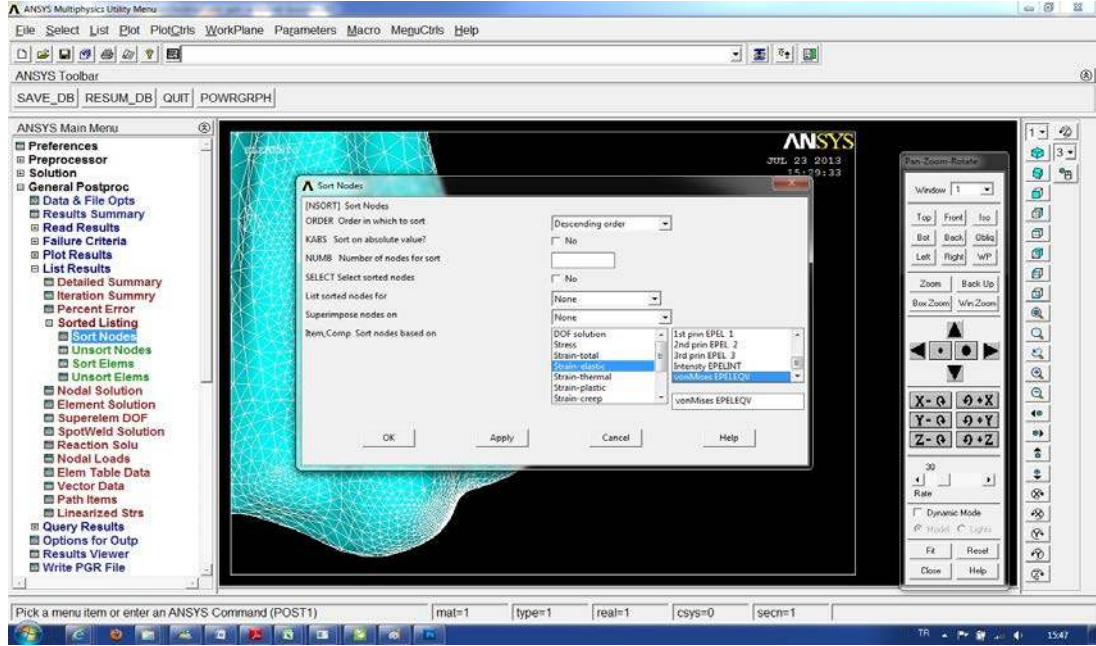
Şekil 4.38. Burulma gerilmesinde vonmises gerilmesinin incelenmesi

Strain elastic için *general postproc* sekmesinden *list result*, *sorted listing*, *sort nodes* sekmesinden *strain* gerinimlerinden *Epel X*, *Epel Y* ve *Epel Z*'deki yer değiştirmeler incelenmiştir (Şekil 4.39).



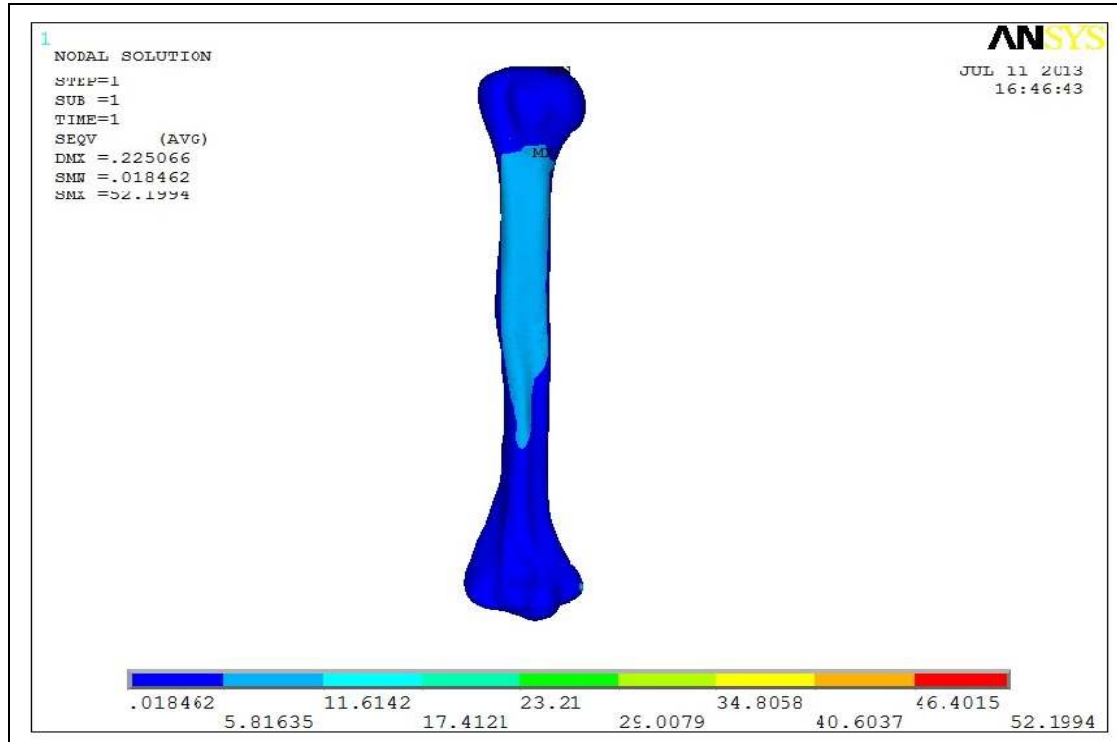
Şekil 4.39. Burulma gerilmesinde strain gerinimlerinde *Epel X*, *Epel Y* ve *Epel Z* koordinatlardaki yer değiştirme

Ayrıca strain gerinimi için maks. ve min. yer değiştirme gerinimlerine de bakılmıştır (Şekil 4.40).

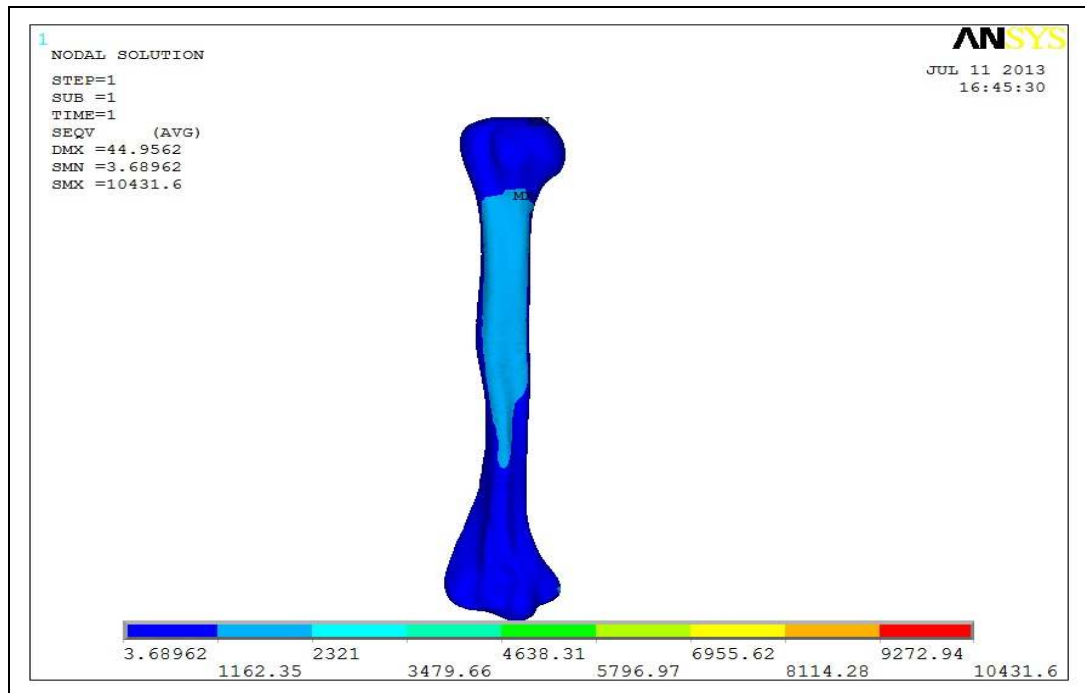


Şekil 4.40. Burulma gerilmesi modelinde Strain elastic geriniminde vonmises gerilmesinin incelenmesi

Şekil 4.41 ve Şekil 4.42’de uygulanan kuvvetlere göre en düşük ve en yüksek gerilmedeki kemiğin yapısı şekillerdeki gibi gözlenmiştir. Şekillerde görüldüğü gibi burulma gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde oluşan maksimum vonmises gerilmeleri 10000 N için 10431,6 Mpa birim iken 100 N için 52,1994 Mpa birim olarak gelmiştir. Ayrıca minimum vonmises gerilmeleri 10000 N için 3,68962 Mpa birim iken 100 N için 0,018462 Mpa birim olarak bulunmuştur. Maksimum gerilme 10000 N’da olduğu gözlemlenmiştir. Humerus kemiğine uygulanan burulma gerilmesinde maksimum gerilmeler kemiğin shaft kısmına doğru çıkmaktadır. Minimum gerilmeler ise kemiğin sabitlendiği yerde gözlemlenmiştir.



Şekil 4.41. Burulma gerilmesi modeline 100 N kuvvet uygulandığında oluşan gerilme analizi



Şekil 4.42. Burulma gerilmesi modeline 10000 N kuvvet uygulandığında oluşan gerilme analizi

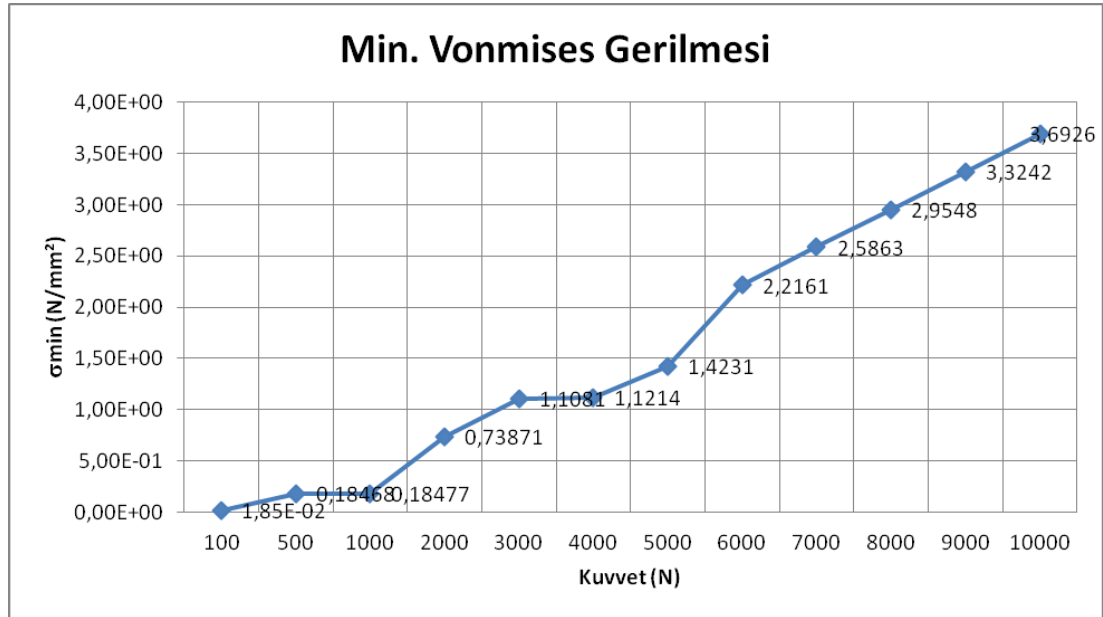
Burulma gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler Çizelge 4.6’da verilmiştir.

Çizelge 4.6. Burulma gerilmesindeki başlıca gerilme ve gerinimler

$F (N)$	σ_{min} (N/mm^2)	σ_{max} (N/mm^2)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	0,18477E-01	51,547	0,16804E-06	0,83822E-03
500	0,18468	515,23	0,16796E-05	0,62774E-02
1000	0,18477	515,47	0,16804E-05	0,83822E-02
2000	0,73871	2060,9	0,67183E-05	0,25110E-01
3000	1,1081	3091,4	0,10078E-05	0,37664E-01
4100	1,1214	4215,7	0,67218E-05	0,38529E-01
5100	1,4231	5020,4	0,84022E-05	0,41911E-01
6000	2,2161	6182,8	0,20155E-04	0,51285E-01
7100	2,5863	7184,3	0,21763E-04	0,58675E-01
8000	2,9548	8243,7	0,26873E-04	0,10044
9000	3,3242	9274,2	0,30233E-04	0,11299
10000	36,926	10301,	0,33583E-04	0,11559

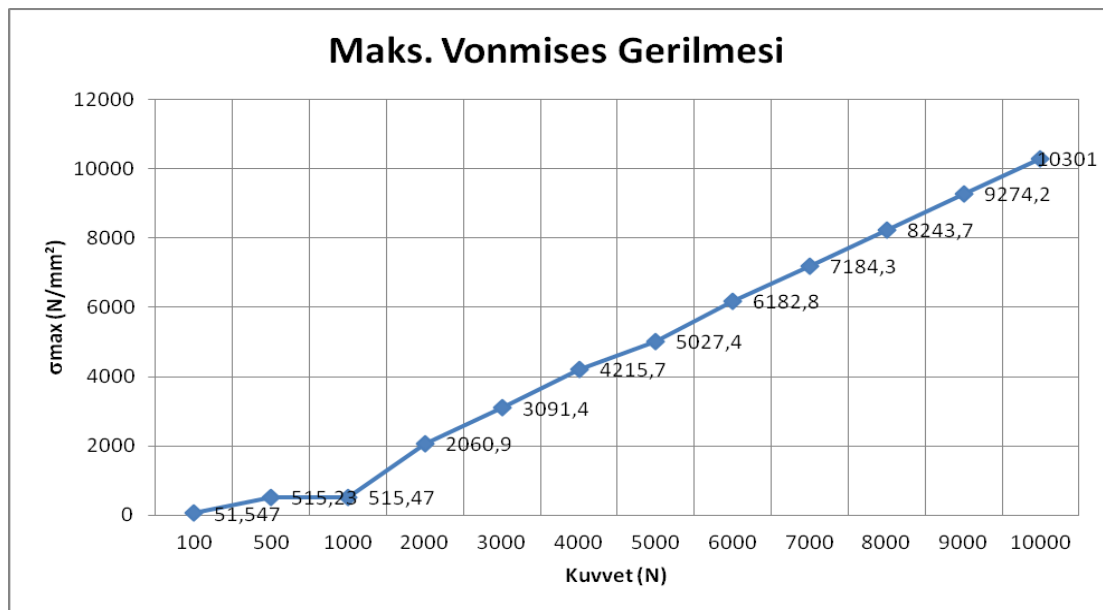
Bunlara gerinim ve gerilimlere vonmises ve yerdeğiştirme durumlarını gösteren grafikler oluşturulmuştur.

Şekil 4.43’deki grafikte humerus kemiğine uygulanan burulma gerilmesindeki F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinin arttığı görülmüştür.



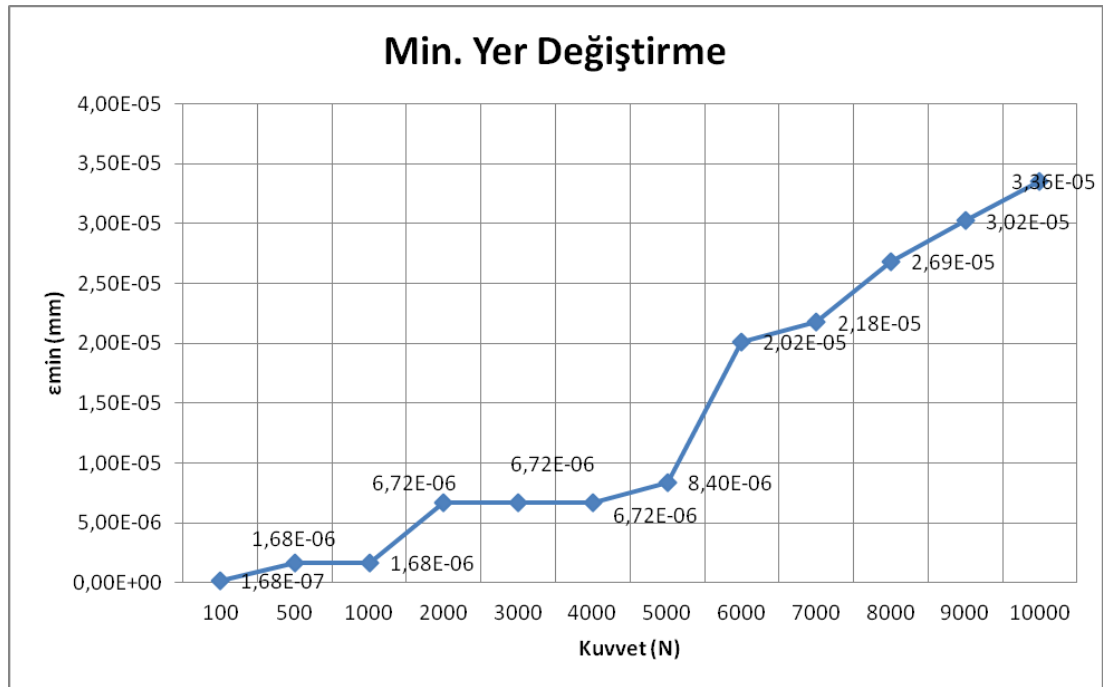
Şekil 4.43. Burulma gerilmesindeki min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.44'deki grafikte humerus kemiğine uygulanan burulma gerilmesindeki F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. vonmises gerilmesinin arttığı görülmüştür.



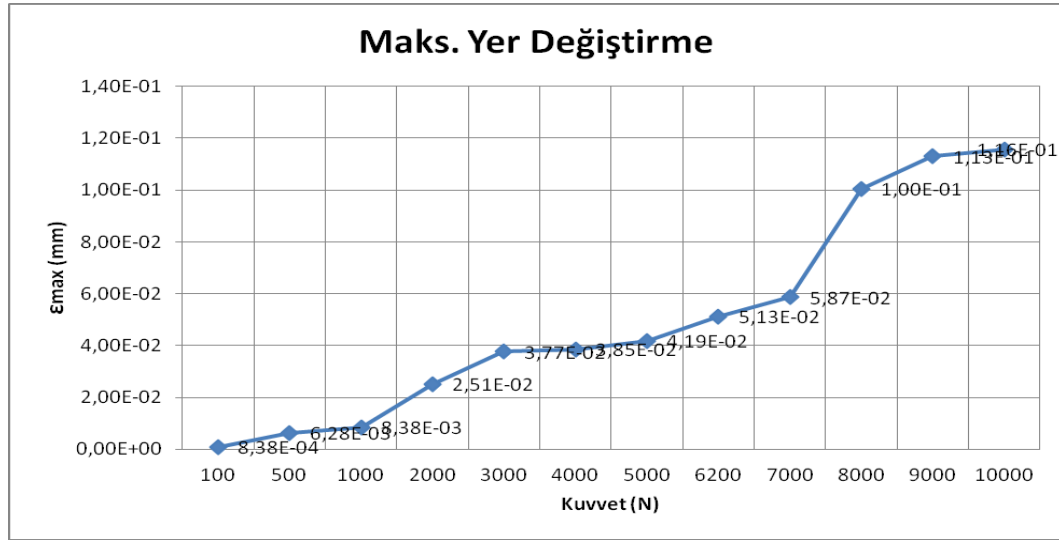
Şekil 4.44. Burulma gerilmesindeki max vonmises gerilmesi

Şekil 4.45'deki grafikte humerus kemiğine uygulanan burulma gerilmesindeki F kuvvetine göre min. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değiştirmenin arttığı görülmüştür.



Şekil 4.45. Burulma gerilmesindeki min. yer değiştirme

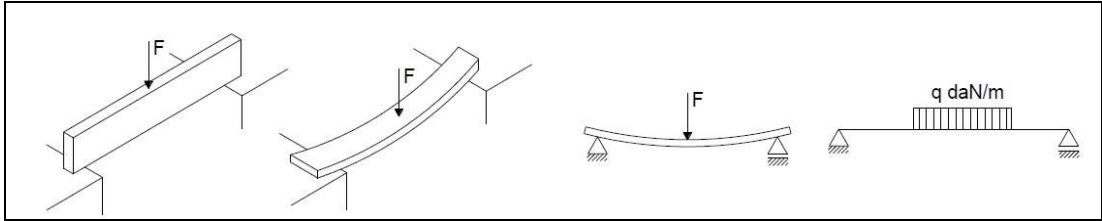
Şekil 4.46'daki grafikte humerus kemiğine uygulanan burulma gerilimindeki F kuvvetine göre maks. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yer değiştirmenin arttığı görülmüştür.



Şekil 4.46. Burulma gerilmesindeki maks. yer değiştirme

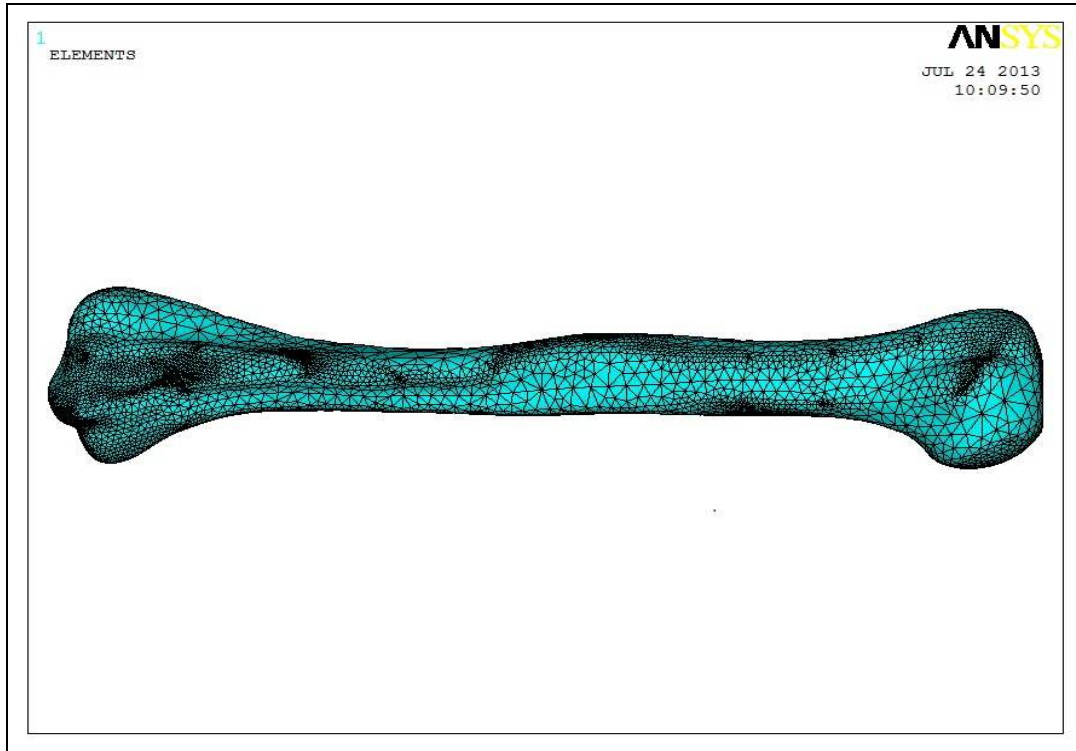
4.3. Kemiğe Eğilme Gerilmesinin Uygulanması

Bir çubuğun eğilmeye zorlanması bu çubuktaki kuvvet eksenine dik olacak şekilde bir F kuvvetinin etki etmesi ile olur. Eğilme gerilmesi sonucunda da çubuk eksenini eğri hale gelmiş olur (Şekil 4.47).



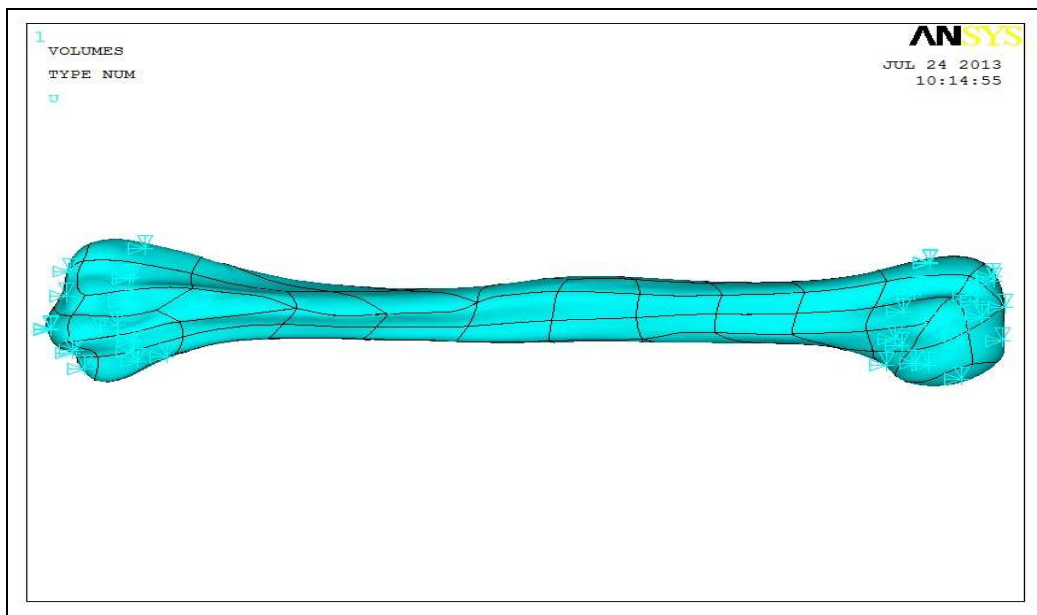
Şekil 4.47. Eğilme gerilmesi

Eğilme gerilmesini uygulamak için eğilme gerilmesi modelinin meshi birim alana göre gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.48).



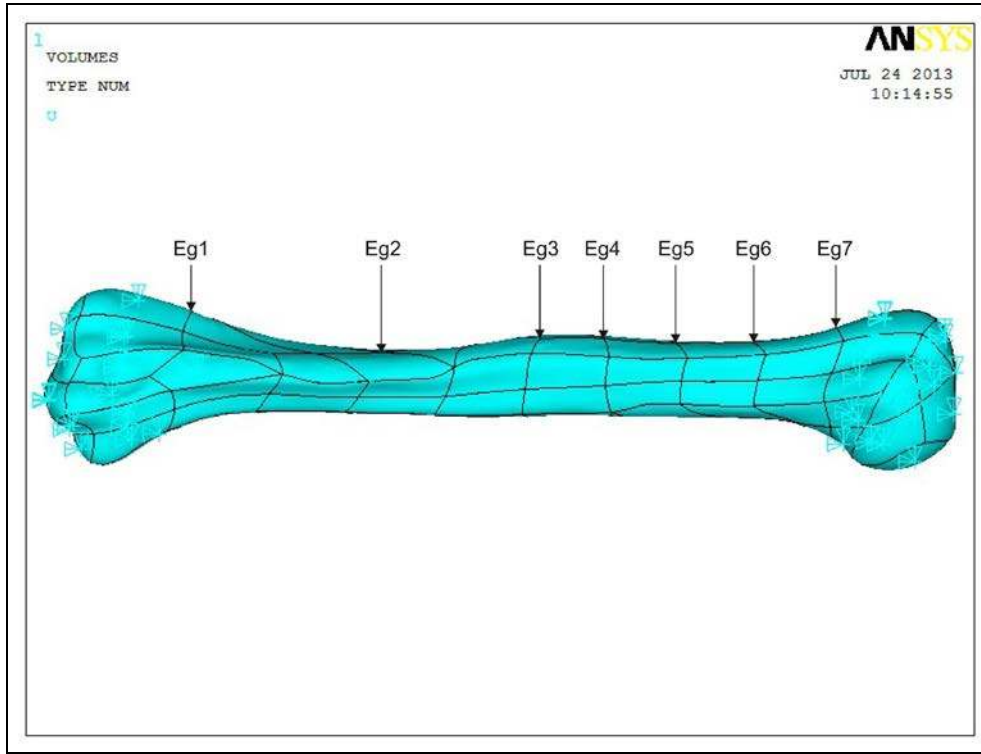
Şekil 4.48. Eğilme gerilmesi modeli için mesh yapısı

Ayrıca eğilme gerilmesi kuvvetinin uygulanması için sınır şartları kemiğin her iki ucundan sabitleştirilerek gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.49).



Şekil 4.49. Eğilme gerilmesi modelinin sınır şartı

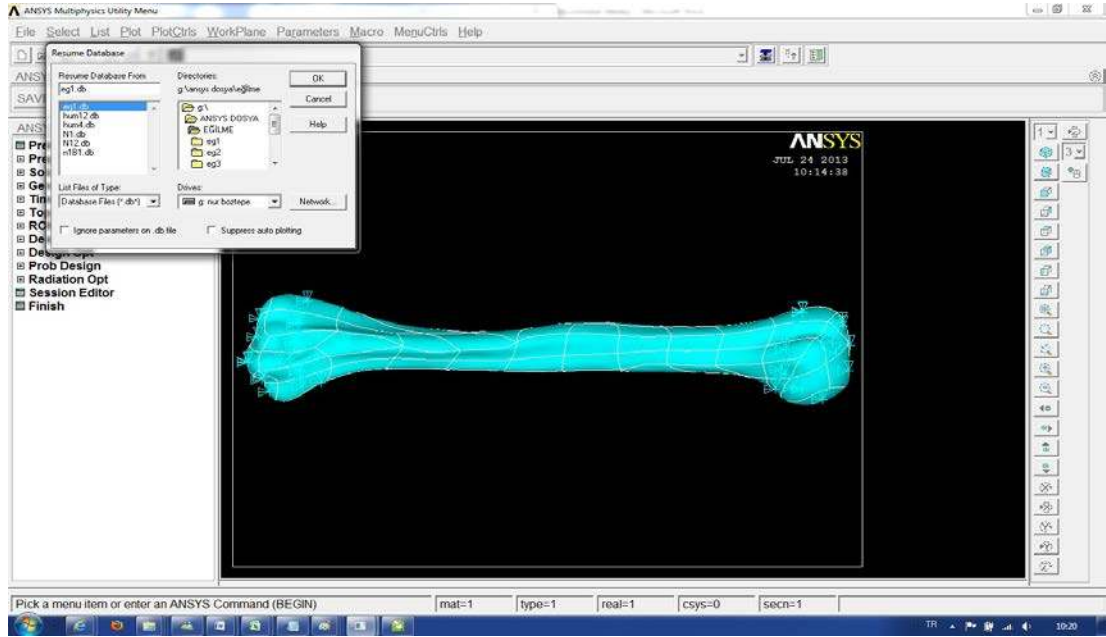
Eğilme gerilmesi modeli oluşturulurken eleman sayısı azaltılmıştır. Buradaki amaç, kemiğin boyuna göre 5 aralık ve bu 5 aralığa göre farklı olarak eğilme kuvveti belirlemektir. Bu kuvvetlere göre de gerilme değerlerini gözlemlemektir. Kemiğin destek noktalarından ne kadar ileriye gidildikçe uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlı oluşan gerilme ve yerini belirlemeye çalışılmıştır. Kuvvet uygulanan aralıklar Şekil 4.50’de gösterilmiştir.



Şekil 4.50. Eğilme gerilmesinin uygulandığı noktalar

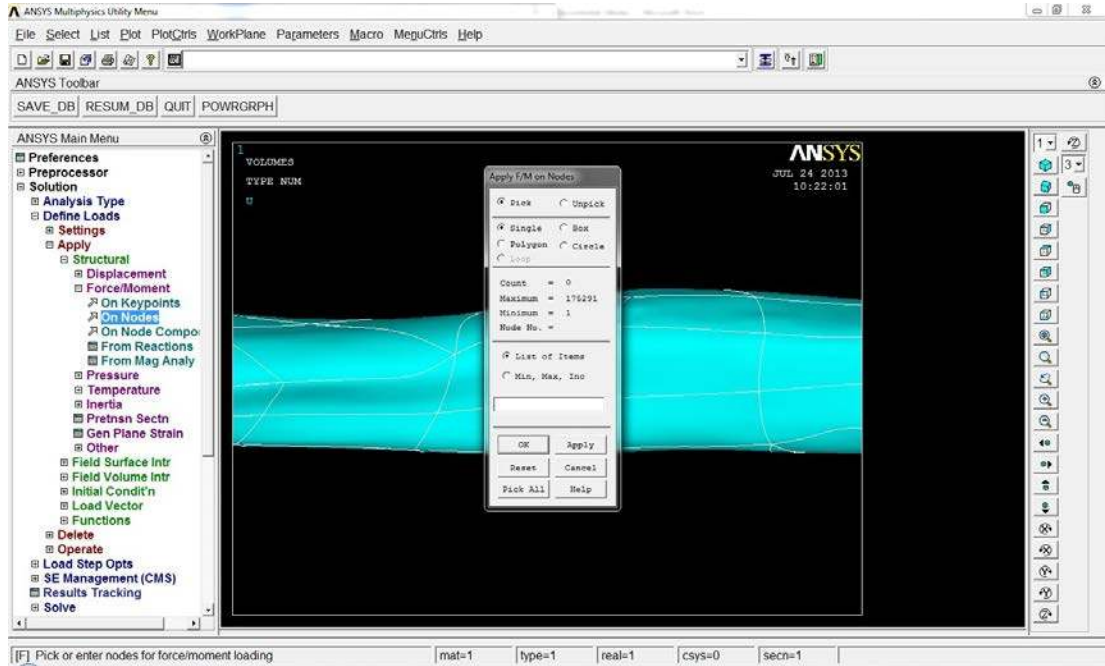
Eğilme modelinde gerilme 1. ve 7. noktalar hariç tutularak 2. , 3. , 4. , 5. , ve 6. noktalarına uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler 100, 200, 300, 400, 500, 750, 1000, 1250, 1500, 1750, 2000, 2500, 3000, 3500, 4000, 5000, 6000, 7000, 8000, 9000, 10000 N olarak uygulanmıştır.

Humerus kemiğine uygulanan eğilme gerilmesi için öncelikle eğilme için hazırlanan eleman sayısı azaltılmıştır ve birim alana göre mesh oluşturularak model çağırılmıştır (Şekil 4.51).



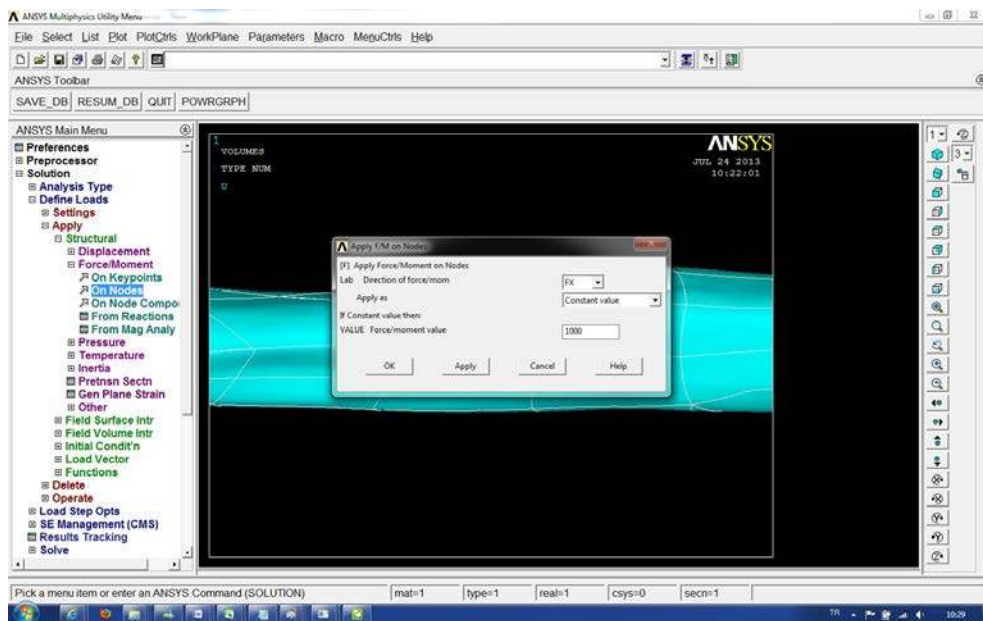
Şekil 4.51. Eğilme gerilmesi modelinin çağırılması

Model çağırıldıktan sonra *solution* menüsünden, *define loads, apply structural, force moment* sekmesine gelinir. *On nodes* sekmesi seçilerek kuvvet uygulama sekmesi gelmiştir (Şekil 4.52).



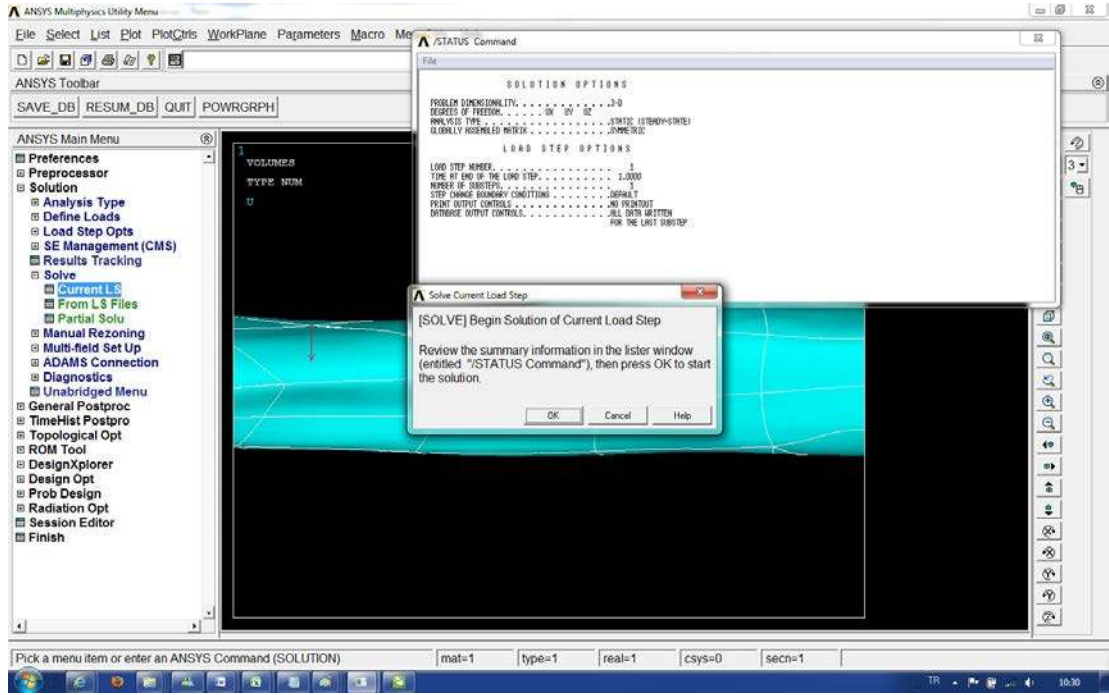
Şekil 4.52. Eğilme gerilmesi modeline kuvvet uygulanması

Burada önemli olan uygulanacak kuvvet yönüdür. F_x yönünde seçim yapılarak kuvvet değeri girilmiştir (Şekil 4.53).



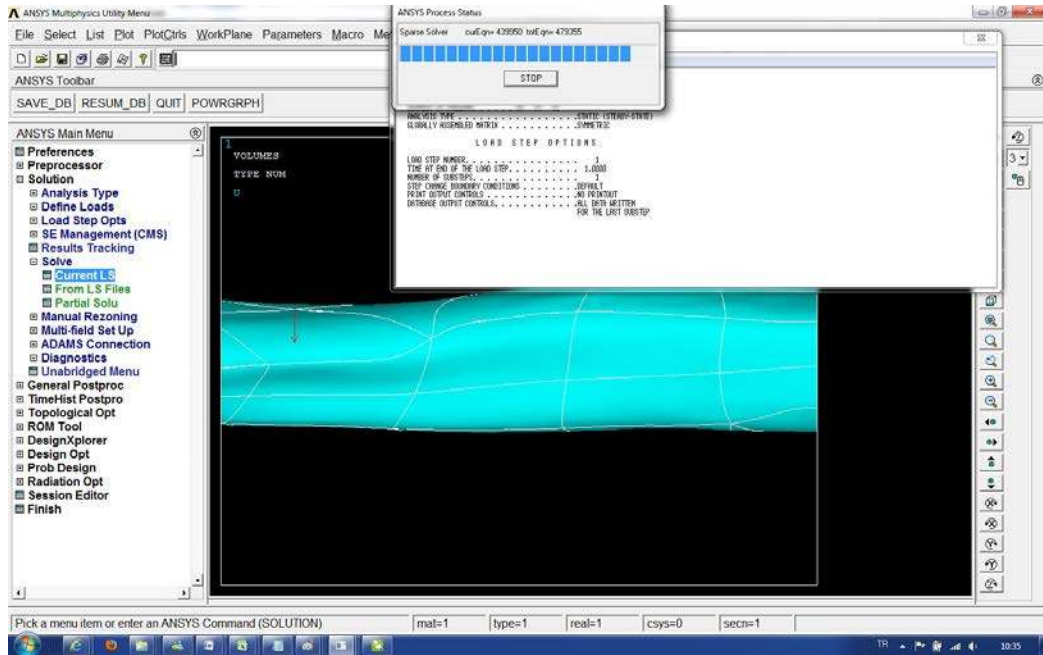
Şekil 4.53. Eğilme gerilmesi modelinde kuvvet yönünün seçimi

Kuvvet uygulanan humerus kemiği çözümleme aşamasına gelmiştir. Çözümleme *solve* sekmesinden *current ls* kısmında yapılmaktadır. Çözümleme aşamasında çıkan uyarı mesajına ok denildiği anda çözümleme başlamaktadır (Şekil 4.54).



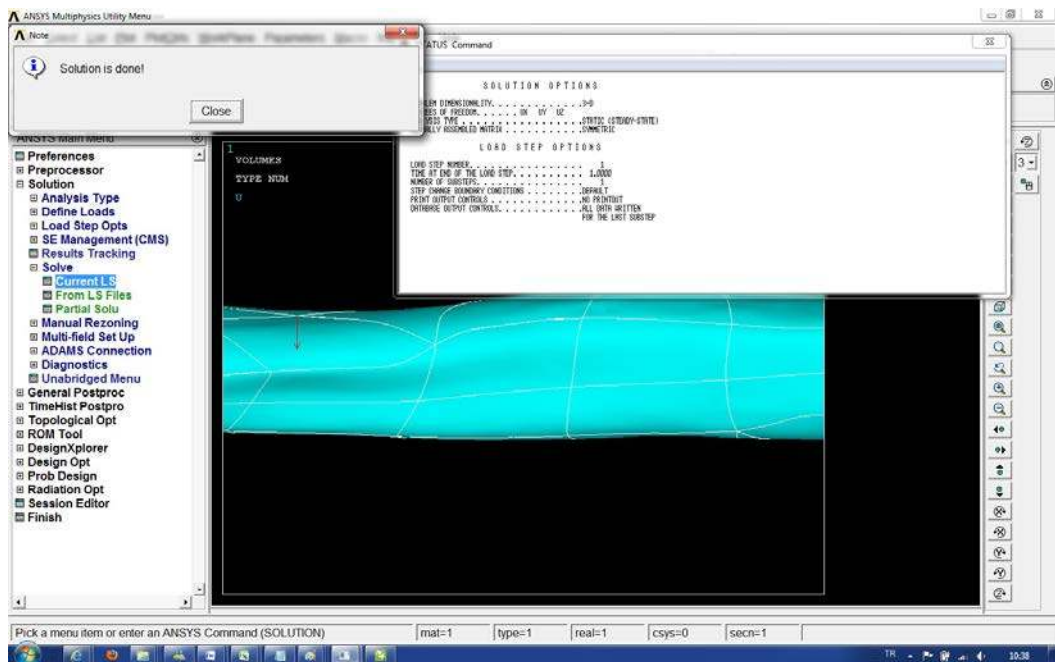
Şekil 4.54. Eğilme gerilmesi modelinin çözülme aşaması

Çözümleme yaklaşık olarak 45 dakika sürmektedir (Şekil 4.55).



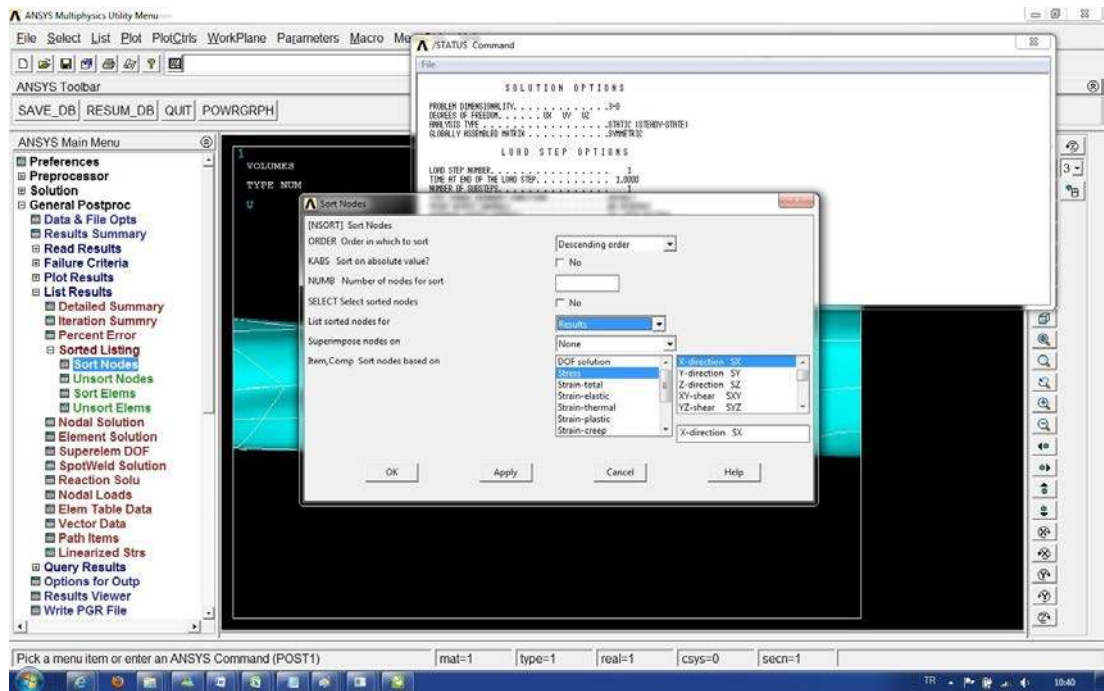
Şekil 4.55. Eğilme gerilmesi modelinin çözümleme süreci

Ekranda çıkan ibareye OK denildiğinde çıkan çözümlemeyi kaydetmeye hazırdır (Şekil 4.56).



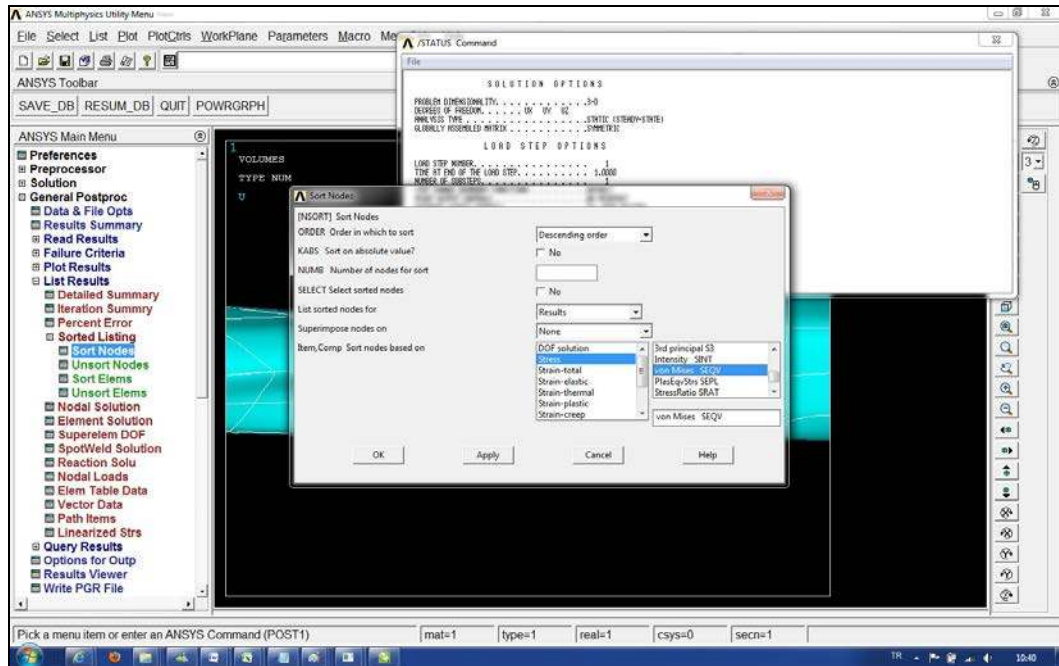
Şekil 4.56. Eğilme gerilmesi modelinin çözümünün tamamlanması

Yapılan çözümlerden sonra *general postproc* sekmesinden *list result, sorted listing, sort nodes* sekmesinden *stress* gerilmelerinden S_x , S_y ve S_z koordinatlarındaki gerilmeler çözümlenmiştir (Şekil 4.57).



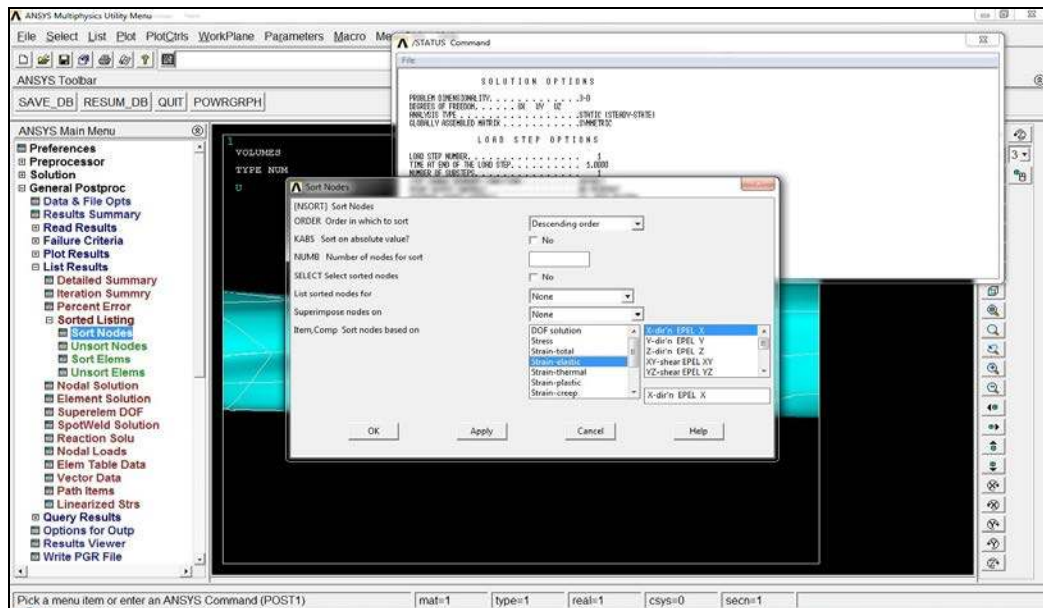
Şekil 4.57. Eğilme gerilmesi modelinde *stress* gerilmesinde S_x , S_y ve S_z incelenmesi

Stress için vonmises değerine bakılarak yük uygulama anında max. ve min. gerilme durumları incelenmiştir (Şekil 4.58).



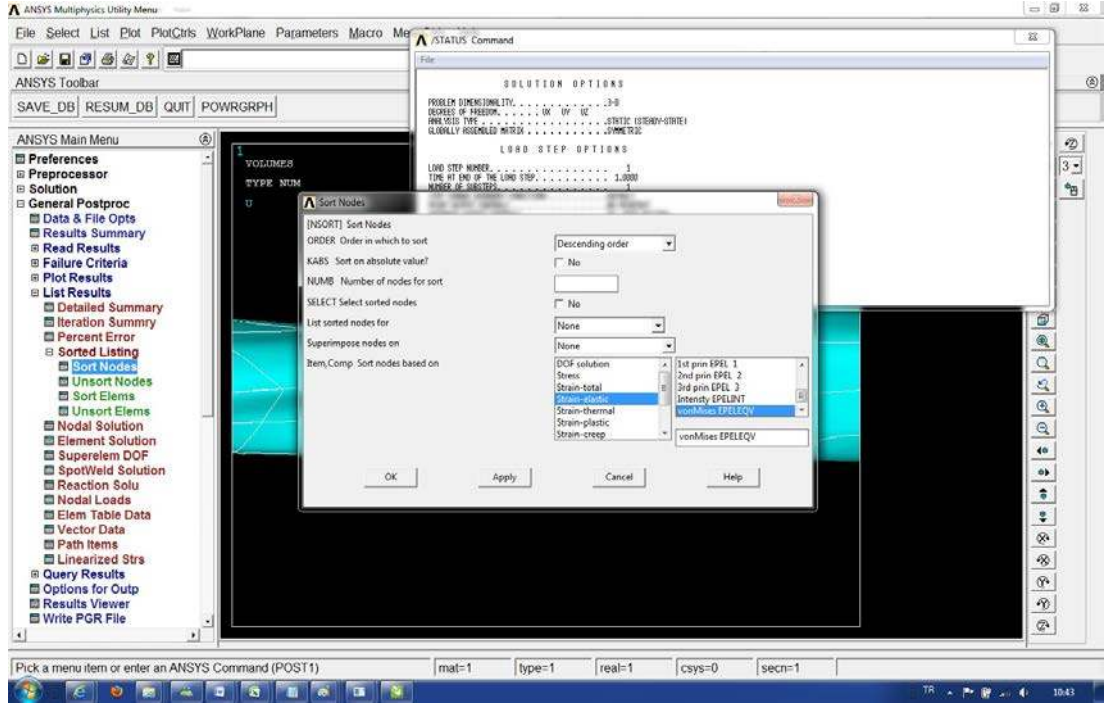
Şekil 4.58. Eğilme geriliminde vonmises gerilmesinin incelenmesi

Strain elastic için *general postproc* sekmesinden *list result, sorted listing, sort nodes* sekmesinden *strain* gerinimlerinden *Epel X*, *Epel Y* ve *Epel Z*'deki yer değiştirmeler incelenmiştir (Şekil 4.59).



Şekil 4.59. Eğilme geriliminde strain geriniminde Epel X, Epel Y ve Epel Z koordinatlardaki yer değiştirme

Ayrıca strain gerinimi için maks. ve min. yer değiştirme gerinimine de bakılmıştır (Şekil 4.60).



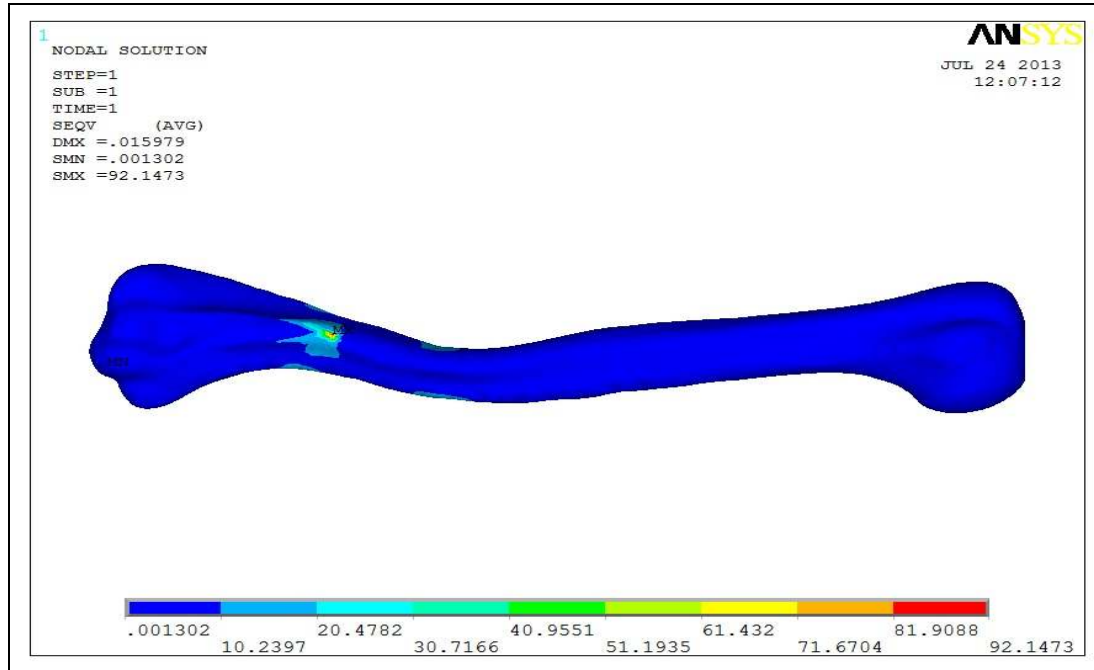
Şekil 4.60. Eğilme gerilmesinde strain geriniminde vonmises gerilmesinin incelenmesi

Eğilme gerilmesi modelinde 5 Noktaya tek çeşit yük uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet değeri 1000 N'dur. 1000 N kuvvet uygulandığında kemikte oluşan deformasyonlar incelenmiştir (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8. Eğilme gerilmesi modelinin noktalarına uygulanan 1000 N kuvvetteki maks. – min. vonmises gerilmesi ve yer değıştirmesi

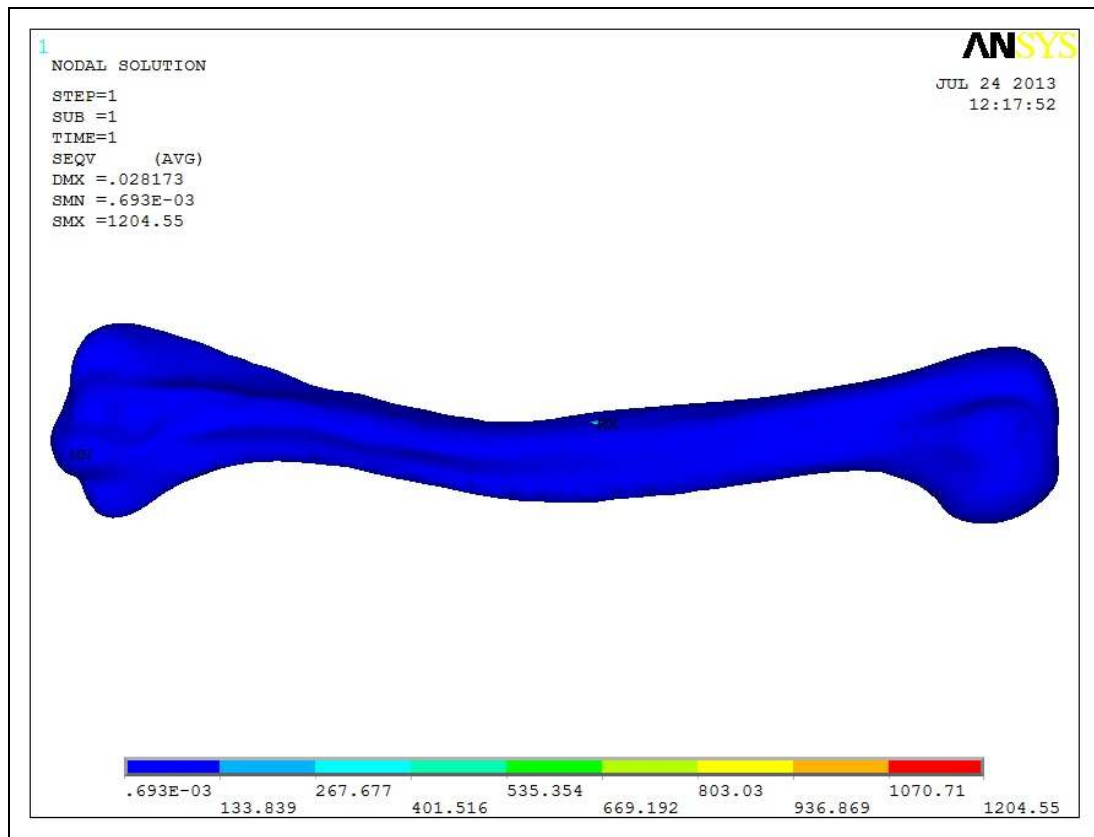
NOKTA	$F (N)$	σ_{min} (N/mm^2)	σ_{max} (N/mm^2)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
2	1000	0,12936E-02	93,412	0,11809E-07	0,11639E-02
3	1000	0,68472E-03	919,19	0,62452E-08	0,10972E-01
4	1000	0,52192E-03	107,98	0,47481E-08	0,16231E-02
5	1000	0,27003E-03	39,292	0,24593E-08	0,68426E-03
6	1000	0,47690E-04	37,009	0,43393E-09	0,48658E-03

Uygulanan kuvvete göre en düşük ve en yüksek gerilmedeki kemiğin yapısı şekil 4.61 gibi gözlenlenmiştir. Eg2 noktasına uygulanan 1000 N eğilme gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde maks. gerilmenin 92.1473 MPa olduğu, min vonmises geriliminin ise 0.001304 MPa olduğu görülmüştür. Min. gerilmeye maruz kalan yer humerus kemiğinin sabitleştirildiği yerde iken, maks. gerilmenin kemiğin Eg1 ile Eg2 noktaları arasında olduğu tespit edilmiştir.



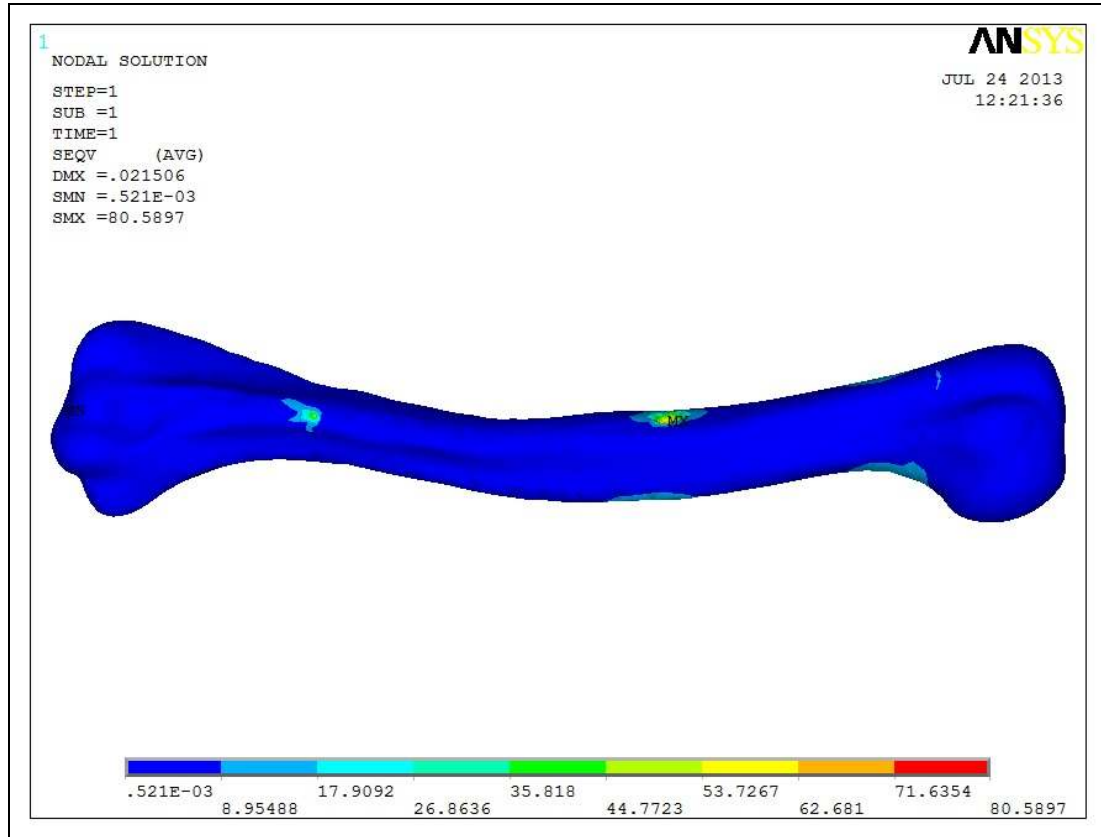
Şekil 4.61. Eg2 Noktasına uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü

Uygulanan kuvvete göre en düşük ve en yüksek gerilmedeki kemiğin yapısı şekil 4.62 gibi gözlenlenmiştir. Eg3 noktasına uygulanan 1000 N eğilme gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde maks. gerilmenin 1204.55 MPa olduğu, min. vonmises gerilmesinin ise 0.693E-03 MPa olduğu görülmüştür. Min. gerilmeye maruz kalan yer humerus kemiğinin sabitleştirildiği yerde iken, maks. gerilmenin kemiğin Eg3 noktasında olduğu tespit edilmiştir.



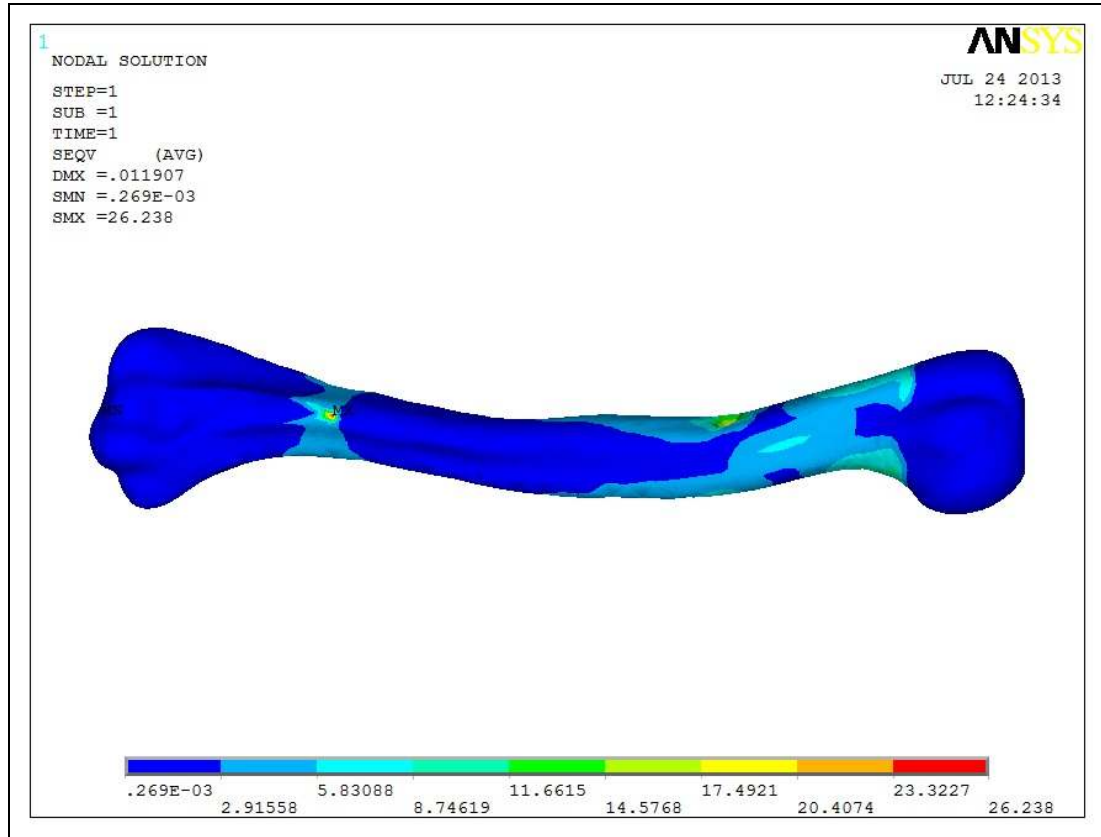
Şekil 4.62. Eg3 Noktasına uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü

Uygulanan kuvvete göre en düşük ve en yüksek gerilmedeki kemiğin yapısı şekil 4.63 gibi gözlenmiştir. Eg4 noktasına uygulanan 1000 N eğilme gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde maks. vonmises gerilmesinin 80.5897 MPa olduğu, min. vonmises gerilmesinin ise 0.521E-03 MPa olduğu görülmüştür. Min. gerilmeye maruz kalan yer humerus kemiğinin sabitleştirildiği yerde iken, maks. gerilmenin kemiğin Eg4 noktasında olduğu tespit edilmiştir. Aynı zamanda Eg1 ve Eg2 noktası arasında da humerus kemiğinin deformasyona uğradığı görülmektedir.



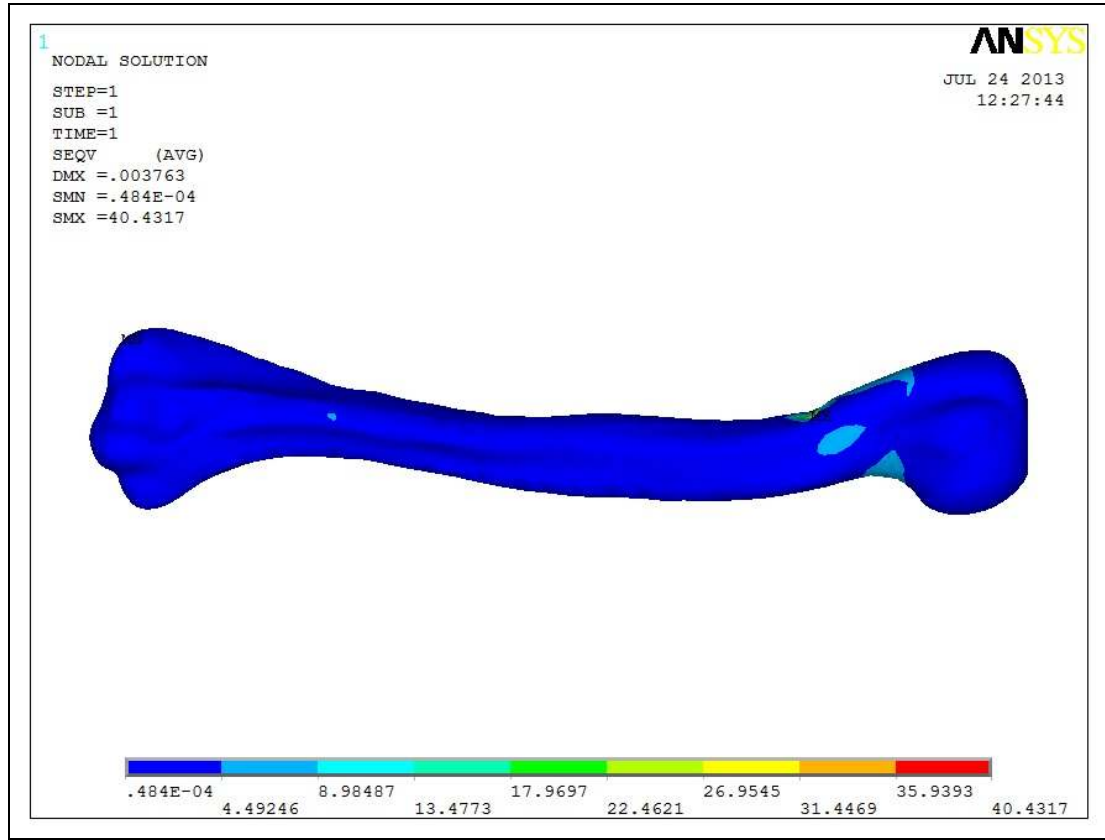
Şekil 4.63. Eg4 Noktasına uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü

Uygulanan kuvvete göre en düşük ve en yüksek gerilmedeki kemiğin yapısı şekil 4.64 gibi gözlenlenmiştir. Eg5 noktasına uygulanan 1000 N eğilme gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde maks. vonmises gerilmesinin 26.238 MPa olduğu, min. vonmises gerilmesinin ise 0.269E-03 MPa olduğu görülmüştür. Min. gerilmeye maruz kalan yer humerus kemiğinin sabitleştirildiği yerde iken, maks. gerilme kemiğin Eg1 ile Eg2 noktaları arasında çıkmaktadır. Eg5 noktasına uygulanan 1000 N'luk kuvvet ile humerus kemiğinde deformasyonların tüm kemiğe yayılmış durumda olduğu görülmüştür.



Şekil 4.64. Eg5 Noktasına uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü

Uygulanan kuvvete göre en düşük ve en yüksek gerilmedeki kemiğin yapısı şekil 4.65 gibi gözlenmiştir. Eg6 noktasına uygulanan 1000 N eğilme gerilmesi sonucunda humerus kemiğinde maks. vonmises gerilmesinin 40.4317 Mpa olduğu, min. vonmises gerilmesinin ise 0.484E-04 Mpa olduğu görülmüştür. Min. gerilmeye maruz kalan yer humerus kemiğinin sabitleştirildiği yerde iken, maks. gerilmenin kemiğin Eg6 noktasında olduğu görülmüştür.



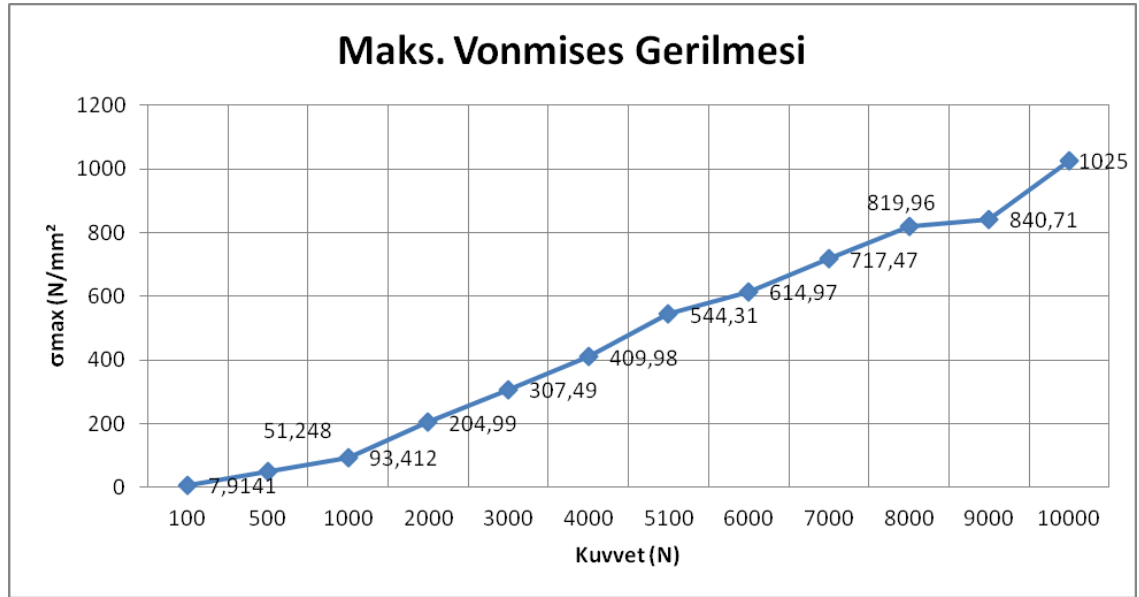
Şekil 4.65. Eg6 Noktaya uygulanan 1000 N kuvvetin görünümü

Eğilme gerilmesi modelinde Eg2 Noktasına uygulanan 100 N ile 10000 N arasında olan kuvvet değerleri için vonmises gerilmesi ve yer değiştirme durumları incelenmiştir(Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. Eg2 Noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan Vonmises gerilmesi ve yer değiştirme

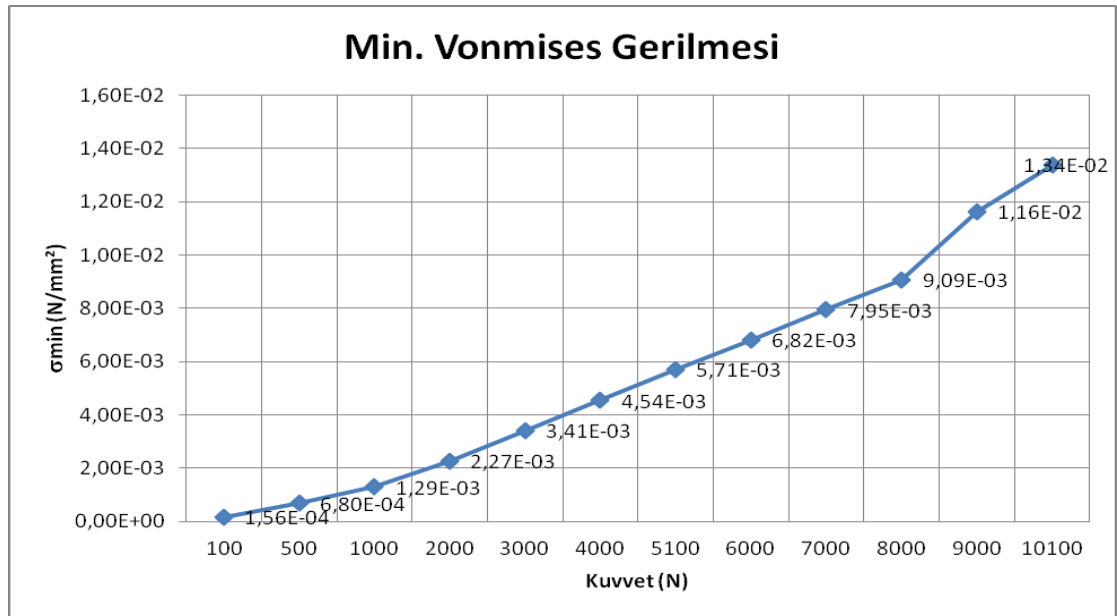
$F (N)$	$\sigma_{min} (N/mm^2)$	$\sigma_{max} (N/mm^2)$	$\epsilon_{min} (mm)$	$\epsilon_{max} (mm)$
100	0,15615E-03	7,9141	0,14253E-08	0,99070E-04
500	0,56795E-03	51,248	0,51852E-08	0,63734E-03
1000	0,12936E-02	93,412	0,11809E-07	0,11639E-02
2000	0,22718E-02	204,99	0,20741E-07	0,25493E-02
3000	0,34077E-02	307,49	0,31111E-07	0,38240E-02
4000	0,45436E-02	409,98	0,41482E-07	0,50987E-02
5100	0,57138E-02	544,31	0,56534E-07	0,63258E-02
6000	0,68154E-02	614,97	0,62223E-07	0,76480E-02
7000	0,79513E-02	717,47	0,72593E-07	0,89227E-02
8000	0,90872E-02	819,96	0,82963E-07	0,10197E-01
9000	0,11642E-01	840,71	0,10628E-06	0,10475E-01
10000	0,13395E-01	1025,0	0,10772E-06	0,12747E-01

Şekil 4.66'daki grafikte humerus kemiğine F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. vonmises gerilmesinin arttığı görülmüştür.



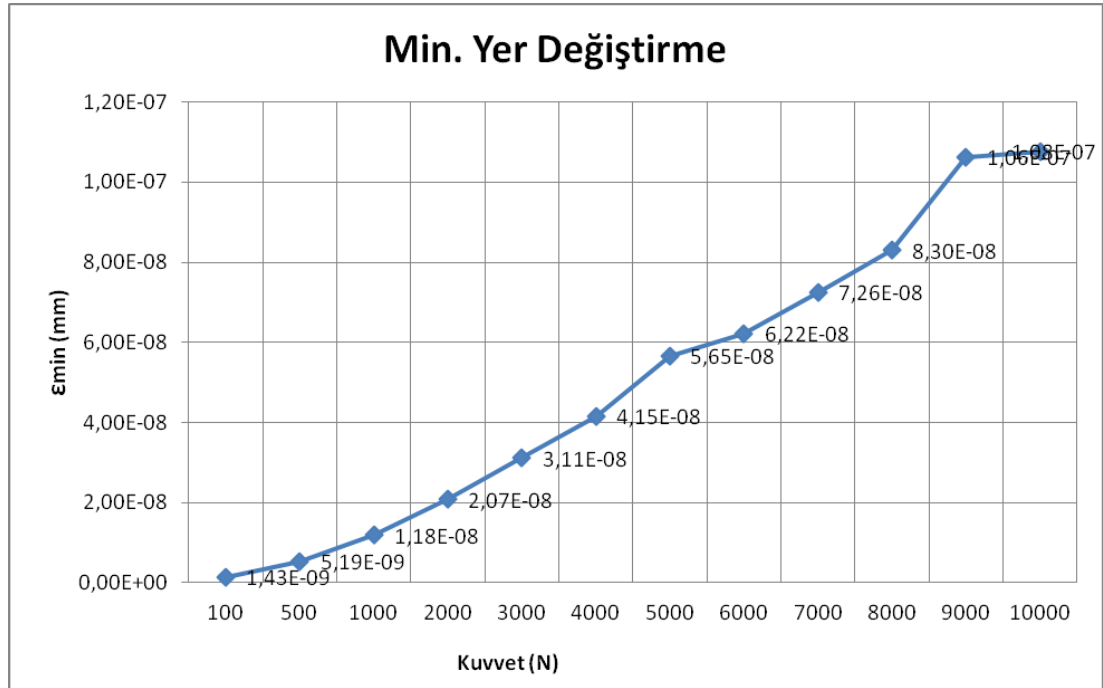
Şekil 4.66. Eğilme gerilmesindeki Eg2. noktasına göre maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.67'deki grafikte humerus kemiğine F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinin arttığı görülmüştür.



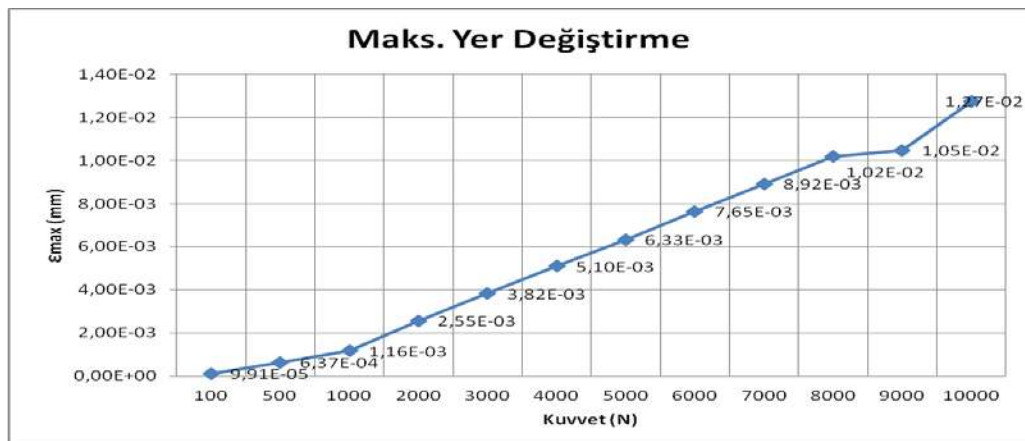
Şekil 4.67. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.68'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg2 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min. yerdeğiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değıştirmenin arttığı gözlenmiştir.



Şekil 4.68. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre min. yer değıştirme

Şekil 4.69'daki grafikte humerus kemiğine F kuvvetine göre maks. yerdeğiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yer değıştirme arttığı gözlenmiştir.



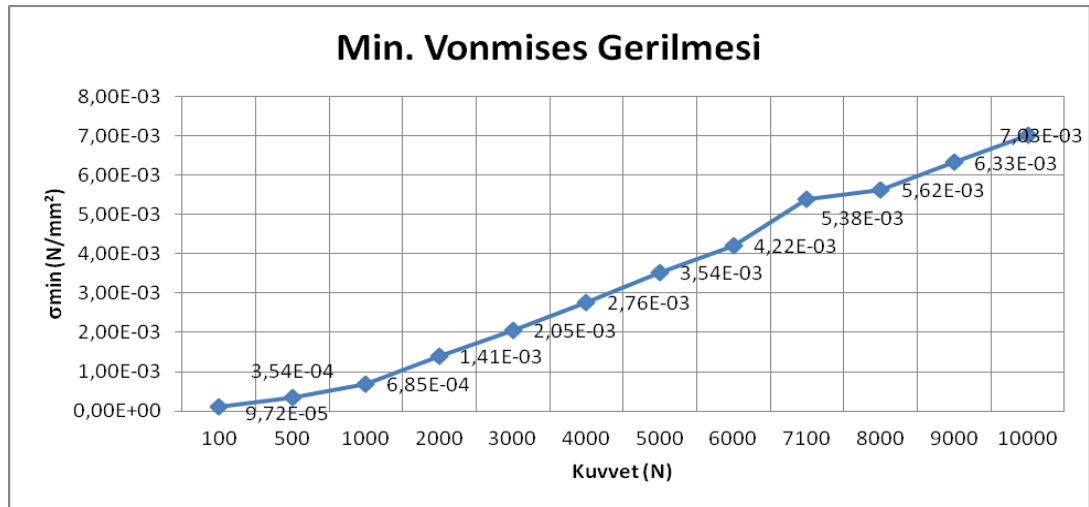
Şekil 4.69. Eğilme gerilmesindeki Eg2 noktasına göre maks. yer değıştirme

Eğilme gerilmesi modelinde Eg3 Noktasına uygulanan 100 N ile 10000 N arasında olan kuvvet değerleri için vonmises gerilmesi ve yer değiştirme durumları incelenmiştir(Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Eg3 Noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan Vonmises gerilmesi ve yer değiştirme

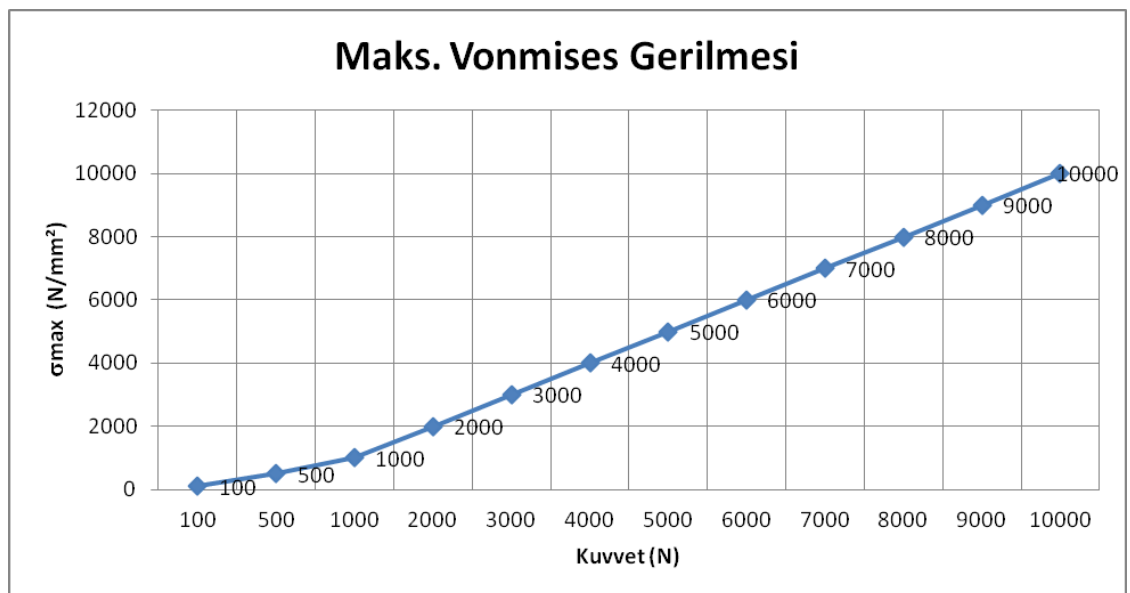
$F (N)$	σ_{min} (N/mm ²)	σ_{max} (N/mm ²)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	0,97236E-04	18,763	0,88698E-09	0,43839E-03
500	0,35362E-03	111,55	0,32253E-08	0,11824E-02
1000	0,68472E-03	919,19	0,62452E-08	0,10972E-01
2000	0,14056E-02	2280,7	0,12820E-07	0,21797E-01
3000	0,20542E-02	2757,6	0,18736E-07	0,32915E-01
4000	0,27563E-02	1919,6	0,25140E-07	0,33811E-01
5000	0,35362E-02	1115,5	0,32253E-07	0,52824E-01
6000	0,42168E-02	6842,1	0,38461E-07	0,65392E-01
7000	0,53820E-02	600,14	0,48217E-07	0,79936E-02
8000	0,56224E-02	9122,8	0,51282E-07	0,87189E-01
9000	0,63252E-02	10263,	0,57692E-07	0,98088E-01
10000	0,70280E-02	11403,	0,64102E-07	0,10899

Şekil 4.70'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde 3. noktaya uygulanan F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinin arttığı görülmüştür.



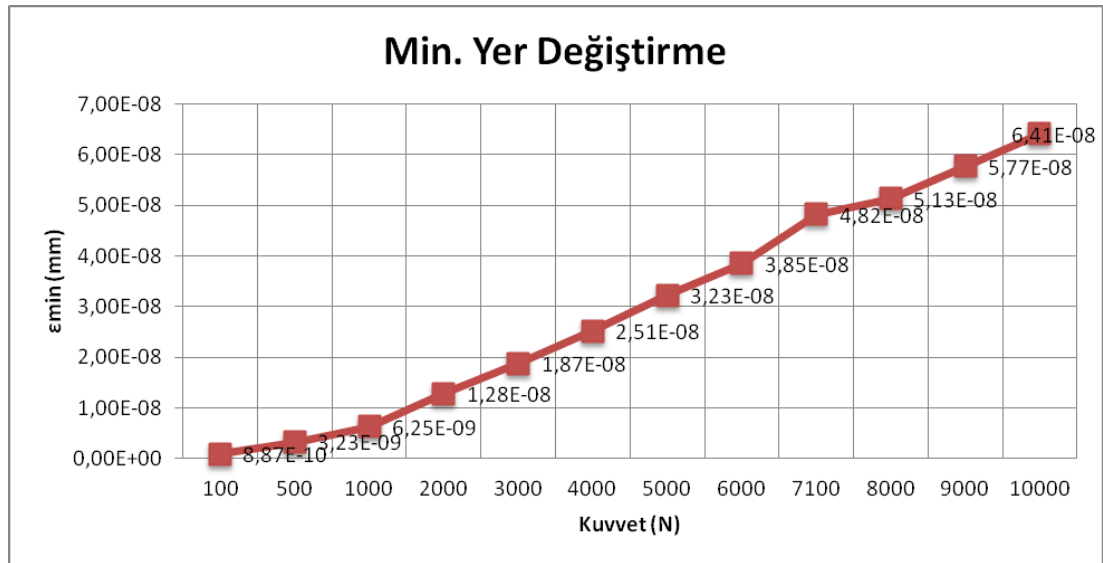
Şekil 4.70. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre min vonmises gerilmesi

Şekil 4.71'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg3 noktasına F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça 100 N'dan 10000 N'a kadar maks. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



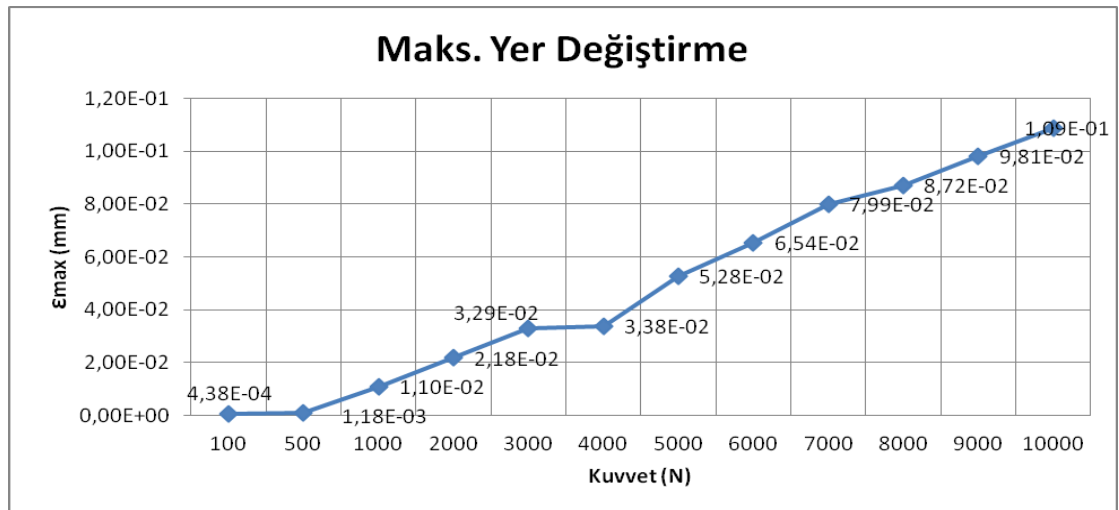
Şekil 4.71. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.72'deki grafikte humerus kemiğine eğilme geriliminde Eg3 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min yerdeğiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça aralığında min yer değiştirmenin arttığı görülmüştür.



Şekil 4.72. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre min. yer değiştirme

Şekil 4.73'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde 3. noktaya uygulanan F kuvvetine göre maks. yer değiştirmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yer değiştirmenin arttığı gözlenmiştir.



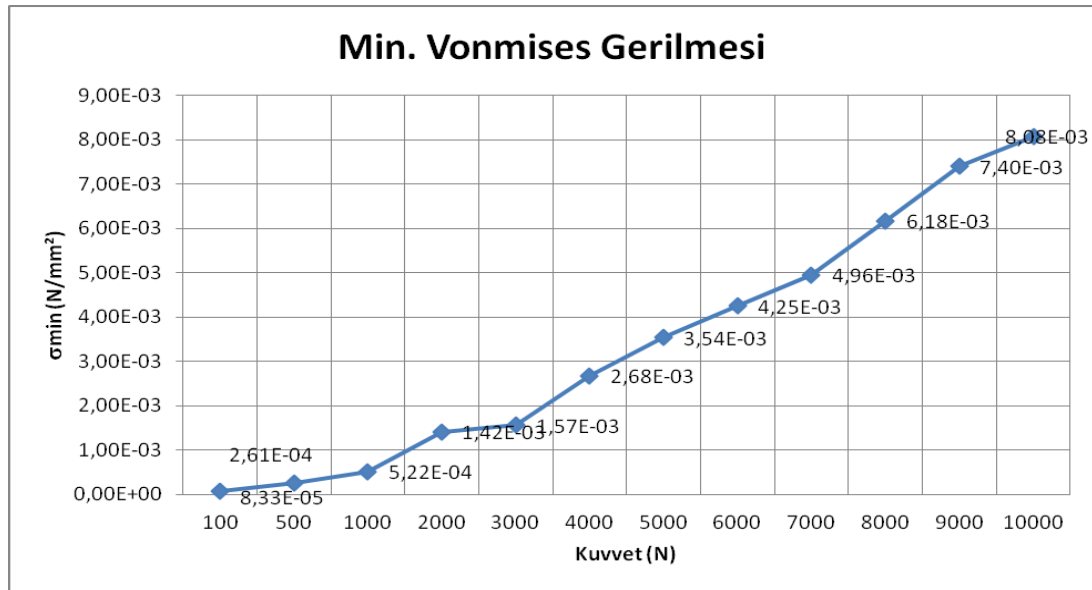
Şekil 4.73. Eğilme gerilmesindeki Eg3 noktasına göre maks. yer değiştirme

Eğilme gerilmesi modelinde Eg4 Noktasına uygulanan 100 N ile 10000 N arasında olan kuvvet değerleri için vonmises gerilmeleri ve yer değiştirme durumları incelenmiştir (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Eg4 Noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan Vonmises gerilmesi ve yer değiştirme

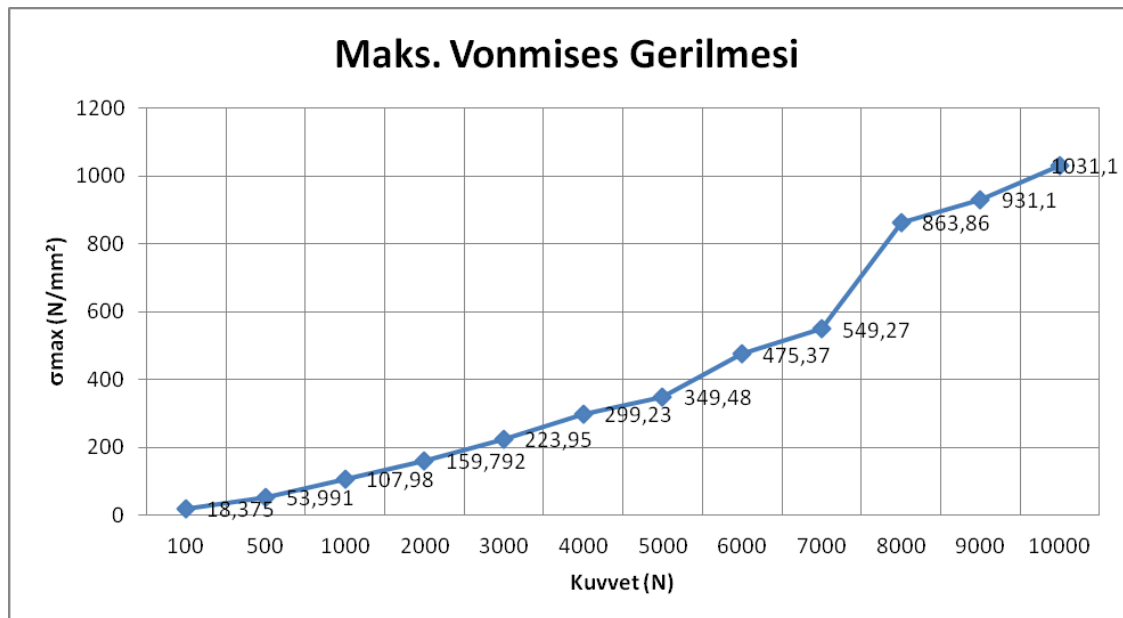
$F (N)$	σ_{min} (N/mm ²)	σ_{max} (N/mm ²)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	0,83282E-04	18,375	0,75935E-09	0,34926E-03
500	0,26096E-03	53,991	0,23741E-08	0,81157E-03
1000	0,52192E-03	107,98	0,47481E-08	0,16231E-02
2000	0,14160E-02	99,792	0,12880E-07	0,20699E-02
3000	0,15657E-02	323,95	0,14244E-07	0,28694E-02
4000	0,26799E-02	299,23	0,24377E-07	0,31645E-02
5000	0,35399E-02	249,48	0,32199E-07	0,36746E-02
6000	0,42479E-02	299,37	0,38639E-07	0,44096E-02
7000	0,49559E-02	349,27	0,45079E-07	0,51445E-02
8000	0,41753E-02	863,86	0,37985E-07	0,12985E-01
9000	0,74010E-02	1331,1	0,67424E-07	0,15394E-01
10000	0,70798E-02	498,96	0,64398E-07	0,23493E-02

Şekil 4.74'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg4 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



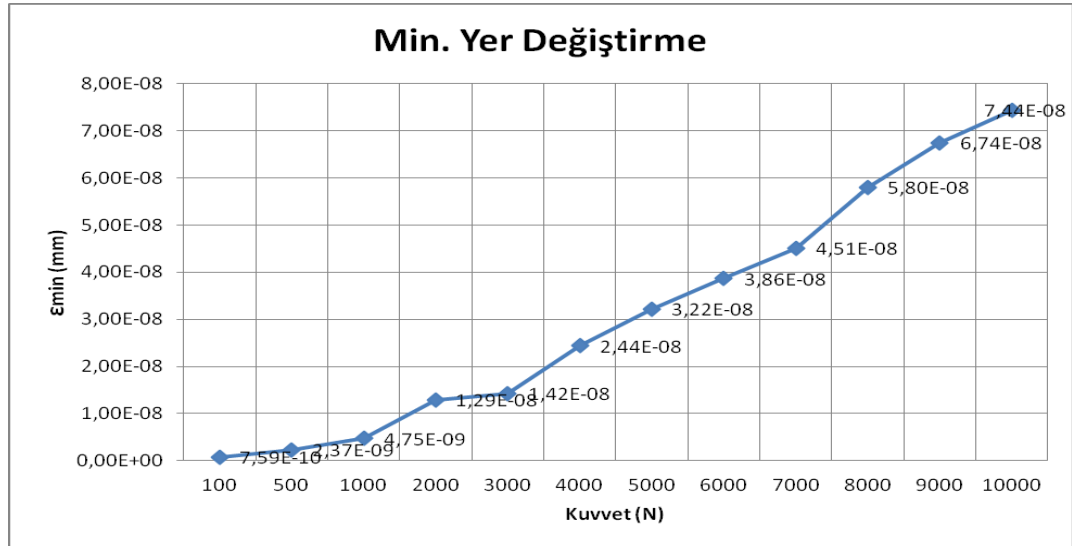
Şekil 4.74. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.75'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg4 noktasına uygulanan F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



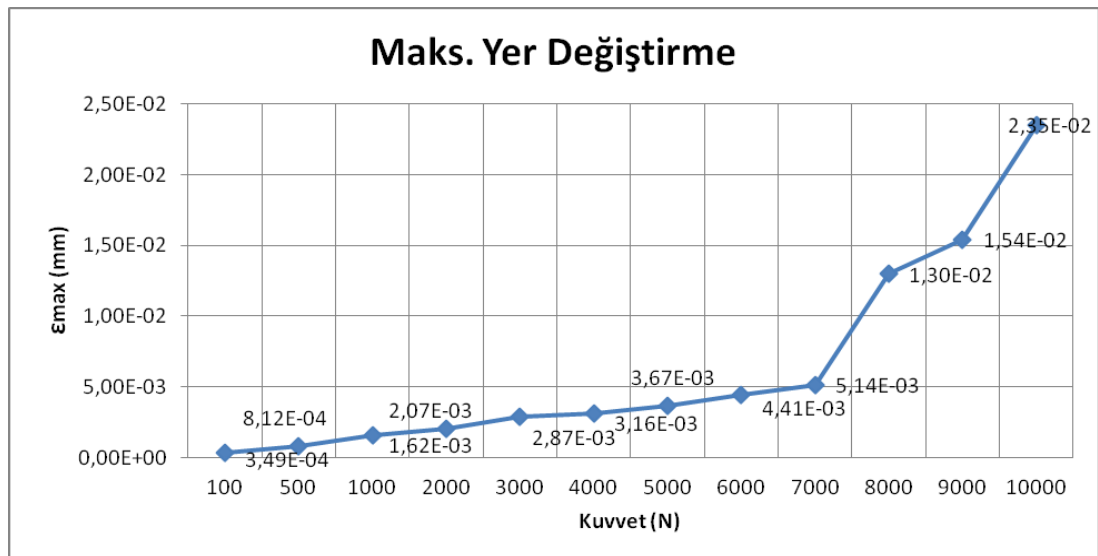
Şekil 4.75. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.76'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg4 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değiştirmenin arttığı gözlenmiştir.



Şekil 4.76. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre min yer değiştirme

Şekil 4.77'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg4 noktasına uygulanan F kuvvetine göre maks. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yer değiştirmenin arttığı gözlenmiştir.



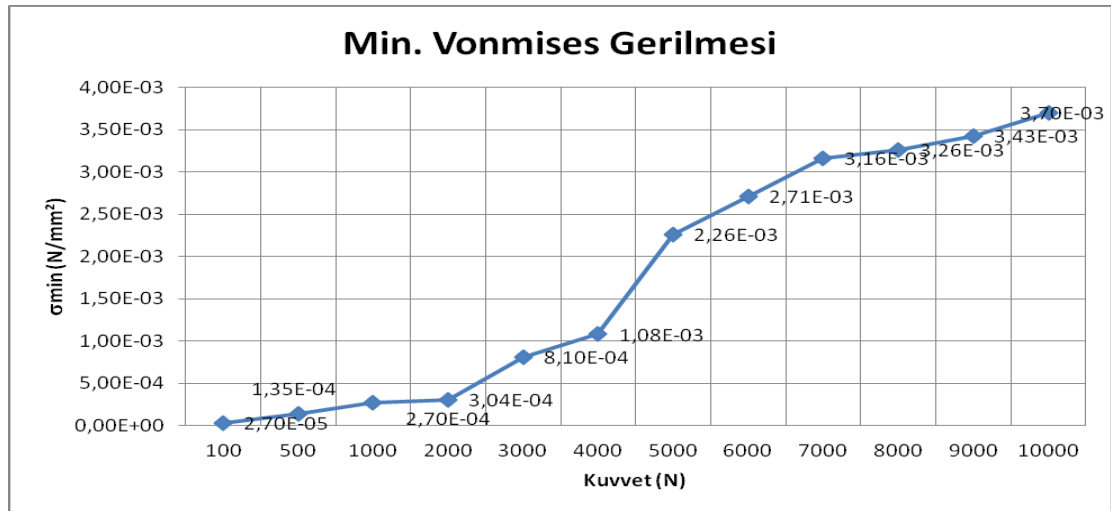
Şekil 4.77. Eğilme gerilmesindeki Eg4 noktasına göre maks. yer değiştirme

Eğilme gerilmesi modelinde Eg5 Noktasına uygulanan 100 N ile 10000 N arasında olan kuvvet değerleri için vonmises gerilmeleri ve yer değiştirme durumları incelenmiştir (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12. Eg5 Noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan Vonmises gerilmeleri ve yer değiştirme

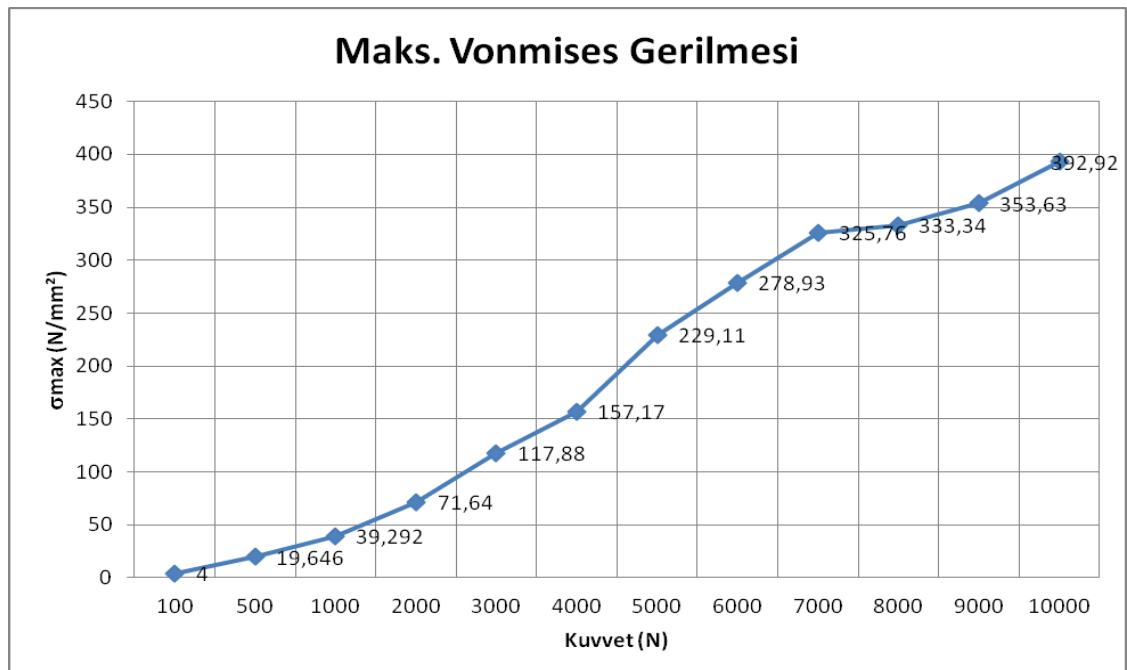
$F (N)$	σ_{min} (N/mm^2)	σ_{max} (N/mm^2)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	0,27003E-04	3,9292	0,24593E-09	0,68426E-04
500	0,13502E-03	19,646	0,12297E-08	0,34213E-03
1000	0,27003E-03	39,292	0,24593E-08	0,68426E-03
2000	0,30354E-03	171,64	0,82199E-08	0,21039E-02
3000	0,81009E-03	117,88	0,73779E-08	0,20528E-02
4000	0,10801E-02	157,17	0,98372E-08	0,27370E-02
5000	0,22588E-02	429,11	0,20550E-07	0,52597E-02
6000	0,27106E-02	514,93	0,24660E-07	0,63116E-02
7000	0,31624E-02	600,76	0,28770E-07	0,73635E-02
8000	0,32602E-02	314,34	0,19674E-07	0,54741E-02
9000	0,34303E-02	353,63	0,22134E-07	0,61584E-02
10000	0,37003E-02	392,92	0,24593E-07	0,68426E-02

Şekil 4.78'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg5 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



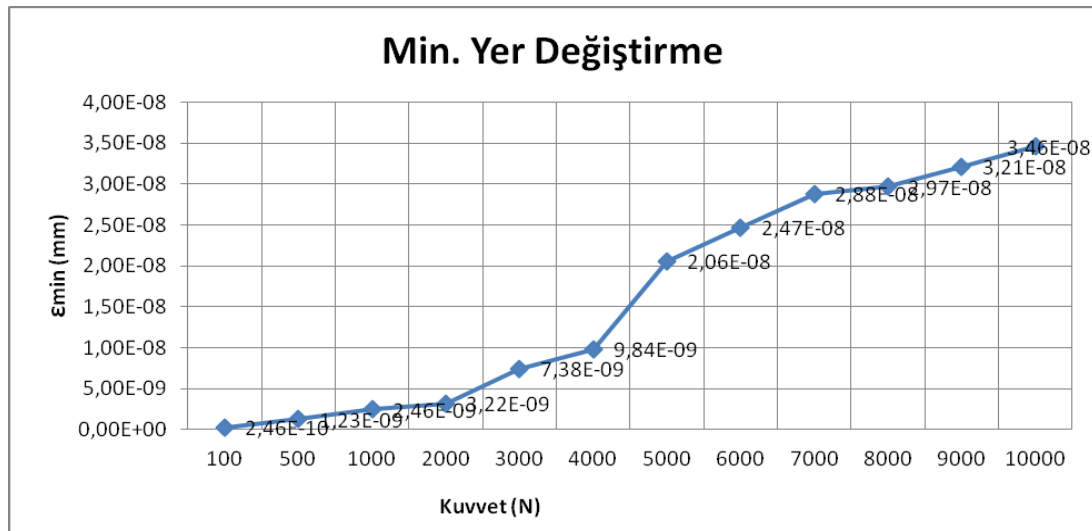
Şekil 4.78. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.79'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde 5. noktaya uygulanan F kuvvetine göre max. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. vonmises gerilmesinin arttığı gözlenmiştir.



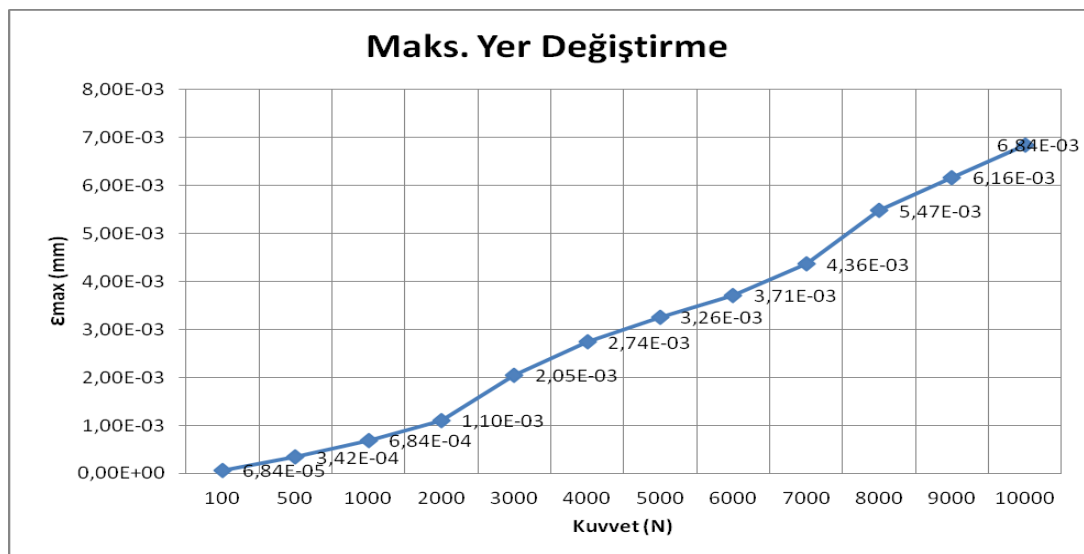
Şekil 4.79. Eğilme gerilmesindeki Eg5. noktasına göre maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.80'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg5 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değiştirmenin arttığı gözlenmiştir.



Şekil 4.80. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre min. yer değiştirme

Şekil 4.81'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde 5. noktaya uygulanan F kuvvetine göre maks. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yer değiştirmenin arttığı gözlenmiştir.



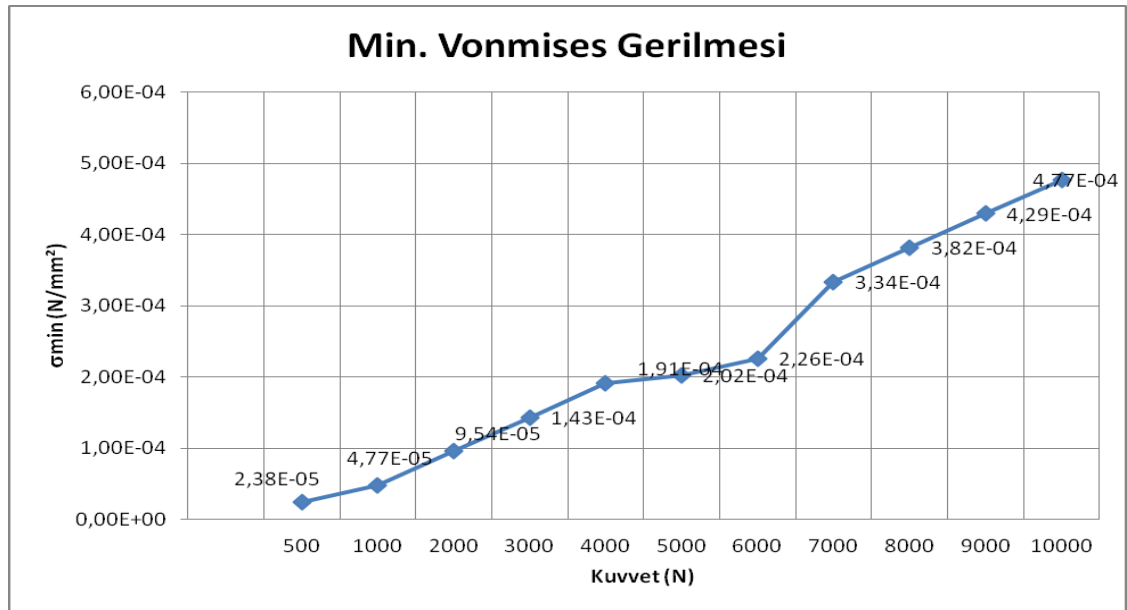
Şekil 4.81. Eğilme gerilmesindeki Eg5 noktasına göre maks. yer değiştirme

Eğilme gerilmesi modelinde Eg6 Noktasına uygulanan 100 N ile 10000 N arasında olan kuvvet değerleri için vonmises gerilmeleri ve yer değiştirme durumları incelenmiştir(Çizelge 4.13).

Çizelge 4.13. Eg6 noktasına uygulanan kuvvet değerlerine göre oluşan Vonmises gerilmeleri ve yer değiştirme

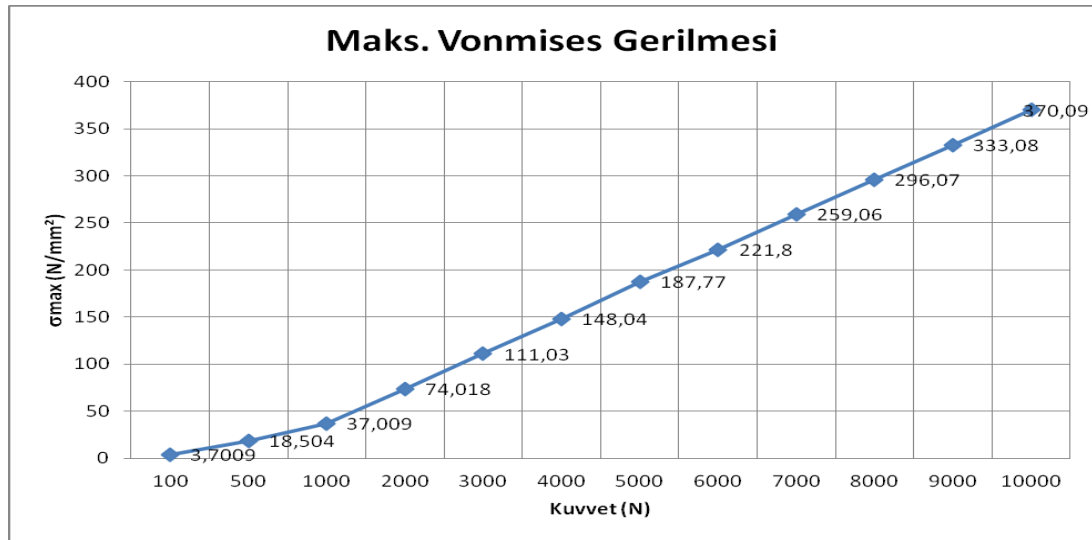
$F (N)$	σ_{min} (N/mm ²)	σ_{max} (N/mm ²)	ϵ_{min} (mm)	ϵ_{max} (mm)
100	0,47690E-05	3,7009	0,43393E-10	0,48658E-04
500	0,23845E-04	18,504	0,21697E-09	0,24329E-03
1000	0,47690E-04	37,009	0,43393E-09	0,48658E-03
2000	0,95380E-04	74,018	0,86787E-09	0,97315E-03
3000	0,14307E-03	111,03	0,13018E-08	0,14597E-02
4000	0,19076E-03	148,04	0,17357E-08	0,19463E-02
5000	0,57244E-03	147,77	0,52130E-08	0,17856E-02
6000	0,22552E-03	221,80	0,20527E-08	0,21046E-02
7000	0,33383E-03	259,06	0,30375E-08	0,34060E-02
8000	0,38152E-03	296,07	0,34715E-08	0,38926E-02
9000	0,42921E-03	333,08	0,39054E-08	0,43792E-02
10000	0,47690E-03	370,09	0,43393E-08	0,48658E-02

Şekil 4.82'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg6 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min vonmises gerilmelerine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. vonmises gerilmesinde arttığı gözlenmiştir. Min. vonmises gerilmesinin en çok 10000 N'da olduğu gözlenmiştir.



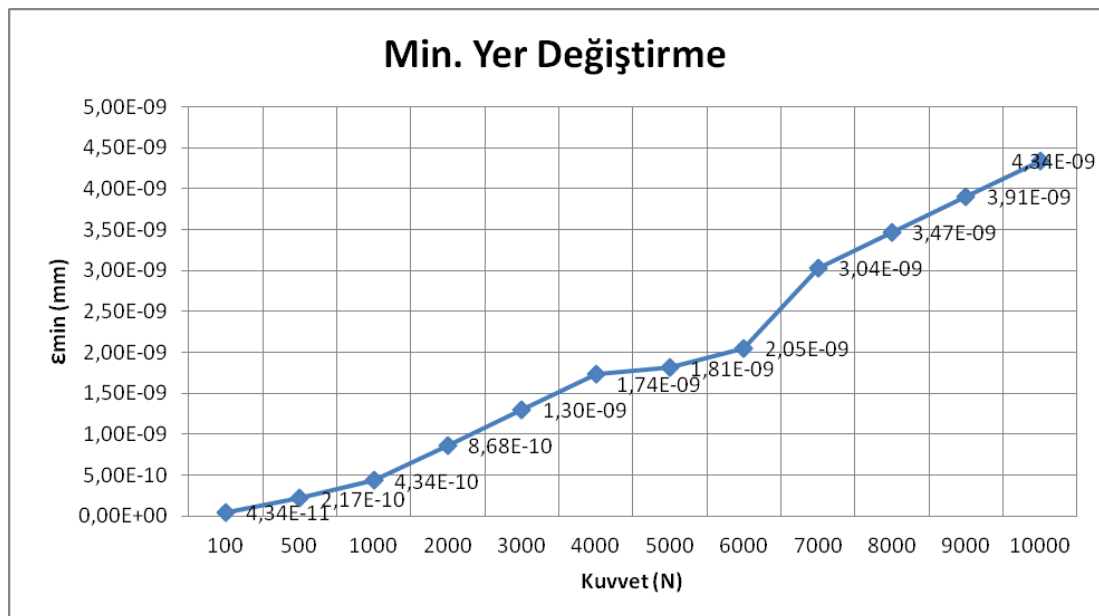
Şekil 4.82. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre min. vonmises gerilmesi

Şekil 4.83'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg6 noktasına uygulanan F kuvvetine göre maks. vonmises gerilmesine bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. vonmises gerilmesinde artış gözlenmiştir.



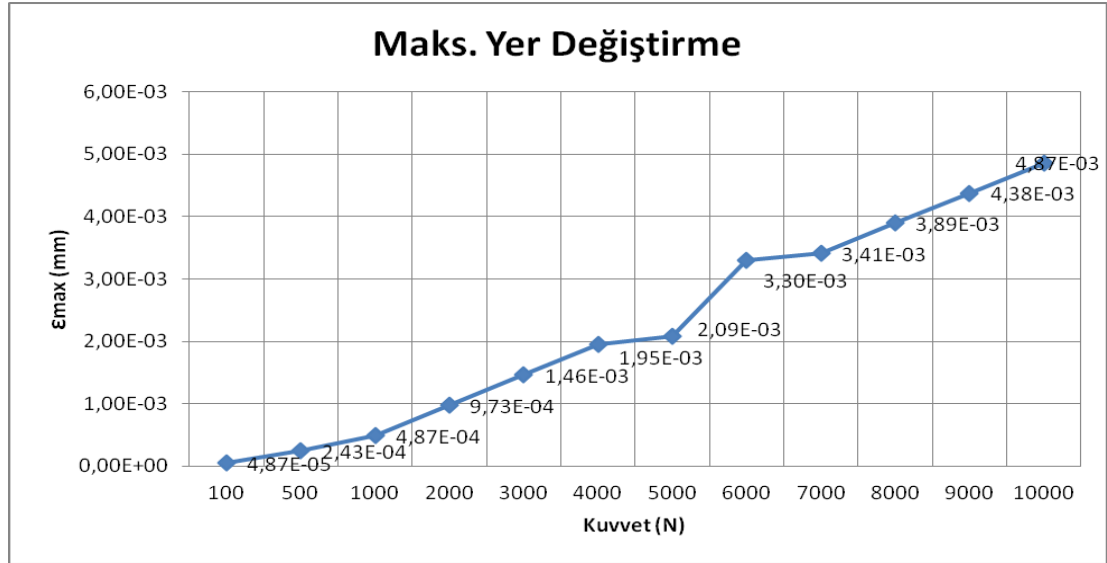
Şekil 4.83. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre maks. vonmises gerilmesi

Şekil 4.84'deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg6 noktasına uygulanan F kuvvetine göre min. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça min. yer değiştirmenin arttığı görülmüştür.



Şekil 4.84. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre min. yer değiştirme

Şekil 4.85’deki grafikte humerus kemiğine eğilme gerilmesinde Eg6 noktasına uygulanan F kuvvetine göre maks. yer değiştirmeye bakılmıştır. Kuvvet değeri arttıkça maks. yerdeğiştirmenin arttığı görülmüştür. Maks. yer değiştirmenin maksimum olduğu yer 10000 N olduğu görülmüştür.



Şekil 4.85. Eğilme gerilmesindeki Eg6 noktasına göre maks. yer değiştirme

Çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmelerinin analizlerine bakıldığında vonmises gerilmeleri ve yer değiştirmenin en fazla olduğu kuvvet 10000 N olduğu gözlemlenmiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çekme basma gerilmelerinde belli aralıklarda alınan kuvvetler ile çekme, basma analizi yapılmıştır. Kuvvetin cinsi (çekme yada basma) ve kuvvetin büyüklük parametrelerine bağlı olarak humerus kemiğinde oluşan maksimum ve minimum gerilmeleri ve yerdeğiştirmeleri 3 boyutlu olarak incelenmiştir. Burulma A (x_i, y_i, z_i) noktalarının uzaydaki tanımları gerçekleştirilmiştir. Gerilmenin hangi noda, hangi koordinatta, ne kadar olduğu irdelenmiştir.

Eğilme gerilmesi için kemik üstündeki 5 farklı noktadan kuvvetler uygulanmıştır. Kuvvetin uygulama noktası ve şiddeti parametrelerine bağlı olarak humerus kemiğindeki maksimum - minimum gerilme ve yer değıştirme miktarları ve yerleri 3 boyutlu düzlemde belirlenmiştir.

Oluşturulan modele, humerus kemiğine uygulanan sonlu elemanlar analizi yöntemi ile çekme, basma, burulma ve eğilme gerilmeleri; kuvvet, moment ve tork değerleri arttıkça gerilme ve gerinimlerin arttığđ görölmüştür.

Yapılan bu çalışma ile;

1. Humerus kemiğine uygulanan analiz sonuçları ile Yapay Sinir Ağı modeli oluşturulabilir. Bu modelle, kemiğin modeli, kalınlığı, elastikiyet modülü, poisson oranı değıştirilerek farklı kemik özelliklerindeki numunelerin zorlanmalara karşı dayanımı ve en kritik noktalar belirlenebilir.
2. Tıbbi uygulamalarda, hekim hangi zorlanmalara karşı kemiğin hangi bölgesinde deformasyon olabileceğini gözlemleyebilir.
3. İmplant bağlantılarında kemiğin neresinde (özellikle çatlaklarda) ve kritik yerlerde tedavi yöntemleri oluşturulabileceğı ile ilgili kolaylık sağlayabilir..
4. Riskli ortamlarda çalışanlara kol için kırık çeşitlerine ve model yüzeyine göre

kişisel koruyucu donanımlar hazırlanabilir.

5. Bu çalışma, radius, ulna ve bacak kemikleri üzerinede uygulanabilir. Böylece biyomekanik alanında yapılacak çalışmalara temel teşkil edebilir.
6. Biyoimplantların ve vidaların biçimleri, büyüklükleri ve konumları bu kemiklerin analizlerine göre oluşturulabilir.
7. Yapılan bu çalışma, adli tıp vakalarındaki gerçek kırıkların nasıl oluştuğuna dair ışık tutabilir. Kemiğe gelen darbenin, kırılma şekline göre düşme yada kasıtlı bir davranış sonucunda olup olmadığına yardımcı olabileceği düşünülmektedir.
8. Normal görüntüleme tekniklerinin yeterli olmadığı durumlarda doktorlar için fayda sağlayabilir.

KAYNAKLAR

1. Mehta, B. V., Rajani, S. ve Griffith, R., “Modeling and Analysis of the Human Tibia Using MRI and Ultrasound Imaging”, *Biosignal '94 Proceedings*, Biomed, Czech Republic, (1994).
2. Çilli M., “İnsan hareketlerinin modellenmesi ve benzeşiminde temel bileşenler analizi yönteminin kullanılması”, *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 40-50 (2009).
3. Cochran G.U.B., “A Primer of orthopedic biomechanics”, *Newyork*, 92 (1982)
4. Balaban H., “Spor ayakkabısının biyomekanik kurallara göre sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi” Yüksek Lisans Tezi, *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 6 (2006).
5. Gökçay H.E., “El Bileği Kemiklerinin Üç Boyutlu Modellenmesi Ve Statik Analizi”, Yüksek Lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 8 (2007).
6. Kayhan B. “Köpeklerin arka bacak anatomik yapılarının incelenmesi ve bilgisayar ortamında modellenerek kinematik analizinin yapılması” Yüksek Lisans Tezi, *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 8 (2008).
7. Uslu Ü. “Tomografik görüntü verilerinden 3 boyutlu cad modelinin oluşturulması, Yüksek Lisans Tezi, *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 11 (2006).
8. Ünal H. “Farklı darbe yükleri etkisindeki üç boyutlu insan kafasının sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Karadeniz Teknik Üniversitesi*, 12 (2007).
9. Hulisioglu B., “ Bilgisayar ortamında kemik mikro yapısının modellenmesi ve analizi”, Yüksek Lisans Tezi, *Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 14-20 (2006).
10. Özkan A., “İnsan diz mekanizmasının bilgisayar destekli üç boyutlu modellenmesi ve kinematik analizi”, *Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Kocaeli, 29-70 (2010).
11. Cheung. J., Zhang. M., Leung. A. and Fan. Yu-Bo., “Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing a Material Sensitivity Study”, *Journal of Biomechanics*, 38 (5): 1045-1054 (2005).
12. Müller-Karger, C.M., Bröker, H., Rank, E. ve Cerrolaza, M., “ 3D Geometric Modeling and Analysis of Bone Using the p-Version Finite Element Method”, *Proceedings of European Congress on Computational Applied*

Sciences and Engineering, CD-Ram Format, Barcelona, Spain, (2000).

13. Ogden, S., Mukherjee, D.P., Keating, M.E., Ogden, A.L., Albright J.A., McCall E.R, "Changes in Load Distribtion in the Knee After Opening-Wedge or Closing-Wedge High Tibial Osteotomy", *The Journal of Artroplasty*, 24 (1):100-150 (2009).
14. Yarımeden, A., "Yüksek Tibial Osteotomi İçin Kullanılan Plakların Biyomekanik Karekterizasyonu", Doktora Tezi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 2 (2006).
15. Gardiner, J. and Weiss, J., , "Subject-Specific Finite Element Analysis of the Human Medial Collateral Ligament During Valgus Knee Loading", *Journal of Orthopaedic Research*, 21 (6): 1098-1106, (2003).
16. Huiskes, R., Johnsen, J. D. ve Sloof, T. J., , "A Detailed Comparison of Experimental and Theoretical Stres Analysis af a Human Femur", *Mech. Prop. Of Bone*, 45, 211-234 (1983).
17. Agneskirchner J.D., Hurschler, C., Wrann, C., D.V.M., Lobenhoffer, P., "The Effects of Valgus Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy on Articular Cartilage Pressure of the Knee. A Biomechanical Study" *The Journal of Arthroscopicand Related Surgery*, 23 (8): 852-861 (2007).
18. Gardner T.N., Stoll T., Marks L., Mishra S., Knothe Tate M.L., "The Influence of Mechanical Stimulus on the Pattern of Ttissue Differentiation in a Long Bone Fracture a FEM Study", *Journal of Biomechanics*, 33, 415-425 (2000).
19. Süyür Ö., " İnsan kolunun sonlu elemanlar modelinin oluşturulması", Yüksek Lisans Tezi, *Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Bilimleri Enstitüsü*, 15 (2007).
20. Çetin M. E., Sofuoğlu H., " Noktasal yükleme Etkisindeki üç boyutlu insan kalça ekleminin sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi", *Karadeniz Teknik Üniversitesi*, 303-306 (2011).
21. Nordin M., Özkaya N., "Fundamentals of biomechanics" *Newyork: Springer-Verlay*, 111 (1999).
22. Staubesand J., (Çeviri: Arıncı K.), "Humerus anatomisi" *Sobottta insan anatomi atlası 1th ed*, 226 (1990)
23. Frankel VH., Nordin M., "Biomechanics of bone" In:Nordin M., "*Basic biomechanics of the muskuloskeletal system 3th ed.*" , Newyork, 27-55 (2001).

24. Toprak Y., “ İnsan bacağıının sonlu elemanlar modelinin oluşturulması”, Yüksek Lisans Tezi, *Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Bilimleri Enstitüsü*, 32-40(2008).
25. Sunghwan K., Miller M.C., “ Contact stress analysis of the radial head and radial head implants, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21 (2012).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KAYA, Nuriye Nur
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 28.02.1986 - Ankara
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 394 46 74
 Faks : 0 (312) 394 46 72
 e-mail : nur_kaya_5245@hotmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Gazi Üniv./ Makine Eğt. Böl.	2008
Lise	Mimar Sinan Lisesi/ Y.D.A. Lise	2004

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
01.2010-01.2012	HFMG İnşaat Makine	Yönetim Temsilcisi
01.2012-Halen	TURKMAK Makine Mühendislik	Yönetim Temsilcisi

Yabancı Dil

İngilizce