

T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKSTREMİTE KIRIKLARINDA KULLANILAN İMPLANTLARIN
HAREKET KISITLILIĞINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Göksen DEĞİRMENCİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA 2005

T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKSTREMİTE KIRIKLARINDA KULLANILAN İMPLANTLARIN
HAREKET KISITLILIĞINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

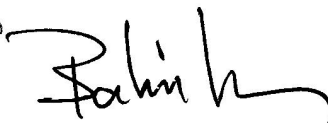
Göksen DEĞİRMENCI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

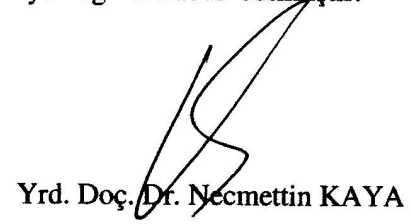
Bu Tez 12/10/2005 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.



Doç.Dr.Reşat ÖZCAN
(Danışman)



Prof. Dr. Bahri YILDIZ



Yrd. Doç. Dr. Necmettin KAYA

EKSTREMİTE KIRIKLARINDA KULLANILAN İMPLANTLARIN HAREKET KISITLILIĞINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Bu tez kapsamında, insan önkol kemiklerinin plak ile sabitlenmesinin kemik üzerine mekanik etkileri sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi biyomekanik alanında gittikçe artan bir kullanıma ve öneme sahiptir. CT grafiklerinden elde edilen kesitlerden faydalanılarak sağlam radius ve ulna kemikleri ve 1mm kırık boşluğu bilgisayar ortamında CAD yazılımında modellenmiştir. Dört ve altı delikli plak ile sabitlenen önkol kemikleri birim kuvvetler ve birim burulma momenti etkisinde her bir kemik için ayrı ayrı analiz edilerek, kemiklerde oluşan von Mises gerilme dağılımları hesaplanmıştır.

Dört ve altı delikli plak ile sabitlenen kırık kemiklerde oluşan maksimum gerilme değerlerinden faydalanılarak x, y, z doğrultularında etkiyen kuvvetler altında kemiklerin kalıcı deformasyona uğrayacağı kuvvet değerleri hesaplanmış ve sağlam kemiklerdeki sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. Radius kemiğinde altı delikli plak seçeneğinin dört delikli plağa göre x, y, z doğrultularındaki yükleme altında sırası ile %76, %9 ve %32 daha mukavemetli olduğu tespit edilmiştir. Ulna kemiğinde altı delikli plak seçeneği dört delikli plağa göre mukavemet özellikleri x doğrultusundaki yükleme altında %9 artarken y ve z doğrultularındaki yüklemelerde mukavemet özelliklerinde %3 ve %11 azalma olduğu saptanmıştır. Bu durum, ulna kemiğinin üzerine açılan deliklerin mukavemet özelliklerine etkisinin radius kemiğine göre daha fazla olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Sonlu elemanlar metodu, Internal Fiksasyon, Önkol kırıkları

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF IMPLANTS USED IN EXTREMITY FRACTURES, ON MOVEMENT RESTRICTIONS

ABSTRACT

In this study, plaque fixation of human forearm fractures investigated using finite element method. Finite element methods has a considerable and increasing importance in biomechanics. Three-dimensional models of intact bones was based on the CT scan data and 1mm fracture gap modeled in CAD software. Forearm bones was fixed by four and six hole plaques and analysed individually influence of varied load conditions and von-Mises stress distribution was calculated.

Maximum stress values was calculated of broken bones for four and six hole plaque fixation and these results used for calculating force values in x, y, z directions that occurs a plastic deformation on the bones.

Also these results were compared with the force values which cause plastic deformation of intact forearm bones. It was found out that for the radius bone six hole plaque option was stronger than four hole plaque fixation in x, y, z directions by 76, 9, 32% respectively. For the ulna bone, six hole plaque 9% stronger than four hole plaque in the x direction, in the other hand strength of bones decreased in the y, z directions by 3, 11% respectively. This might be the results of ulna bone has been effected by drilled holes more than radius bone.

Keywords: Biomechanics, Finite element method, Internal fixation, Forearm fractures

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
1.GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	5
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	8
3.1. Kırıklar Hakkında Genel Bilgiler.....	8
3.1.1. Kırık Tipleri ve Sınıflandırma.....	8
3.1.2. Kırıkları Oluşturan Sebepler ve Kırık Oluş Mekanizması.....	13
3.2. Dahili Sabitleme	14
3.3. Radius ve Ulna Kemiklerinin Üç Boyutlu CAD Modelinin Oluşturulması	15
3.4. Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması.....	18
3.5. Sınır Şartlar ve Çözüm Parametreleri	20
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA	22
4.1. Radius Kemiğinin Sonlu Elemanlar Analizi	23
4.1.1 Radius Kemiği Dört Delikli Plak Analiz Sonuçları	23
4.1.2 Radius Kemiği Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları	36
4.1.3 Radius Kemiği Dört ve Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları	46
4.2. Ulna Kemiği Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları	47
4.2.1 Ulna Kemiği Dört Delikli Plak Analiz Sonuçları	47
4.2.2 Ulna Kemiği Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları.....	59
4.2.3 Ulna Kemiği Dört ve Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları	69
4.3. Sonuçlar	71
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	73
6. KAYNAKLAR	74
TEŞEKKÜR.....	76
ÖZGEÇMİŞ	77

SİMGELER DİZİNİ

E	Elastisite Modülü (MPa)
σ_{ak}	Akma gerilmesi (MPa)
ν	Poisson oranı
ρ	Yoğunluk (kg/m^3)
x, y, z	Kartezyen koordinat sistemi
F_x	X doğrultusundaki kuvvet
F_y	Y doğrultusundaki kuvvet
F_z	Z doğrultusundaki kuvvet

KISALTMALAR

CT	Bilgisayarlı tomografi (Computed tomography)
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer aided design)
FEM	Sonlu elemanlar metodu (Finite element methods)
AO	Osteosentez çalışma grubu (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)
ASIF	Dahili sabitleme çalışma grubu (Association for the Study of Internal Fixation)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Ön kol kemiklerinin hareketleri	3
Şekil 1.2. Radius ve Ulna Kemiklerinin Anatomik Gösterimi.....	4
Şekil 3.1. Kemiklerin AO/ASIF numaralandırması.....	11
Şekil 3.2. Kemik kırıklarının AO/ASIF sınıflandırması	12
Şekil 3.3. Kemiklere Etki Eden Kuvvetler.....	13
Şekil 3.4. Dahili Sabitleme.....	14
Şekil 3.5. Kemiğin CT görüntüsü	15
Şekil 3.6. Spline eğrilerin oluşturulması	16
Şekil 3.7. Proksimal-Distal boyunca kemiklerin kesitleri.....	16
Şekil 3.8. Radius ve Ulnanın üç boyutlu katı modeli.....	17
Şekil 3.9. Dört delikli plak boyutları.....	17
Şekil 3.10. Altı delikli plak boyutları.....	18
Şekil 3.11. 1mm'lik kırık boşluğu	18
Şekil 3.12. Ulna kemiği ve 6 delikli plağın sayısal çözüm ağı	19
Şekil 3.13. Radius kemiği ve 6 delikli plağın sayısal çözüm ağı.....	19
Şekil 3.14. SOLID 45 Elemanı	20
Şekil 3.15. Önkol kemiklerinin uzama gerilme eğrisi.....	21
Şekil 4.1. Plaklardaki deliklerin numaralandırılması	23
Şekil 4.2. Radius kemiği, dört delikli plak ve civatalar	24
Şekil 4.3. Radius, dört delikli plak montaj $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	25
Şekil 4.4. Radius $F_x=1N$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı	25
Şekil 4.5. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	26
Şekil 4.6. Radius, dört delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	26
Şekil 4.7. Radius, dört delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	27
Şekil 4.8. Radius, dört delikli plak montaj $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	28
Şekil 4.9. Radius $F_y=1N$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı.....	28
Şekil 4.10. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı....	29
Şekil 4.11. Radius, dört delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	29
Şekil 4.12. Radius, dört delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	30
Şekil 4.13. Radius, dört delikli plak montaj $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	31

Şekil 4.14. Radius $F_z=1N$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı	31
Şekil 4.15. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	32
Şekil 4.16. Radius, dört delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	32
Şekil 4.17. Radius, dört delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	33
Şekil 4.18. Radius, dört delikli plak montaj $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı.....	34
Şekil 4.19. Radius $M=1Nmm$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı	34
Şekil 4.20. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı	35
Şekil 4.21. Radius, dört delikli plak $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı.....	35
Şekil 4.22. Radius, dört delikli plak, civatalar $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı ..	36
Şekil 4.23. Radius, altı delikli plak montaj $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	37
Şekil 4.24. Radius, altı delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	38
Şekil 4.25. Radius, altı delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	38
Şekil 4.26. Radius, altı delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	39
Şekil 4.27. Radius, altı delikli plak montaj $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	40
Şekil 4.28. Radius, altı delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	40
Şekil 4.29. Radius, altı delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	41
Şekil 4.30. Radius, altı delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme	41
Şekil 4.31. Radius, altı delikli plak montaj $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	42
Şekil 4.32. Radius, altı delikli plak, kırık kemik $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	43
Şekil 4.33. Radius, altı delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme	43
Şekil 4.34. Radius, altı delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	44
Şekil 4.35. Radius, altı delikli plak montaj $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı	45
Şekil 4.36. Radius, altı delikli plak, kırık kemik $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı	45
Şekil 4.37. Radius, altı delikli plak $M=1Nmm$ etkisinde gerilme.....	46
Şekil 4.38. Radius, altı delikli plak, civatalar $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı....	46
Şekil 4.39. Ulna, dört delikli plak montaj $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	49
Şekil 4.40. Ulna $F_x=1N$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı	49
Şekil 4.41. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	50
Şekil 4.42. Ulna, dört delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	50
Şekil 4.43. Ulna, dört delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	51
Şekil 4.44. Ulna, dört delikli plak montaj $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	52
Şekil 4.45. Ulna $F_y=1N$ etkisinde sağlam kemikte gerilme.....	52

Şekil 4.46. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	53
Şekil 4.47. Ulna, dört delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme	53
Şekil 4.48. Ulna, dört delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme	54
Şekil 4.49. Ulna, dört delikli plak montaj $F_z=1N$ etkisinde gerilme	55
Şekil 4.50. Ulna $F_z=1N$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı	55
Şekil 4.51. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $F_z=1N$ etkisinde gerilme.....	56
Şekil 4.52. Ulna, dört delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	56
Şekil 4.53. Ulna, dört delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme.....	57
Şekil 4.54. Ulna, dört delikli plak montaj $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı	58
Şekil 4.55. Ulna $M=1Nmm$ etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı.....	58
Şekil 4.56. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı...	59
Şekil 4.57. Ulna, dört delikli plak $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı	59
Şekil 4.58. Ulna, dört delikli plak, civatalar $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı.....	60
Şekil 4.59. Ulna, altı delikli plak montaj $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	61
Şekil 4.60. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme	61
Şekil 4.61. Ulna, altı delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	62
Şekil 4.62. Ulna, altı delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	62
Şekil 4.63. Ulna, altı delikli plak montaj $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	63
Şekil 4.64. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	64
Şekil 4.65. Ulna, altı delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	64
Şekil 4.66. Ulna, altı delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	65
Şekil 4.67. Ulna, altı delikli plak montaj $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	66
Şekil 4.68. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	66
Şekil 4.69. Ulna, altı delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı	67
Şekil 4.70. Ulna, altı delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı.....	67
Şekil 4.71. Ulna, altı delikli plak montaj $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı	68
Şekil 4.72. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı...	69
Şekil 4.73. Ulna, altı delikli plak $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı.....	69
Şekil 4.74. Ulna, altı delikli plak, civatalar $M=1Nmm$ etkisinde gerilme dağılımı.....	70

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan eleman ve düğüm noktası sayıları....	21
Çizelge 4.1. Radius kemiğinde hesaplanan maksimum gerilme dağılımı	47
Çizelge 4.2. Plakla sabitlenen kırık kemik için kalıcı deformasyon oluşturan kuvvetler .	47
Çizelge 4.3. Ulna kemiğinde hesaplanan maksimum gerilme dağılımı.....	71
Çizelge 4.4. Plakla sabitlenen kırık kemik için kalıcı deformasyon oluşturan kuvvetler .	71

1.GİRİŞ

Bu tez giriş, kaynak araştırması, materyal ve yöntem, araştırma sonuçları ve tartışma, sonuç ve öneriler olmak üzere beş bölümden oluşmaktadır. Giriş bölümünde tezin amacı, planı ve getirdiği yenilikler sunulmuştur. İkinci bölümde tez çalışmasında yararlanılan ve daha önce yapılan araştırma ve çalışmaları kapsayan bilgiler verilmiştir. Üçüncü bölümün ilk kısmında, kırıklar ve sınıflandırılması konusunda temel bilgiler verilirken, ikinci bölümde kemiğin 3 boyutlu katı modelinin ve sonlu elemanlar modelinin kurulması ve çözülmesinde kullanılan parametreler açıklanmıştır. Dördüncü bölümde her bir kemik için dört ve altı delikli plak kullanılması durumunda sonlu elemanlar analizi ile elde edilen gerilme dağılımları sağlam kemikteki gerilme dağılımı ile karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Son bölümde ise bulunan önemli sonuçlar verilmiş ve daha sonra yapılabilecek çalışmalar için önerilerde bulunulmuştur.

Günümüzde yaşam standartlarının yükselmesi ile beraber insanların maruz kaldığı kazaların sayılarında da artış yaşanmaktadır. Örneğin ülkemizde her yıl binlerce insanın sadece trafik kazaları yüzünden yaralanmakta olduğu herkes tarafından kabul edilen bir gerçektir. Bu ve diğer sebeplerden dolayı meydana gelen kazalar vücuttaki kemiklerden bir veya birkaçının kırılması ile de sonuçlanabilmektedir.

Kırık kemiklerin tedavisinde tam iyileşmesinin sağlanması için çoğu zaman kırık bölgesi cerrahi müdahale ile açılır ve implant yerleştirilir. Bu yöntem ile kırık kemiğin doğru şekilde kaynaması sağlanır ve fonksiyonların geri kazanılması çabuklaşır. Vücut içine yerleştirilen bu implantlar genellikle paslanmaz, alaşımli çeliklerden imal edilirler ve kırığın iki yanından plaklar üzerindeki deliklerden geçirilen civatalar ile kemiğe sabitlenirler. Bu durumda artık kemiğin mekanik davranışları kırılmadan önceki ile aynı değildir.

Tez çalışmasının amacı insan önkol kemiklerinde dahili sabitleyici plak ile tedavi edilen kırık kemiğin mekanik davranışlarını sonlu elemanlar metodu kullanarak incelemektir. Sonlu elemanlar metodu bir çok mühendislik alanında olduğu gibi biyomekanik alanında da kayda değer bir öneme sahiptir. Kırık kemiklerin tedavisinde klinik araştırmaların maliyetlerinin yüksek olduğu göz önüne

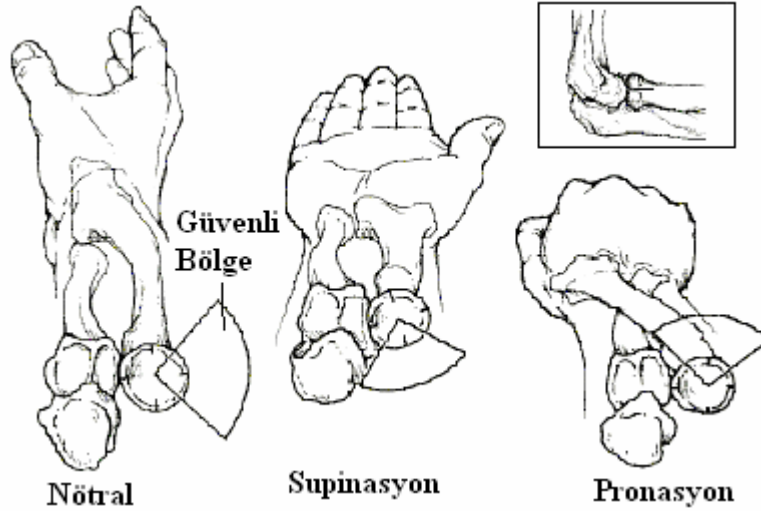
alındığında bilgisayar ortamında sonlu elemanlar metodu ile yapılan analizler klinik araştırmaların maliyetleri ile kıyaslandığında kısmen daha düşük maliyetlidir. Bu yüzden biyomekanik alanında sonlu elemanlar metodu kullanılarak yapılan çalışmalar klinik araştırmaların önemli bir yardımcısı olmaya başlamıştır.

Önkol kemikleri **Radius** ve **Ulna**'nın herhangi biri ya da ikisinin birden aynı anda kırılması sonucunda elin işlevleri doğrudan etkilenecektir. İnsan eli kemik, arter, sinir, tendon, ligamentlerden ve kaslardan oluşan ve parmakların ön kol kaslarıyla fleksiyona geldiği karmaşık bir sistemdir. Bu sistemlerden birinde meydana gelebilecek işlev bozukluğunun diğer sistemleri de olumsuz yönde etkileyeceği açıktır. El ve el bileği ile ilgili tedavilerin çoğunda amaç normal anatomik özelliklerin restore edilmesidir.

İmplantlar kemik içinden geçirilen tel veya çivilerin, ekstremitede dışında rijit bir desteğe bağlanması ile elde edilen sistemlerdir. Bu rijit desteğin geometrisine, bulunduğu yer veya elemanlarının dizaynına göre implantlar için farklı gruplamalar yapılabilir. İç sabitlemede Kirschner telleri, plakalar, vidalar, intramodüler çiviler ve omurga sabitleyicileri kullanılırken dış sabitlemede, basit ve klempili sabitleyicilerden oluşan pimli sabitleyiciler, çember sabitleyiciler veya birden çok farklı türün birlikte kullanılmasıyla elde edilen duruma özgü sabitleyiciler kullanılır. Kullanılan implantların biyolojik uyumlu olmaları, toksik olmamaları, yeterli dayanıklılığa sahip olmaları, yıpranma ve aşınmaya dayanıklı olmaları, vücut içinde tepki yapmamaları ve tepkiye de maruz kalmamaları beklenir.

Üst Ekstremitde ve Önkol Kemikleri

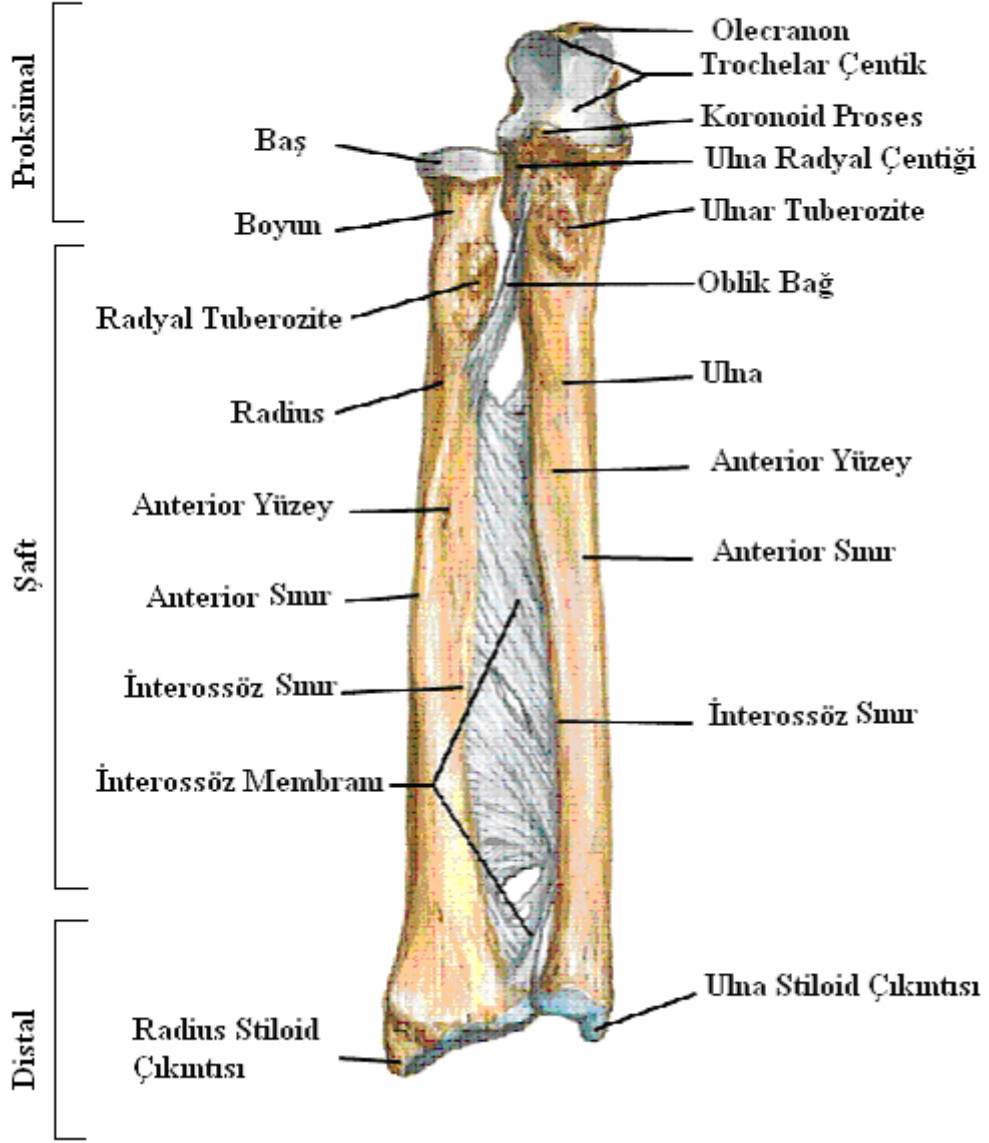
Önkolda 120-140 derecelik bir dönme vardır (Şekil1.1.). Normalde radius ulna etrafında döner. Radius sabitleşirse ulna, radius etrafında döner. Eğer dirsek sabitleşmiş, kilitlemiş ise tüm ekstremitde radius etrafında döner, radioulnar eklemlerde aşırı kaldıraç biçiminde zorlama yapar. Bu nedenle önkol kırıklarının anatomik tedavisinde temel ilke uygun rotasyonel iyileşmeyi sağlamaktır.



Şekil 1.1. Ön kol kemiklerinin hareketleri (Ege, 1989)

Önkol bölgesinin kemik iskeletini dışta radius ve içte ulna oluşturur. Radius ve ulna önkolda birbirlerine paraleldirler. Proksimalde dirsek, eklem kapsülüne ve anüler ligamana bağlanırken distalde el bileği eklemine, anterior ve posterior radio-ulnar ligamana ve fibrokartilajinöz eklem diskine bağlanırlar. Radius ve ulna üç kas ile birbirlerine bağlıdır. Bu kaslar supinator, pronator teres, pronator quadratus. Önkol kemiklerinin anatomik gösterimi Şekil 1.2.'de gösterilmiştir.

İnsan vücudundaki uzun kemikler üç kısımda incelenirler. Şekil 1.2'de uzun kemiğin proksimal, shaft ve distal kısımları görülmektedir.



Şekil 1.2. Radius ve Ulna Kemiklerinin Anatomik Gösterimi (Netter, 2002)

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Literatürde yapılan araştırmaların sonucunda akademik anlamda “İmplant ile tedavi edilmiş ön kol kemiklerinin ” değişik yükler altında mekanik davranışını FEM ile inceleyen çalışmalar fazla yer tutmamasına rağmen insan vücudundaki diğer kemiklerle ilgili sonlu elemanlar metodu (Finite Element Methods, FEM) teknikleri kullanılarak yapılan çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmada ön kol kemiklerinin dahili sabitleme yöntemi incelenmiştir. Harici sabitleme ile ilgili çalışmalar bu tez konusunun kapsamı dışındadır. Bu çalışmada bir insan kadavrası üzerinden alınan bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography, CT) grafiklerinden faydalanılarak sağlam önkol kemiklerinin 3 boyutlu katı modeli elde edilmiş ve sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Plak osteosentezi günümüzde pek çok kırık kemiğin tedavi yöntemi olarak kabul görmekte ve kullanılmaktadır. 1960’lı yıllardan itibaren dahili sabitleme için kullanılan teknikler ve plaklar daha kaliteli bir iyileşme sağlaması için sürekli bir gelişim göstermiştir. Günümüzde dahili plaklama metodları “biyolojik sabitleme” prensipleri üzerine odaklanmıştır.

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmeler pek çok alanda olduğu gibi mühendislik alanında da bir çok yeniliğin kapısını aralamıştır. İlk olarak 1972 yılında W.A. Brekelman kemiğin fizyolojik yükler altındaki gerilme davranışını araştırmak için sonlu elemanlar metodunu kullanmıştır. Zaman içinde gelişmiş mikroişlemcili bilgisayarlar sayesinde FEM analizleri ile ilgili yazılımlar alanında da büyük ilerlemeler sağlanmış ve bu gelişmelere paralel olarak kemiğin iyileşme süreci, doğru implant tasarımı gibi konularda FEM analizleri de kullanılmaya başlanmıştır.

Her ne kadar Robert Danis genellikle modern osteosentezin babası sayılsa da eski yayınlarda Gurlt, Beranger-Freaud, Lister, Hansmann, Lane, Konig, Lambotte ve diğerleri dahili sabitleme metodlarını tarif etmişlerdir. Gurlt ilk olarak 1862 yılında bu konuyu yayınlamış ve Lambotte dahili sabitlemeyi tarif eden “osteosentez” terimini ilk defa kullanmıştır. (Miclau ve Martin, 1997)

Watanabe ve ark. (2000) tüm insan vücudunun basitleştirilmiş bir FEM modelini oluşturmuşlardır. Modeli, otomobillerin duvara çarpma testlerini bilgisayar ortamında canlandırarak vücuda gelen darbeleri ve sonuçlarını analiz etmişler ve bunları kadavralar ile yapılan çarpma testlerindeki sonuçlarla karşılaştırmışlardır.

FEM modelinde katı, kabuk, membran, çubuk elemanları vücudun kas, tendon, deri, kemik ve iç organlarını farklı elemanlarla modelleyerek çalışmışlardır. Analizlerdeki kırık kemik sayısı ve kadavradaki kırık kemik sayılarının benzer olduğunu ortaya koymuşlardır.

Garcia ve ark. (2002) insan femur kemiğinde distal ve proksimal kırıkların harici sabitleme yöntemi ile tedavisini bilgisayar ortamında simüle etmişlerdir. Sağlam ve kırık kemiğin bilgisayar ortamında matematiksel olarak incelenmesinde sonuçların gerçeğe yakın olduğunu göstermişlerdir. Bununla beraber, deneysel ve klinik çalışmalar porozitedeki değişimi gösterse de matematik modellerinin kemiğin porozitesi ve anizotropisindeki değişimi de öngöreceğini ortaya koymuşlardır. Bir implant tasarlanırken deneysel ve tecrübi bilgilerin maliyetlerinin yüksekliği karşısında matematik modellerin (FEM) bu maliyetleri önemli ölçüde düşüreceğini belirtmişlerdir.

Shefelbine ve ark. (2004) Trabeküler kemik kırığının iyileşmesini bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemişlerdir. 600µm boyutunda yaklaşık olarak 38000 elemandan oluşan idealleştirilmiş bir mikro düzey sonlu elemanlar modeli oluşturmuşlardır. Kırık boşluğunda oluşan yumuşak dokunun trabeküler kemik haline gelişini simüle ederek iyileşme döneminde kemik oluşumunun etki eden yüklere bağlı olduğunu göstermişlerdir.

Zhang (2004) Bir harici sabitleme (external fixation) protezinin ve tellerinin nonlineer davranışını ortadan kaldırmak için, protezlerde kullanılan ön gerilme tellerinin protezin mekanik davranışlarına etkilerini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemiştir. Protezin sağlamlığı için kullanılan ön gerilme tellerine verilen ön gerilmeyi sınırlandırarak zamanla elastisitesini kaybetmesinin engellenebileceğini göstermiştir.

Viceconti ve ark. (2003) Klinik çalışmalarda kullanılabilirlikte, CT datalarından öznel kemik sonlu elemanlar modellerinin elde edilmesinin otomasyonu ile ilgili çalışmışlardır. Vivo'da elde edilen CT grafiklerinden 2 boyutlu kesitler elde ederek bu kesitleri 3 boyutlu modelin oluşturulmasında kullanmışlardır. Grid tabanlı (grid projeksiyon algoritması) otomatik eleman oluşturucusu kullanarak hexahedral elemanları elde etmişlerdir. Çalışmalarında 5 ayrı femur kemiğinin sonlu elemanlar modelini otomatik eleman oluşturma yöntemi ile modellemişlerdir. Vivo'da elde

edilen grafiklerden oluşturulan meshlerin vitrodan elde edilenlere göre daha yüksek seviyede doğrulukta olduğunu ortaya koymuşlardır. Ayrıca yöntemlerini, rastgele seçilen 5 ayrı femuru güvenilir derecede doğrulukta modellediğini göstermişlerdir.

Zannoni ve ark. (1998) kemik sonlu elemanlar modeline malzeme özelliklerini atamak için yeni bir metod üzerinde çalışmışlardır. Femur kemiğinin Vivo'da 1mm aralıklı kesitlerden oluşan bir CT grafik setinden elde ettikleri bilgilerle sonlu elemanlar modelini BONEMAT programı kullanarak oluşturmuşlardır. Çalışmalarında kemiğin elastisite modülünü 22000 MPa ve yoğunluğunu da $1,73 \text{ g/cm}^3$ olarak hesaplamışlardır.

Majumder ve ark. (2004) insanın yürüyüşü sırasında pelvis kemiğindeki gerilme dağılımını bulmak amacıyla gerçekçi 3 boyutlu sonlu elemanlar modelini oluşturmuşlardır. Sonlu elemanlar modeli 71674 adet 4 düğüm noktalı tetrahedron eleman ve 17264 adet 4 düğüm noktalı kabuk elemandan oluşmuştur. Hesaplamalar için ANSYS yazılımını kullanmışlardır. Yürüyüş hareketi sırasında pelvisteki maksimum ve minimum yüklemeye maksimum von-Mises gerilim dağılımının 21 ve 38 MPa arasında olduğunu tespit etmişlerdir.

Mutlu ve Kurt (2005) deneysel bir çalışma yaparak üç değişik malzemenin (alüminyum, karbon elyafı, polieterimid reçine) imal edilmiş fiksator ve fiksator halkalarının değişik pozisyon ve yüklemeler altında mekanik davranışlarını araştırmışlardır. Polieterimid reçineden imal edilmiş olan halkalar karbon elyafı ve alüminyum halkalarla karşılaştırılmış ve polieterimid reçineden imal edilmiş olan halkaların standartların istediği özellikte olduğu sonucuna varmışlardır.

Chung ve ark. (2001) el ve önkol yaralanmaları hakkında epidemiyolojik bir araştırmayı Amerik Birleşik Devletlerinde yapmışlardır. Çalışmalarında 1997-1998 yılları arasında Birleşik Devletler acil servislerinde kayıt altına alınan 1465874 üst ekstremité vaka raporlarında 643087 vaka ile (%44) önkol (radius ve ulna) kırık ve yaralanmalarının tüm yaralanmalar ve kırıklar içinde en yüksek paya sahip olduğunu saptamışlardır.

Dennison ve ark. (2001) İngiltere ve Galler'de 1988-1998 yılları arasındaki insan vücudunda tüm bölgedeki kırıkları içeren epidemiyolojik bir araştırma yapmışlar ve çalışmalarının sonucunda 222369 toplam vakadan 46947'sinin (%22) en yüksek paya sahip olan radius-ulna kırıkları olduğunu tespit etmişlerdir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada insan önkol kemiklerinin (radius ve ulna'nın) kırık tedavisinde kullanılan içerden plakla sabitleme yöntemi ile tedavisi, bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir. Bir insan kadavrasından alınan CT grafikleri kullanılarak kemiklerin dış ve iç kesitleri oluşturulmuş, bu kesitler kullanılarak bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design, CAD) yazılımı ile önkol kemiklerinin 3 boyutlu katı modeli oluşturulmuştur. Bununla birlikte günümüzde bilgisayar teknolojisindeki ilerlemelere paralel olarak geliştirilen yeni yazılımlar, CT grafiklerden CAD modellerinin elde edilmesinde uzun zaman alan işlemleri otomatikleştirerek tasarım aşamalarını hızlandırmaktadır.

CT grafikleri kullanılarak modellenen sağlam ön kol kemiklerinde 1mm'lik boşluk kırığı temsil etmektedir. Eksenel yönde kuvvetler ve burulma momenti altındaki mekanik davranışları incelenmiş ve gerilme dağılımı elde edilmiştir.

3.1. Kırıklar Hakkında Genel Bilgiler

Dıştan veya içten etki eden kuvvetlerle kemik dokusunda oluşan ayrılmaya veya bu sebeplerle kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına “**Kırık**” denir. Kemikteki kırılma, etki eden kuvvetlerin derecesine ve kemiğin şoku sönmleme yeteneğine göre ufak bir çatlaktan (Fissür), bir veya bir çok kemiğin kırılmasına ; hatta komşu eklemlerde çıkık eşlik etmesine (Kırıklı-çıkık) kadar değişiklik gösterebilir. Kırığı oluşturan kuvvet sadece kemiği kırmayıp , beraberinde kemiğin etrafındaki deri, kaslar , tendonlar , ligamentler, damarlar, sinirler ve komşuluğundaki organları da yaralayabilir.

3.1.1. Kırık Tipleri ve Sınıflandırma

Kırık tipleri kemik doku sağlamlığına, kırık hattının dış ortamla ilişkisi, kırık oluşturan kuvvet, kırık sayısı, kırık derecesi, kırık hattı, kırığın kemikteki anatomik bölgesi ve kırılan kemiğin histolojik yapısına göre sınıflandırılır. Ayrıca AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) / ASIF (Association for the Study of

Internal Fixation) yöntemi ile tüm kırıkların sistematik olarak sınıflandırılması yapılabilmektedir.

1) Kemik doku sağlamlığına göre:

- Normal kemikte (Travmatik) kırık
- Hastalıklı kemikte (Patolojik) kırık
- Stress (Yorgunluk) kırığı

2) Kırık hattının, kemiği çevreleyen deri ya da mukoza yoluyla, dış ortamla ilişkide olup, olmamasına göre:

- Kapalı kırıklar
- Açık kırıklar

3) Kırık oluşturan kuvvete göre:

- Direkt mekanizma ile olan kırıklar
- Endirek mekanizma ile olan kırıklar
- Direkt ve endirek mekanizma kombinasyonu ile olan kırıklar

4) Kırık sayısına göre:

- Tek kırık hattı
- Çoklu kırık hattı

5) Kırığın derecesine ve kırık hattına göre:

a) Ayrılmış (deplase) kırıklar

- Transvers kırık
- Oblik kırık
- Spiral kırık

- Kopma kırığı
- Parçalı kırık

b) Ayrılmamış (non-deplase) kırıklar

- Çatlak (fissür, linear kırık)
- Yaş ağaç (green stick) kırığı
- Torus kırığı
- Çökme kırıkları
- Kompresyon (sıkışma) kırıkları
- Dişlenmiş (impakte) kırıklar
- Epifizin ayrılmamış kırıkları

6) Kırığın kemikteki anatomik bölgesine göre:

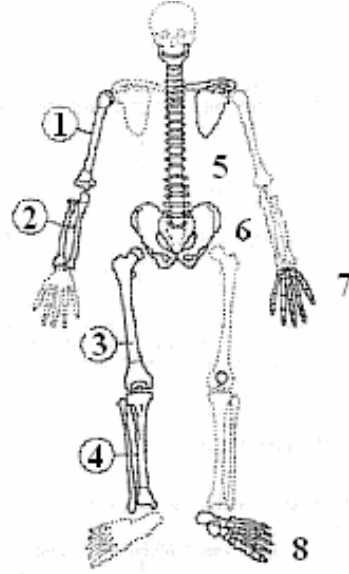
- Proksimal bölge kırıkları (Proksimal epifizer ve metafizer bölge; trokanterik, femur boynu, tibia kondil, kollum şirurjikum vb.)
- Cisim (şaft) kırıkları (Diafiz bölgesi ; 1/3 üst, 1/3 orta, 1/3 alt bölge olarak ifade edilir)
- Distal bölge kırıkları (Distal epifizer ve metafizer bölge ; suprakondiler, malleoler, pilon, Colles vb.)
- Epifiz bölgesi kırıkları
- Kırıklı - çıkıklar (Kırıkla birlikte kırığın olduğu kemiğin katıldığı eklemdede çıkık olması)

7) Kırılan kemiğin histolojik yapısına göre:

- Spongiöz bölge kırıkları
- Kortikal bölge kırıkları

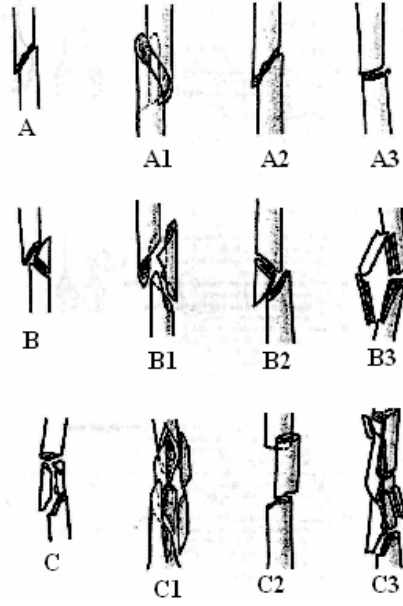
8) AO/ASIF Sınıflandırması:

AO sınıflaması tüm kırıkların kapsamlı bir şekilde dökümente edildiği faydalı bir sınıflamadır. AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) / ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) grubunun yapmış olduğu sınıflama ile uzun kemikler önce numaralandırılır. Buna göre humerus 1 , önkol 2 , femur 3, tibia 4 numara ile kodlandırılır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Kemiklerin AO/ASIF numaralandırması (Us, 2003)

Kemik kırıkları kendi içinde de proksimal bölge kırıkları 1, cisim kırıkları 2, distal bölge kırıkları 3 numara ile kodlandırılır. Her bölgedeki kırık A-B-C olarak kategorize edilir. Bu gruplar kendi arasında da $A_1-A_2-A_3$; $B_1-B_2-B_3$; $C_1-C_2-C_3$ olarak alt gruplara ayrılır (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Kemik kırıklarının AO/ASIF sınıflandırması (Us, 2003)

Ayrıca her alt grup tekrar 1-2-3 eklenerek en alt gruplara ayrılır. Buna göre örneğin cisim kırıkları şöyle tarif edilir:

A : Basit kırıklardır.

Spiral (1-2-3)

Oblik (1-2-3)

Transvers (1-2-3)

B : Kamalı kırıklardır.

Spiral kamalı (1-2-3)

Bükülmeli kamalı (1-2-3)

Parçalı kamalı (1-2-3)

C : Kompleks kırıklardır.

Spiral (1-2-3)

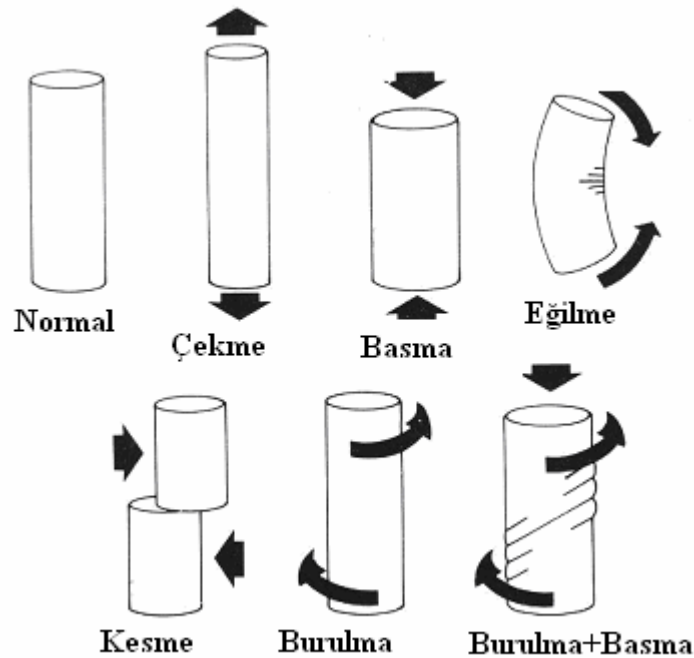
Segmentli (1-2-3)

Çok parçalı, irregüler (1-2-3)

3.1.2. Kırıkları Oluşturan Sebepler ve Kırık Oluş Mekanizması

Travmatik yolla oluşan kırıklarda görülen başlıca sebepler: Trafik kazaları (araç içi veya araç dışı), düşme, çarpma, ev içi kazalar, iş kazaları, spor kazaları, göçük altında kalma (deprem, maden kazaları vb.), üzerine bir şey düşmesi, ateşli silah yaralanması, kesici delici alet yaralanması, darpa maruz kalma ve dövülme ve yeni doğanlarda görülen doğum travmaları olarak özetlenebilir. Patolojik kırıklarda kemikte bir hastalık mevcuttur ve kırık çoğu zaman basit travmalarla veya bazen travma olmaksızın kendiliğinden meydana gelir. Stres kırıklarında ise sürekli tekrarlayan zorlamalar ve yorgunluk sonucunda bariz bir travma olmadan fissür ya da tam kırık gelişebilir. Örneğin eğitimi yeterli olmayan askerlerde uzun yürüyüşler sonucunda metatars yorgunluk kırıkları görülebilir.

Normal anatomi ve fizyolojiye sahip bir kemikte dıştan etki eden kuvvetler ve vücut ağırlığının taşınması ile kas ve ligamentlerin çekmesi gibi vücudun içinden etki eden kuvvetlerin şiddeti, doğrultusu, hızı ve etkileme süresine göre kırıklar meydana gelir (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. Kemiklere Etki Eden Kuvvetler (Us, 2003)

3.2. Dahili Sabitleme

Kırık bölgenin ameliyatla açılarak cerrahi redüksiyonundan (açık redüksiyon) sonra bu iş için özel yapılmış olan ve vücut içerisinde kalacak olan madeni tespit cihazları (İmplant) ile kırık fragmanların tespitine “Dahili Sabitleme” (internal fiksasyon) denilir. Açık redüksiyon + dahili sabitleme için **osteosentez** tabiri de kullanılmaktadır.



Şekil3.4. Dahili Sabitleme (Rabin, 2004)

Dahili sabitleme için kullanılan implantların biyolojik uyumlu olmaları, toksik olmamaları, yeterli dayanıklılığa sahip olmaları, yıpranma ve aşınmaya dayanıklı olmaları, vücut içinde tepki yapmamaları ve tepkiye de maruz kalmamaları beklenir. Bugün için en çok kullanılan metal alaşımları paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve kobalt-krom alaşımlardır.

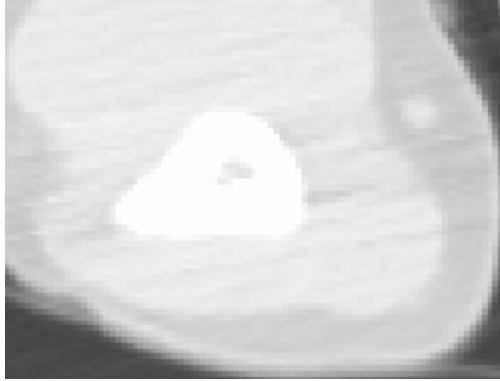
Bugün için yaygın olarak kullanılan bazı implantlar şu şekilde sıralanabilir: Kirschner telleri, serklaj telleri, kilitli Kirschner telleri, Knowles çivileri, Schanz vidaları, Steinman çivileri, Küntscher intramedüller çivisi, Ender intramedüller çivileri, U çivileri (Staple) , Rush çivisi, Smith Petersen çivisi, kortikal vida, spongiöz vida, malleol vidası, kanüle vidalar, interferens vidaları, düz plaklar, rekonstrüksiyon plakları, kompresyon plakları (DCP), sınırlı temaslı kompresyon plakları(LCDCP), semitübüler plaklar, 1/3 tübüler plaklar, Dinamik kalça plağı (DHS), Dinamik kondil plağı (DCS), Harris Muller plağı, L plak, Jewett plağı, T plaklar, anatomik plaklar, Kilitli

intramedüller çiviler, vertebra posterior enstrumantasyonları, vertebra anterior enstrumantasyonları, parsiyel veya total endoprotezler.

Açık redüksiyon ve dahili sabitlemenin avantajı tam anatomik redüksiyon, kararlı sabitleme ve kırığın kaynaması için uygun ortam sağlanarak erken harekete izin verilir, fonksiyonların kazanılması kolaylaşır ve uzun süreli immobilizasyonun sakıncaları görülmez. Bunlara karşılık dezavantajları ise kapalı kırık ameliyatla açık hale getirilmiş olur ve enfeksiyon gelişebilir. Kırık iyileşmesinin biyolojik safhaları bozulur ve kaynama bundan dolayı gecikebilir.

3.3. Radius ve Ulna Kemiklerinin Üç Boyutlu CAD Modelinin Oluşturulması

Bu çalışmada sağ radius ve ulna kemiklerinin üç boyutlu modellenmesi için CT grafiklerden faydalanılmıştır. Bir insan kadavrasından 10mm aralıklarla alınan üst ekstremiteye ait CT grafiklerinden önkol kemiklerinin proksimal-distal boyunca 30 adet kesit kullanılmıştır. CT grafikleri e-Film yazılımı ile .tiff formatında resimlere dönüştürülmüştür.



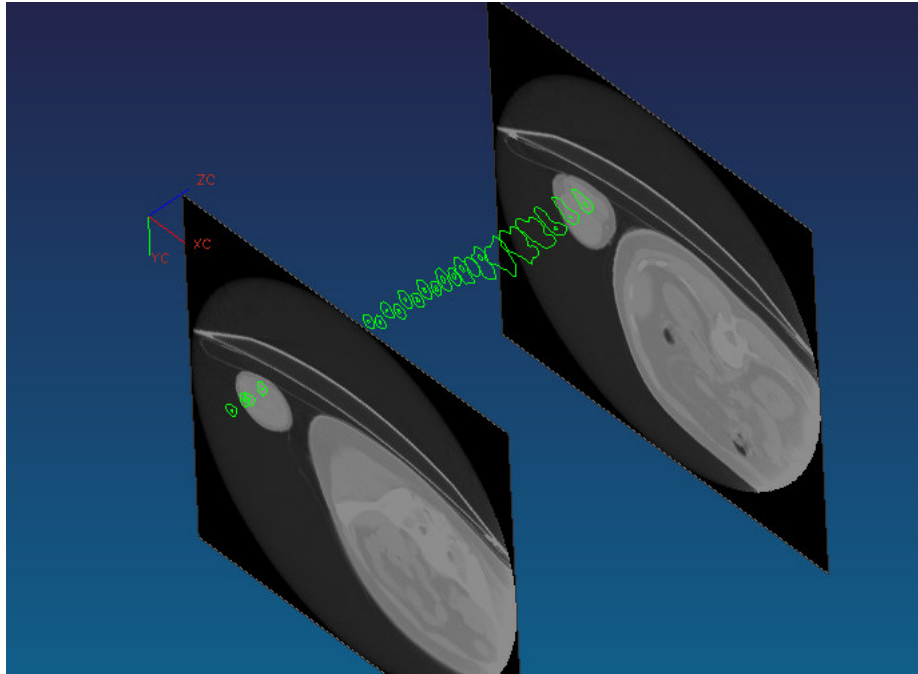
Şekil 3.5. Kemiğin CT görüntüsü

Elde edilen bu görüntüler vektör grafik formatında olmadığı için CAD yazılımında doğrudan kullanılması mümkün değildir. Modelleme ortamına alınan .tiff formatındaki resimlerin üzerinde kemiğin sınırlarını kapalı bir spline eğrisi ile izleyerek kemiğin iç ve dış sınırları oluşturulmuştur (Şekil 3.6.).



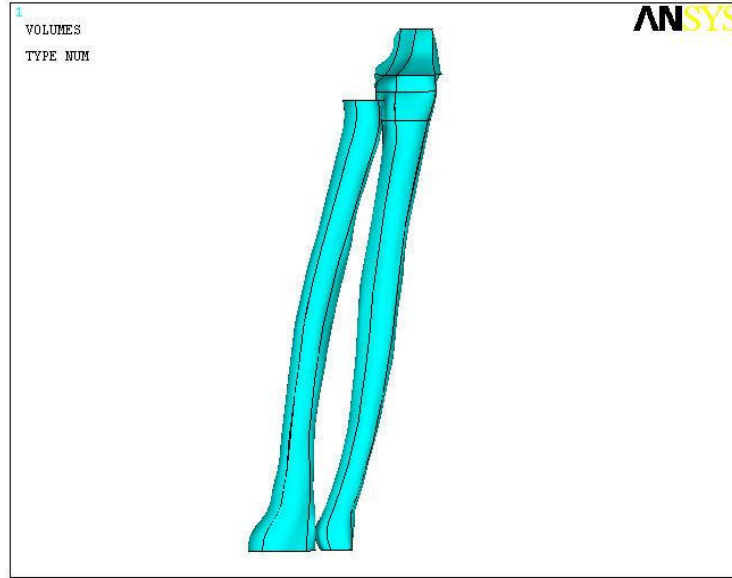
Şekil 3.6. Spline eğrilerin oluşturulması

Bu işlem diğer kesit görüntüleri için de tekrarlanmıştır böylece dirsekten el bileğine kadar olan bölümün kesitleri CAD ortamında oluşturulmuştur. Kesitleri oluşturan bu spline eğrilerinin daha ileriki modelleme işlemleri ve ANSYS ortamına aktarılmasında sorun oluşturmaması için 3. dereceden spline eğrilerine dönüştürülmüştür (Şekil 3.7.).



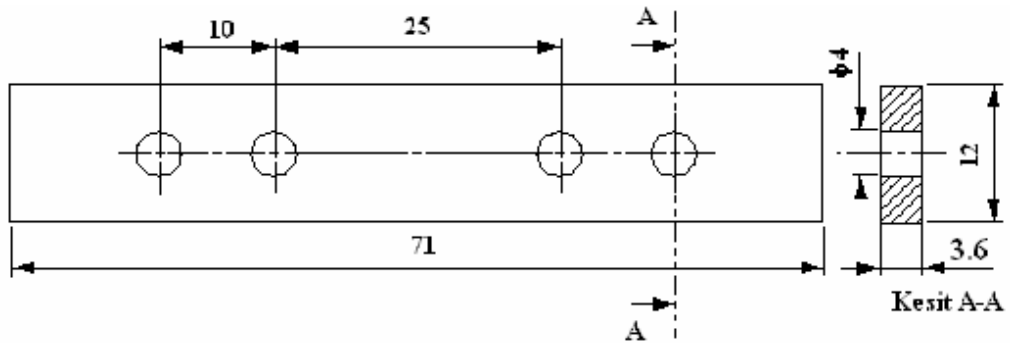
Şekil 3.7. Proksimal-Distal boyunca kemiklerin kesitleri

Daha sonra bu kesitler ANSYS sonlu elemanlar analiz programında kullanılabilmesi için iges formatında çevrilmiş (export) ve kemiklerin 3 boyutlu katı modelinin oluşturulması işlemi ANSYS'te tamamlanmıştır.

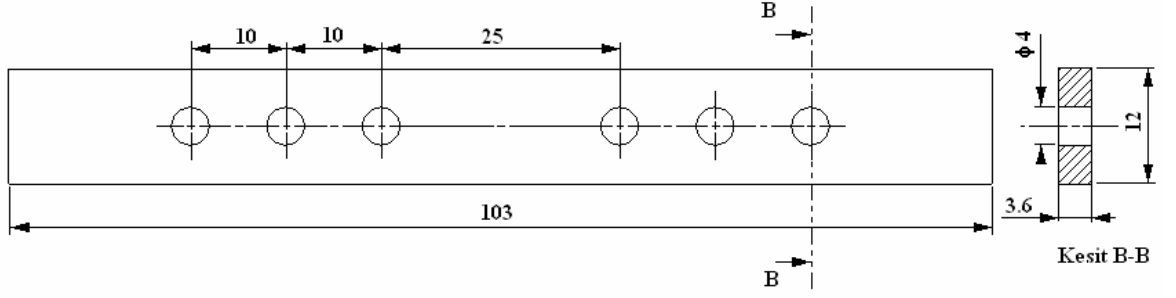


Şekil 3.8. Radius ve Ulnanın üç boyutlu katı modeli

Radius ve ulna kemiğini üzerinde 71x12x3.6 mm 4 delikli plak (Şekil 3.9.) ile 103x12x3.6 mm boyutlarında 6 delikli plak (Şekil 3.10.) modellenmiştir. Bu plaklar kemiklere 4mm çapındaki civatalar ile sabitlenmiştir. Böylece dört ve altı delikli plaklardan iki kemik için dört model oluşturulmuştur.

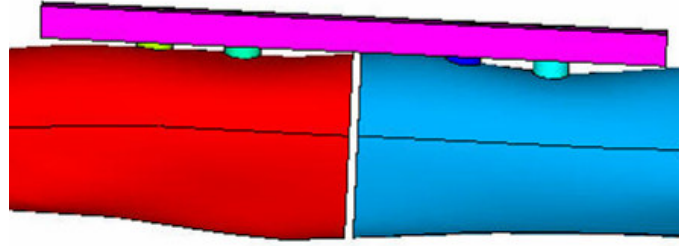


Şekil 3.9. Dört delikli plak boyutları



Şekil 3.10. Altı delikli plak boyutları

Şekil 3.11.'de 1mm kırık, plak ve civatalar ile sabitlenmesi kısmi olarak gösterilmiştir. 1mm'lik kırık boşluğu bütün analizlerde aynı olup bilgisayar ortamında modellenmiştir.

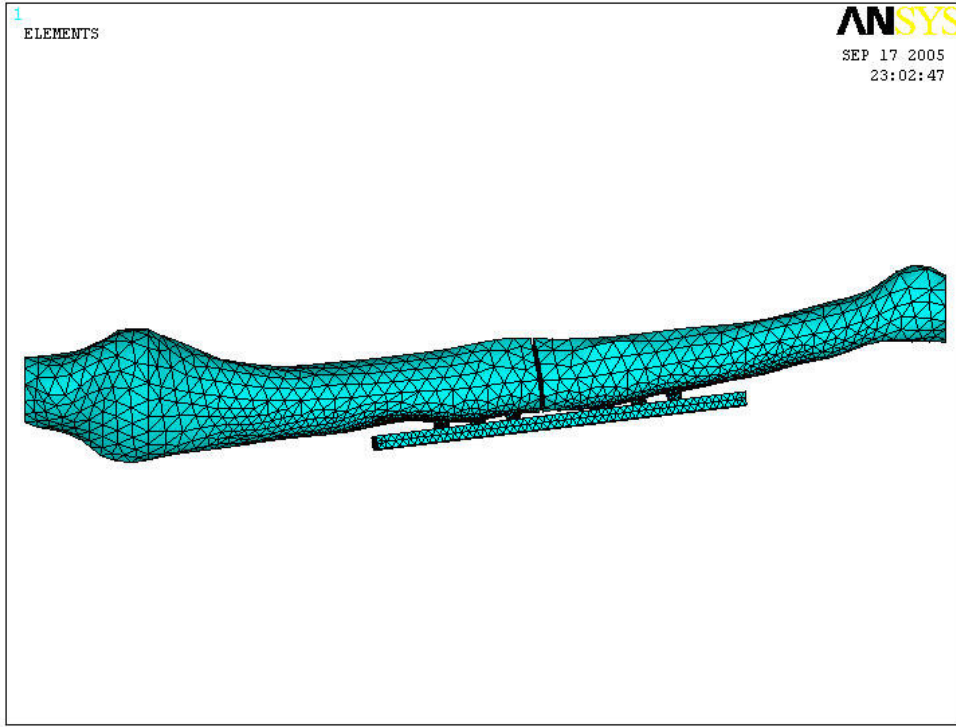


Şekil 3.11. 1mm'lik kırık boşluğu

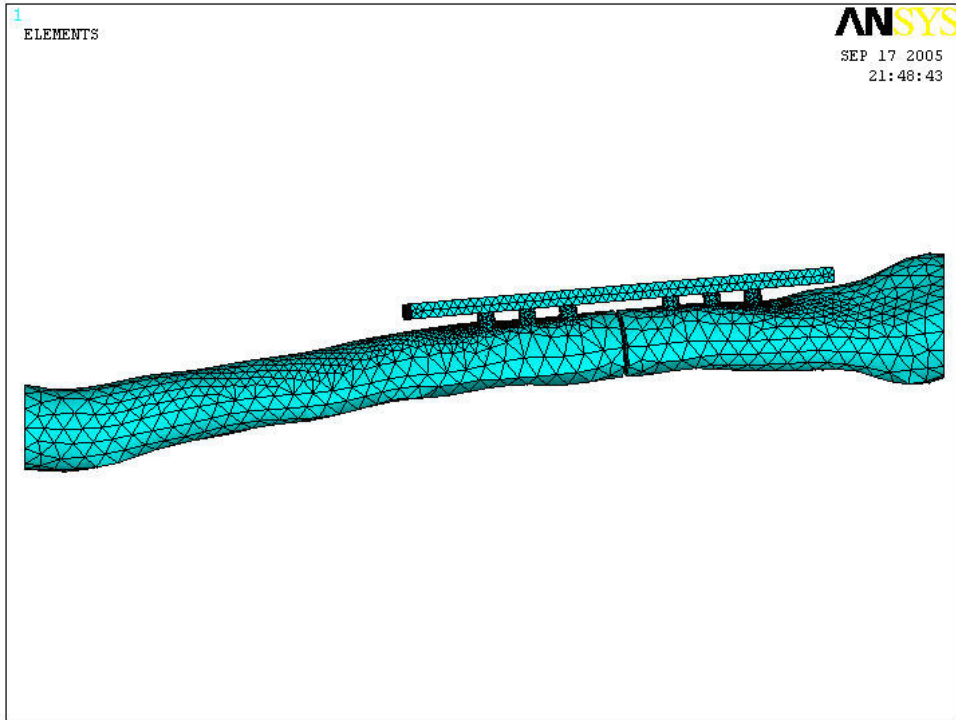
3.4. Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması

Radius ve Ulna'nın kesitlerinin ANSYS ortamına aktarılması ve katı modelinin oluşturulmasının ardından dört ve altı delikli plaklar ve civatalar uygun konumda modellenmiştir. ANSYS yazılımının Mechanical U modülü kullanılarak lineer-statik analizler yapılmıştır.

Elemanlara ayırma işlemi sırasında sonuçların hassaslığı açısından kemiklerdeki civata delikleri, civatalar ve plak delikleri civarındaki eleman boyutu 1mm, modelin geri kalanında 5mm olarak sınırlandırılmıştır. Radius ve Ulna'nın yüzeyleri analitik formlar teşkil etmediğinden dolayı serbest ağ algoritması (free mesh) kullanılarak çözüm ağı (mesh) oluşturulmuştur (Şekil 3.12. ve 3.13.).

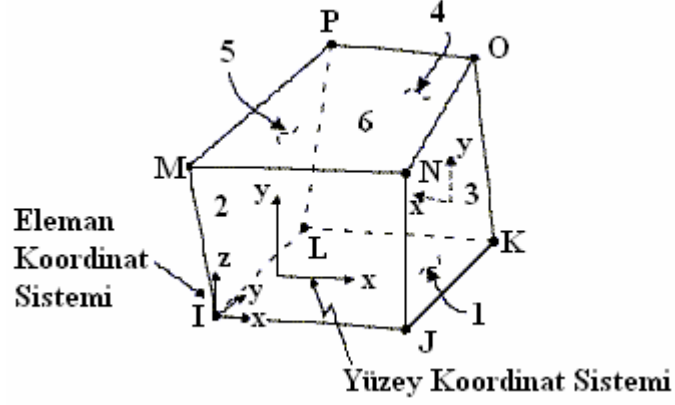


Şekil 3.12. Ulna kemiği ve 6 delikli plağın sayısal çözüm ağı



Şekil 3.13. Radius kemiği ve 6 delikli plağın sayısal çözüm ağı

Çözüm ağının oluşturulmasında her bir düğümü x, y, z yönlerinde 3 serbestlik derecesine ve toplam 8 düğüme sahip “SOLID 45 3-D Structural Solid” elemanı (Şekil 3.14.) kullanılmıştır.



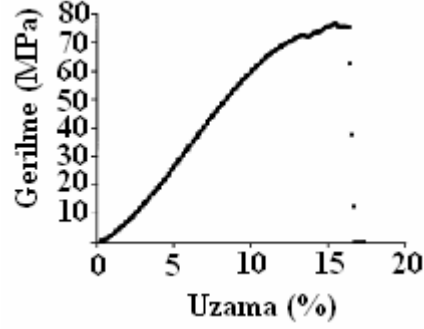
Şekil 3.14. SOLID 45 Elemanı

3.5. Sınır Şartlar ve Çözüm Parametreleri

Bu bölümde sonlu elemanlar analizinde kullanılan sınır şartlar ve çözümde kullanılan parametreler kısaca açıklanmıştır. Radius ve Ulna kemiklerinin mekanik davranışını incelerken her bir kemik için dört ve atı delikli plak seçildiği göz önüne alındığında toplam dört farklı sayısal model kullanılmış ve her bir model için dört farklı yükleme yapılarak on altı analiz sonucu hesaplanmıştır.

Kemiğin mekanik özelliklerinin yaş ve cinsiyete göre değişkenlik göstermesi ve aynı zamanda literatürdeki çalışmalarda kullanılan parametrelerin farklılık göstermesi kemiğin mekanik özellikleri ile ilgili sabit parametrelerin olmadığını açıklamaktadır. Cameron (1999), Zannoni ve ark. (1998) yaptıkları çalışmalarda kemik için $\rho=1900, 1730 \text{ kg/m}^3$ kullanmışlardır. Bu çalışmada ise bu iki değer ortalama olarak 1800 kg/m^3 değerinin seçilmesi sonuçların diğer çalışmalarla karşılaştırılması açısından uygun görülmüştür. Literatür taraması sonucunda Zhang (2004), Dalstra ve ark. (1995) tarafından sırasıyla $E=22000 \text{ MPa}$ ve $E=17000 \text{ MPa}$ değerlerini kullanmışlardır. Ayrıca Zannoni ve ark. (1998) $E=22000 \text{ MPa}$ değerini çalışmalarında hesaplamıştır. Bu çalışmada $E= 22000 \text{ MPa}$, $\nu=0.35$ olarak alınmıştır (Zhang , 2004).

Stabile ve ark. (2003) İnsan önkol kemikleri üzerinde yaptığı çalışmada 2.5 ± 0.7 mm² kesit alanına sahip numunelerle yaptığı deneylerde standart sapma sonucunda kemik için $\sigma_{ak} = 54.1 \pm 25.2$ MPa olarak saptamıştır. (Şekil 3.15.)



Şekil 3.15. Önkol kemiklerinin uzama gerilme eğrisi (Stabile ve ark., 2003)

Kullanılan plak ve civatalar için ise E, ν , ve ρ için sırasıyla 207000 MPa, 0.3 ve 7860 kg/m³ değerleri alınmıştır.

Çizelge 3.1. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan eleman ve düğüm noktası sayıları

Model	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası Sayısı
Radius sağlam kemik modeli	8388	2037
Radius ve 4 delikli plak modeli	29031	6264
Radius ve 6 delikli plak modeli	43292	9259
Ulna sağlam kemik modeli	10587	2476
Ulna ve 4 delikli plak modeli	34581	7256
Ulna ve 6 delikli plak modeli	53898	11143

Çizelge 3.1’de sonlu elemanlar analizinde kullanılan modellere ait analiz sayısı ve düğüm noktası sayısı belirtilmiştir. Radius ve ulna kemiklerinin analizi yapılırken proximal (dirsek) tarafından sabitlenmiş ve distal (bilek) tarafından kuvvetler ve momentler uygulanmıştır. Yukarıda belirtilen altı modelin her biri için x, y, z yönlerinde (z doğrultusu proksimal-distal doğrultu olmak koşuluyla) 1N birim kuvvet ve

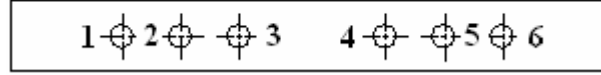
proksimal-distal doğrultusunda 1 Nmm'lik burulma momenti uygulanmıştır. Sonuç olarak toplam 24 adet analiz sonucu elde edilmiş ve tartışılmıştır.

4. Araştırma Sonuçları ve Tartışma

Bu bölümde radius ve ulna kemiklerinin dört ve altı delikli plaklar için farklı yüklemelere maruz kaldığı durumdaki gerilme dağılımları sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilmiş ve hesaplanan sonuçlar kendi içinde karşılaştırılmıştır.

Sayısal modelin oluşturulmasında ve çözümlenmesinde sonlu elemanlar metodu ile çalışan ANSYS programı kullanılmıştır. Sayısal ağda plak delikleri, kemikteki civata delik boşlukları ve civatalar üzerinde hassas sonuç elde edilmesi açısından iyileştirmeler yapılmıştır.

Radius ve ulna kemikleri için dört ve altı delikli plak modelleri ve her biri için proximal-distal doğrultusu z eksenini olmak üzere x, y, z doğrultularında 1N birim kuvvet ve z ekseninde 1Nmm'lik burulma momenti uygulanmıştır. Her bir model için üç farklı doğrultuda kuvvet ve bir eksende moment uygulaması göz önüne alındığında toplam 24 farklı model hesaplanmıştır.



Şekil 4.1. Plaklardaki deliklerin numaralandırılması

Analiz sonuçları tartışılırken maksimum gerilmelerin hangi delikte bulunduğunu belirtirken karışıklık olmaması için delikler Şekil 4.1.'deki gibi numaralandırılmıştır.

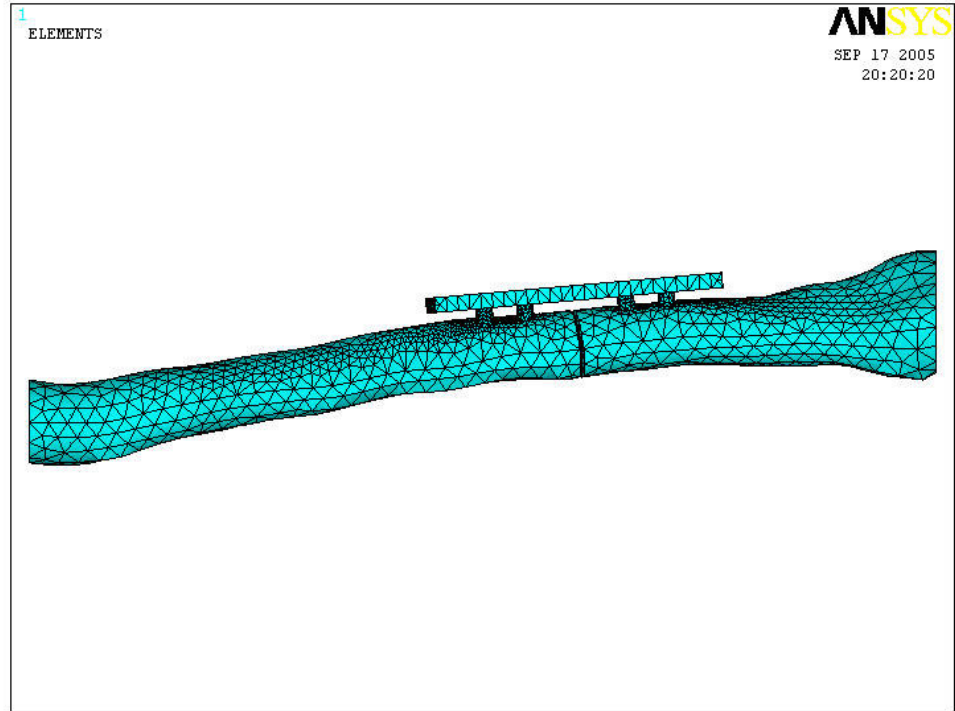
Bu çalışmada öncelikle radius kemiğinin sonlu elemanlar analiz sonuçları sağlam kemik ile kırık kemiğe ait dört ve altı delikli plak için incelenecek ve bu sonuçlar kendi içinde karşılaştırıldıktan sonra aynı yöntem ulna kemiği için de izlenecektir. Sonuçlar kısmında ise radius ve ulna kemikleri dört ve altı delikli plak için von-Mises kriterine göre hesaplanan gerilme dağılımına göre karşılaştırılacaktır.

4.1. Radius Kemiğinin Sonlu Elemanlar Analizi

Çalışmada radius kemiğinin Bölüm 3.5.'de belirtilen sınır şartlar ve çözüm parametreleri ile dört ve altı delikli plaklar için eşdeğer yüklemeler uygulanarak gerilme dağılımı hesaplanmıştır. Sonuçların birbiri ile karşılaştırılıp daha iyi yorumlanması açısından radius kemiğinin sonlu elemanlar analizi her plak için ayrı başlıklar altında sunulmuştur.

4.1.1 Radius Kemiği Dört Delikli Plak Analiz Sonuçları

Radius kemiği ANSYS ortamında 1mm kırık boşluğu olacak şekilde ikiye ayrıldıktan sonra üzerine yerleştirilen dört delikli plak ve civatalar ile birbirine bağlanmış ve Şekil 4.1'de çözüm ağı tamamıyla gösterilmiştir.

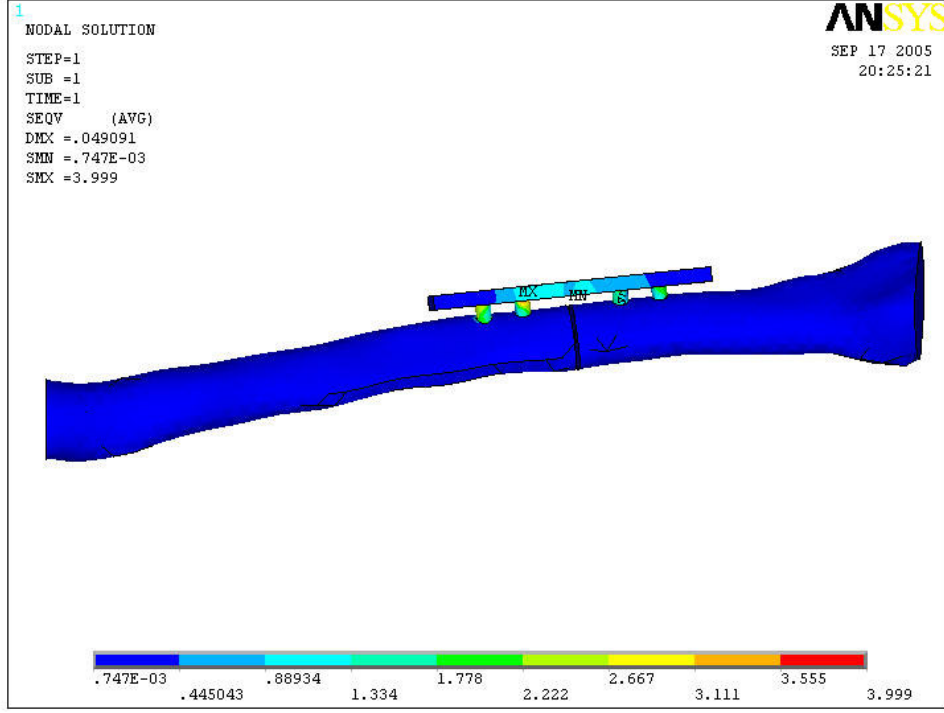


Şekil 4.2. Radius kemiği, dört delikli plak ve civatalar

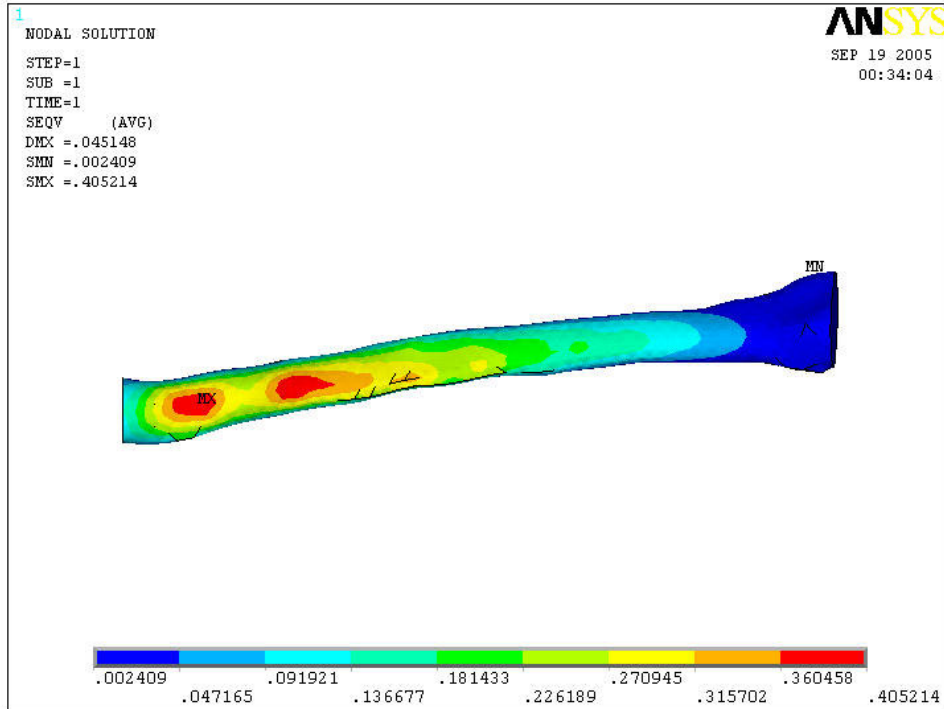
Şekil 4.1'de gösterilen modelde distal uç (bilek eklemi, resme göre sağ taraf) x, y, z doğrultularında 1N birim kuvvet ve proksimal-distal doğrultusunda (z eksen)

1Nmm'lik burulma momenti uygulanarak gerilme dağılımı von Mises kriterine göre elde edilmiştir.

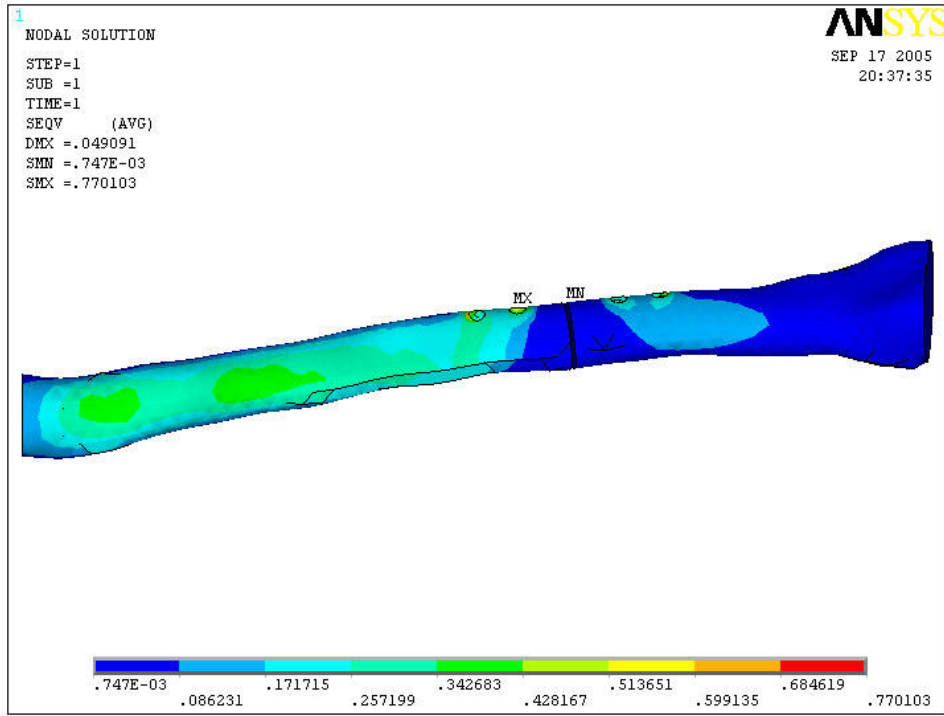
$F_x=1N$ etkisindeki dört delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



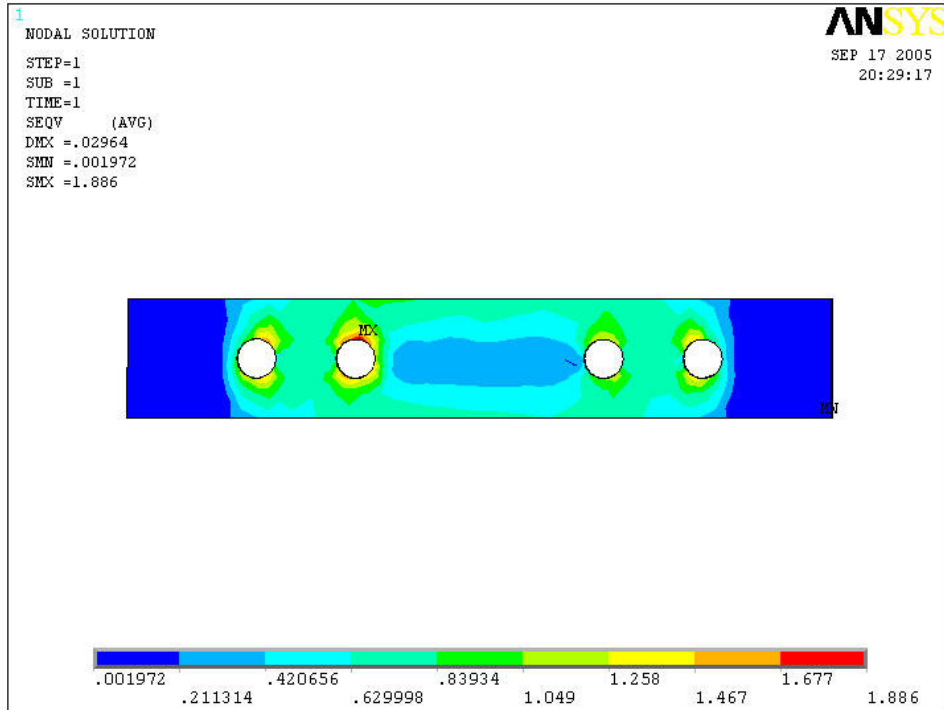
Şekil 4.3. Radius, dört delikli plak montaj $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



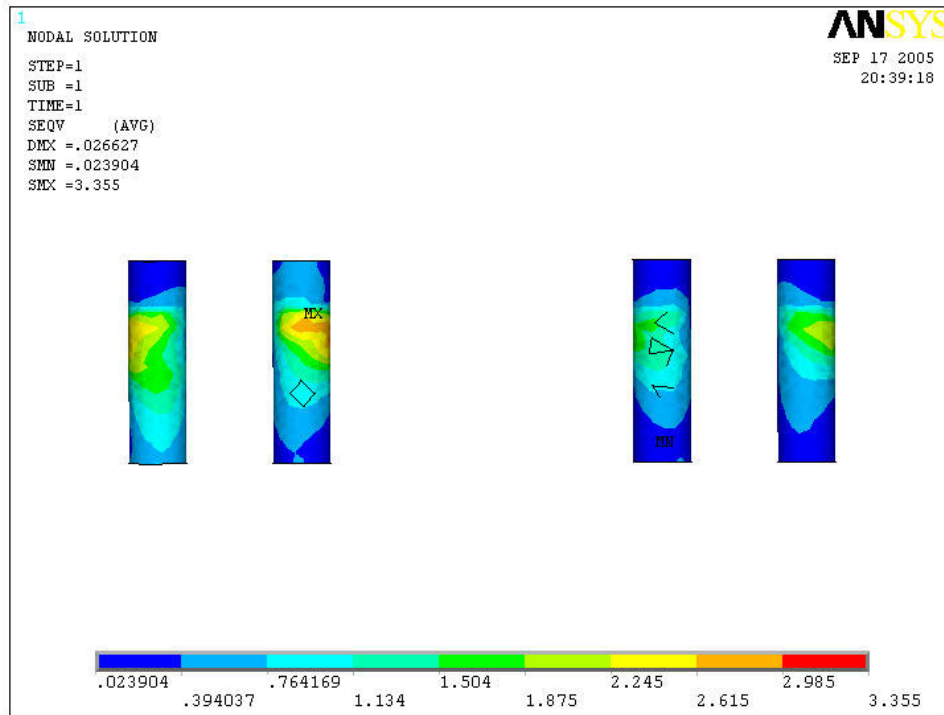
Şekil 4.4. $F_x=1N$ etkisinde, sağlam radius kemiğinde oluşan gerilme dağılımı



Şekil 4.5. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.6. Radius, dört delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.7. Radius, dört delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

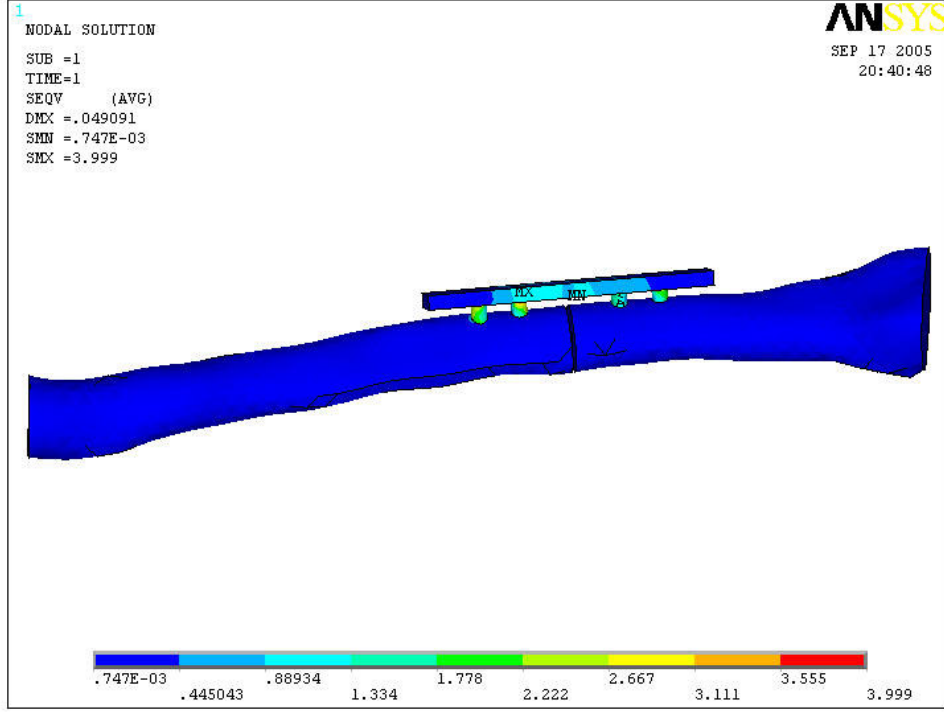
$F_x=1N$ için dört delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 3.999, 0.770, 1.886 ve 3.355 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam radiüste $F_x=1N$ uygulandığında maksimum gerilme 0.405 MPa olarak hesaplanmıştır.

Maksimum gerilme plak ve kemik üzerindeki ikinci delikte olduğu gibi ikinci civatada gerçekleşmiştir. Model bir bütün olarak incelendiğinde en yüksek gerilme değerinin civata üzerinde olduğu tespit edilmiştir. Sağlam kemikte maksimum gerilmenin oluştuğu nokta, kırığın oluşumundan sonra plak ile sabitlenince yer değiştirmiştir. Kırık kemikte oluşan maksimum gerilme , civata için açılmış delik üzerinde oluşmaktadır. Bu bölgede geometrik düzensizliğin olması, bulunan sonucun gayet doğal olduğunu göstermektedir.

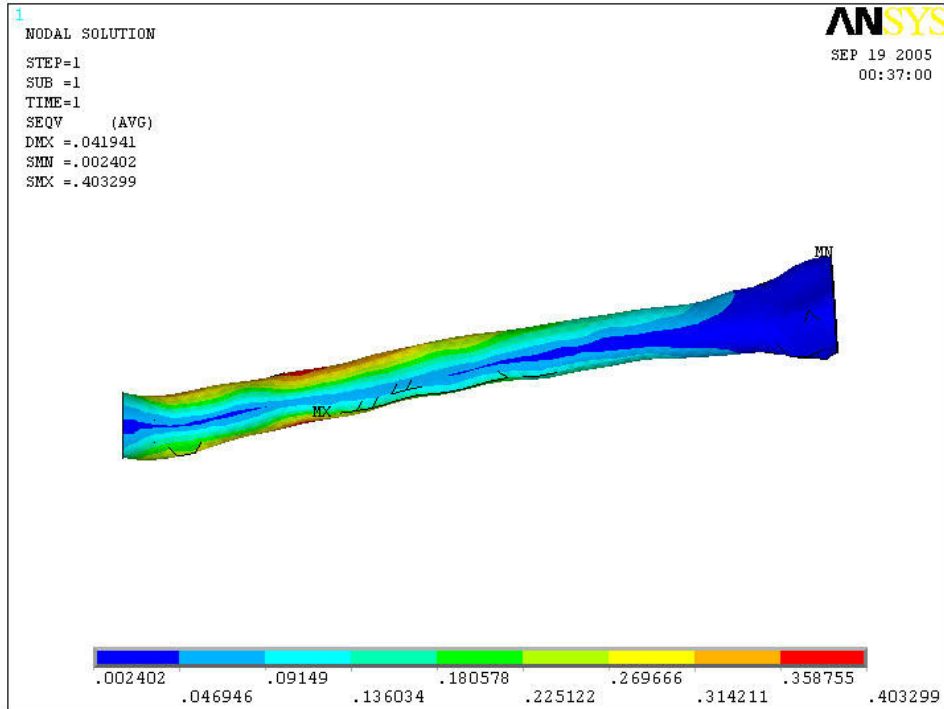
Kemikte oluşan gerilmelerin belirli bir düzeye ulaşmasından sonra kalıcı deformasyonlar meydana gelmektedir Stabile ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada insan önkol kemiklerinde 79,3 MPa'dan sonra kalıcı deformasyonların başladığı gösterilmiştir. Bu değer referans olarak alınacak olursa, F_x kuvvetinin 103 N'a ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan

gerilmelerin kalıcı deformasyonlara neden olmaya başladığını, bunun sonucunda da ağruların oluştuğu söylenebilir.

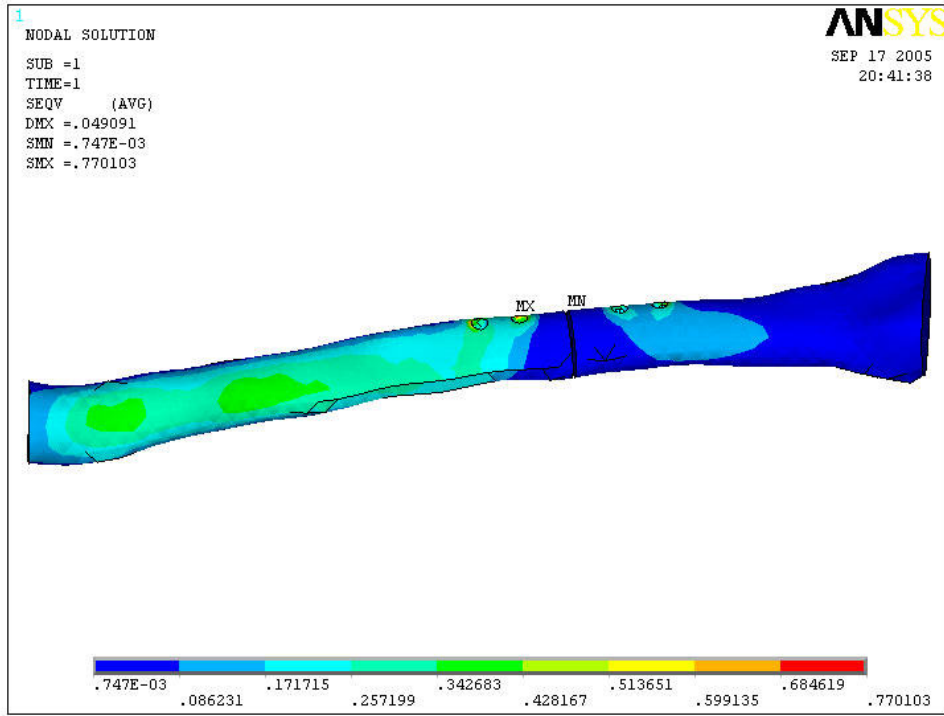
Fy=1N etkisindeki dört delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



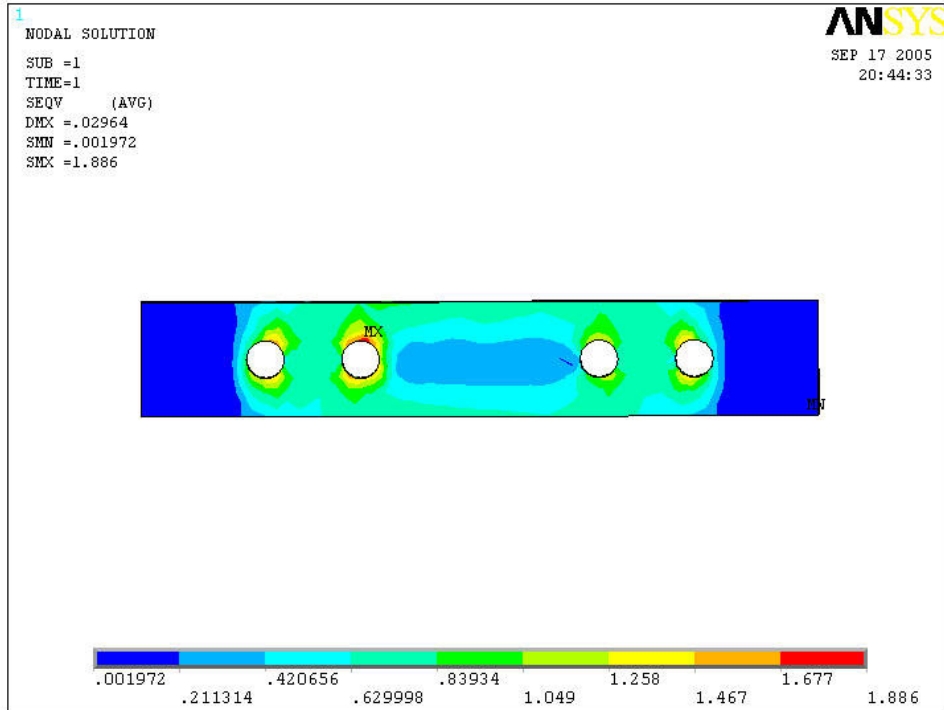
Şekil 4.8. Radius, dört delikli plak montaj Fy=1N etkisinde gerilme dağılımı



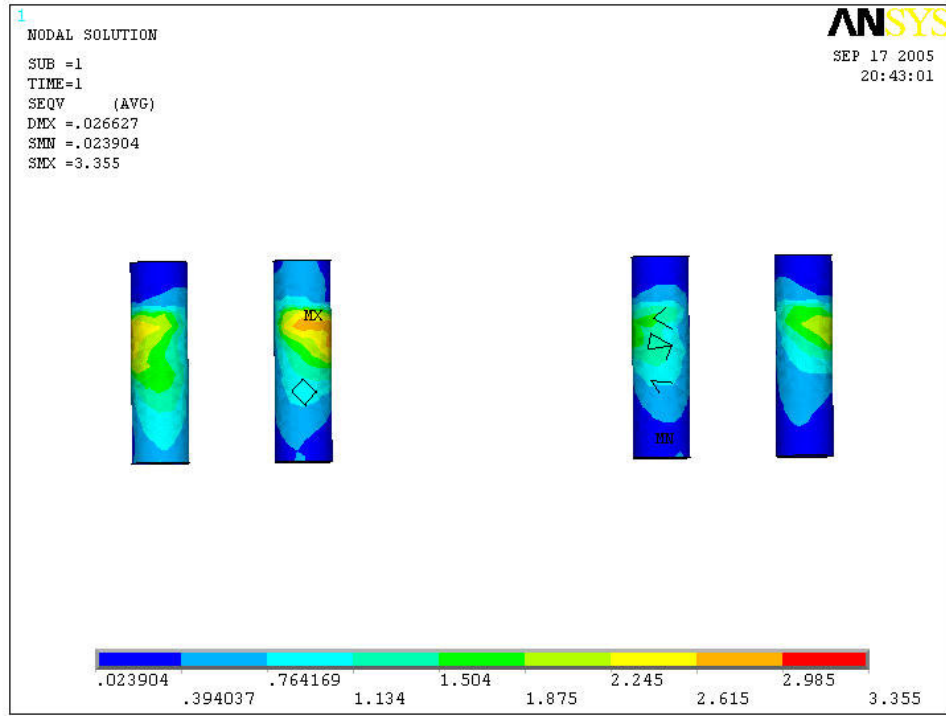
Şekil 4.9. Radius Fy=1N etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.10. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.11. Radius, dört delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

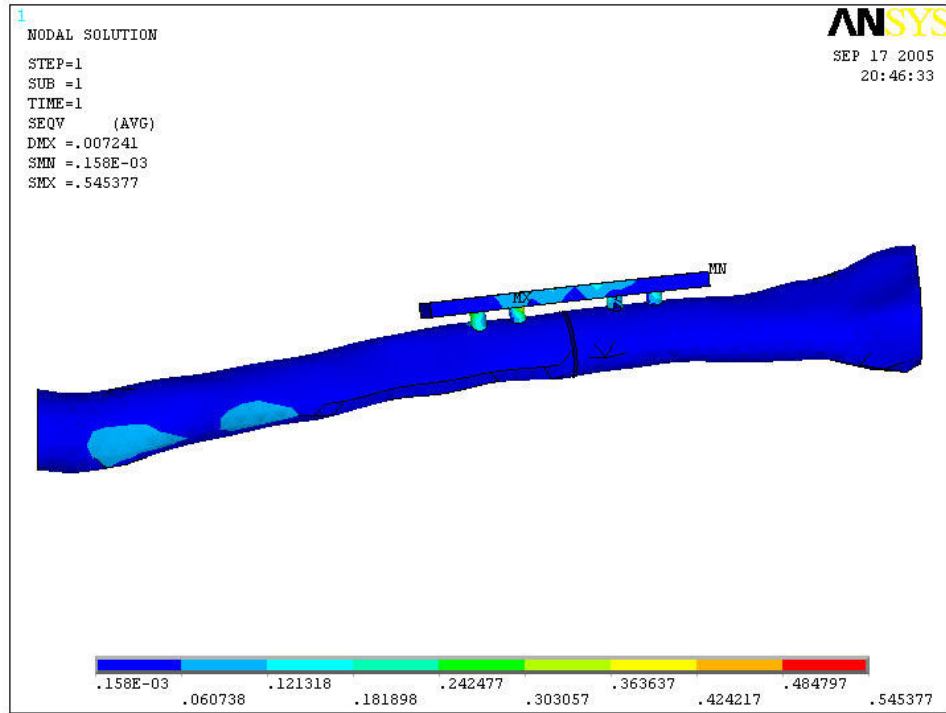


Şekil 4.12. Radius, dört delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

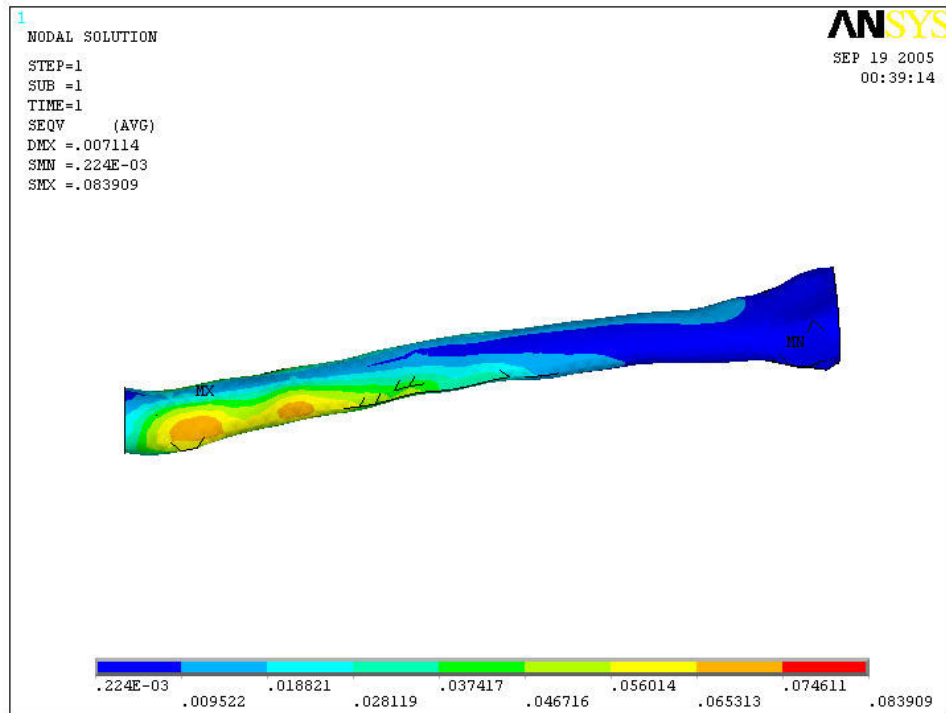
$F_y=1N$ için dört delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 3.999, 0.770, 1.886 ve 3.355 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam radiüste $F_y=1N$ uygulandığında maksimum gerilme 0.403 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme $F_x=1N$ etkisindeki analiz sonuçlarında olduğu gibi ikinci delikte gerçekleşmiştir.

F_y kuvvetinin de F_x kuvvetinde olduğu gibi 103 N'a ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmaya başladığı söylenebilir.

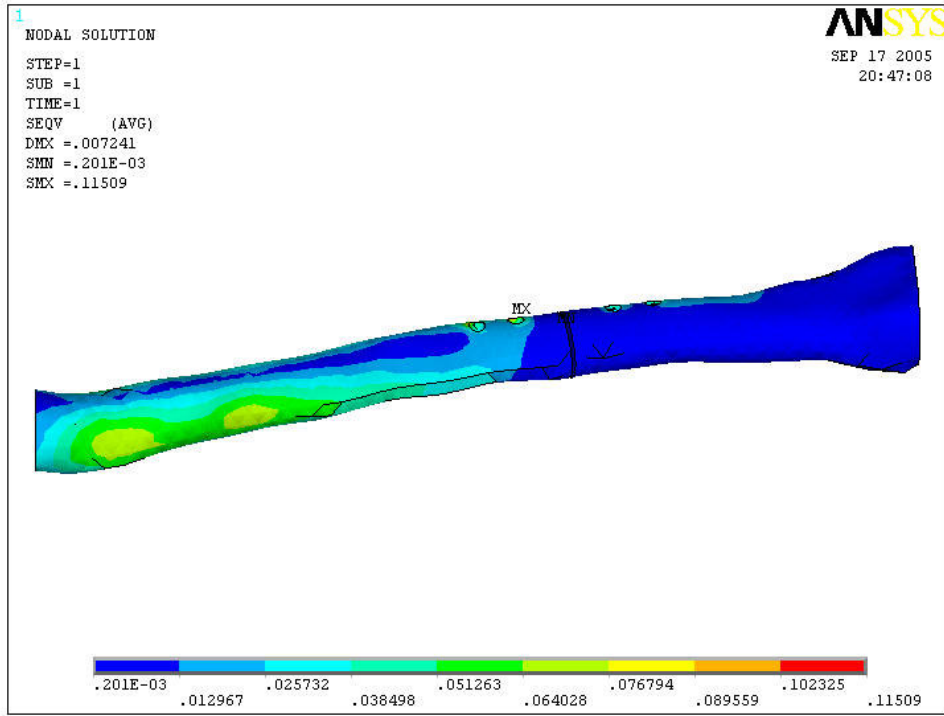
Fz=1N etkisindeki dört delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



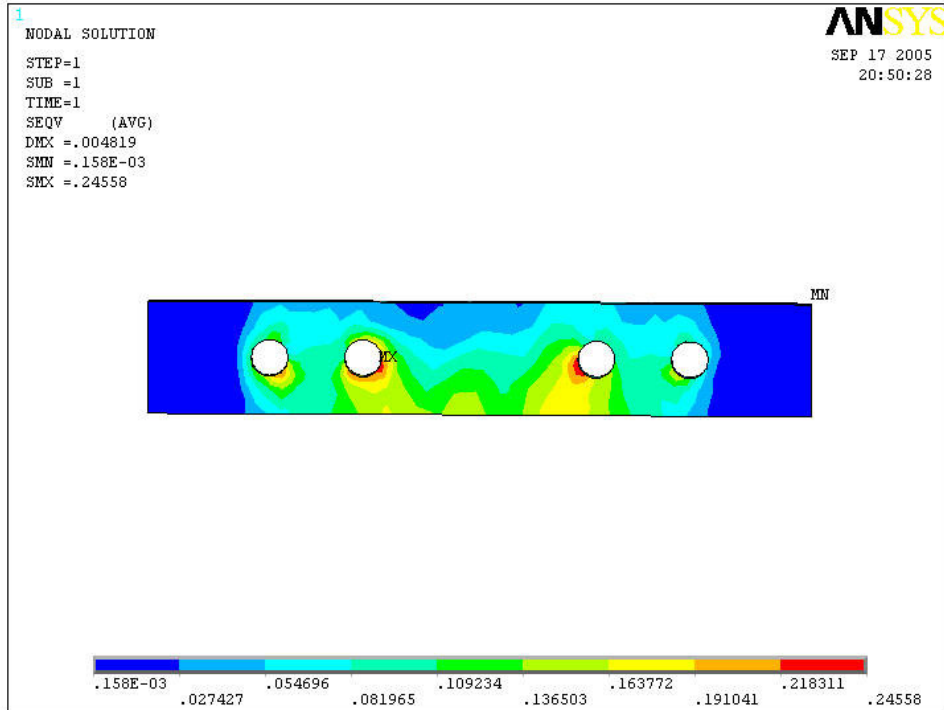
Şekil 4.13. Radius, dört delikli plak montaj Fz=1N etkisinde gerilme dağılımı



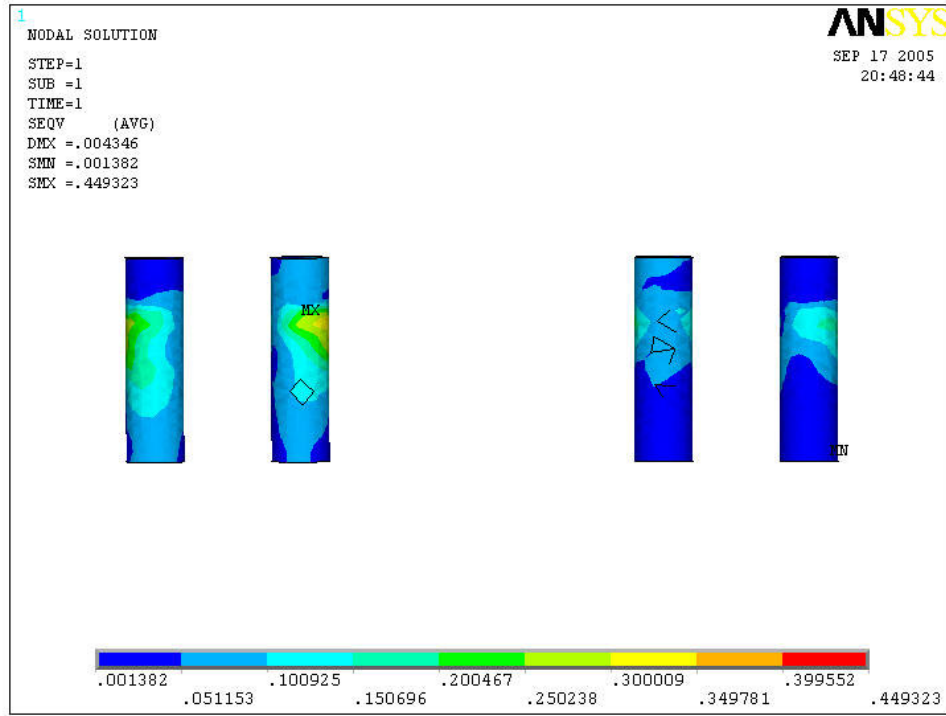
Şekil 4.14. Radius Fz=1N etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.15. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $Fz=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.16. Radius, dört delikli plak $Fz=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

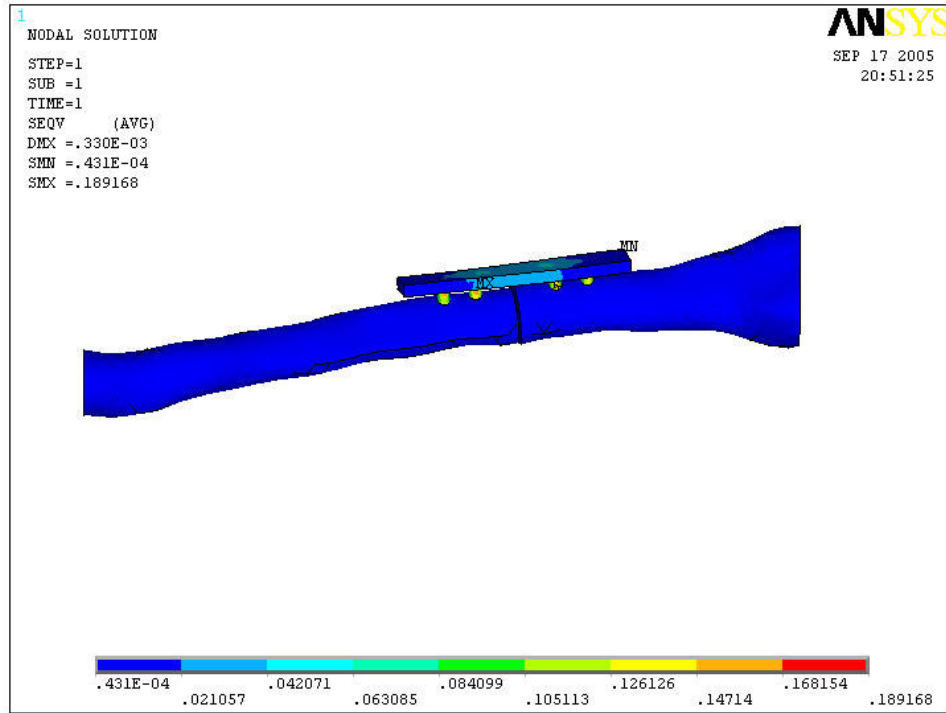


Şekil 4.17. Radius, dört delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

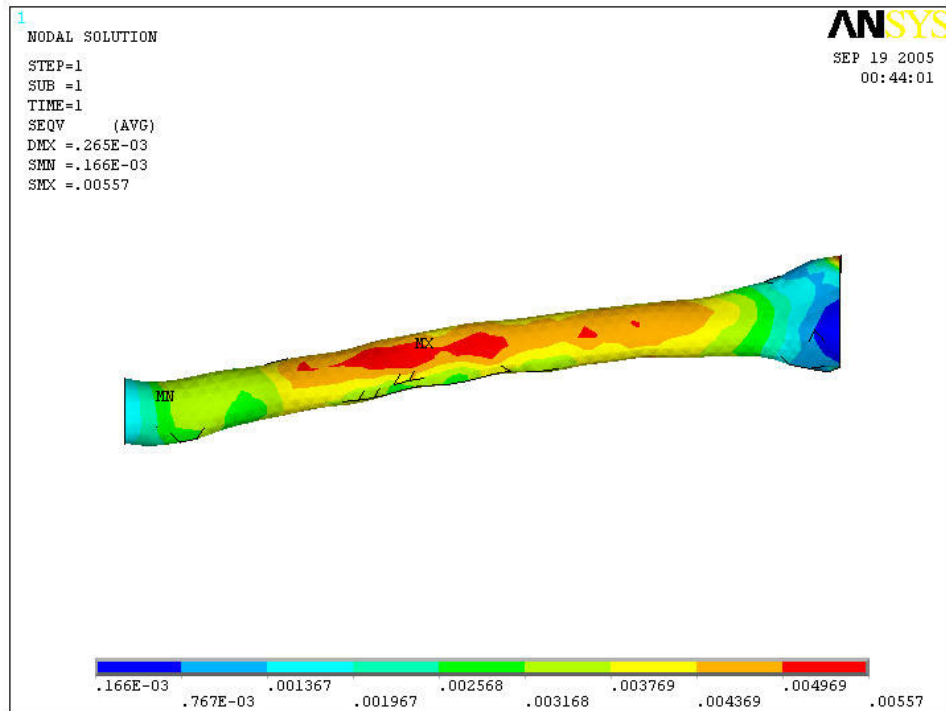
$F_z=1N$ etkisinde dört delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 0.545, 0.115, 0.245 ve 0.449 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam radiuste $F_z=1N$ uygulandığında maksimum gerilme 0.083 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme ikinci delikte gerçekleşmiştir.

F_z kuvvetinin yaklaşık 689 N değerine ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olabilir.

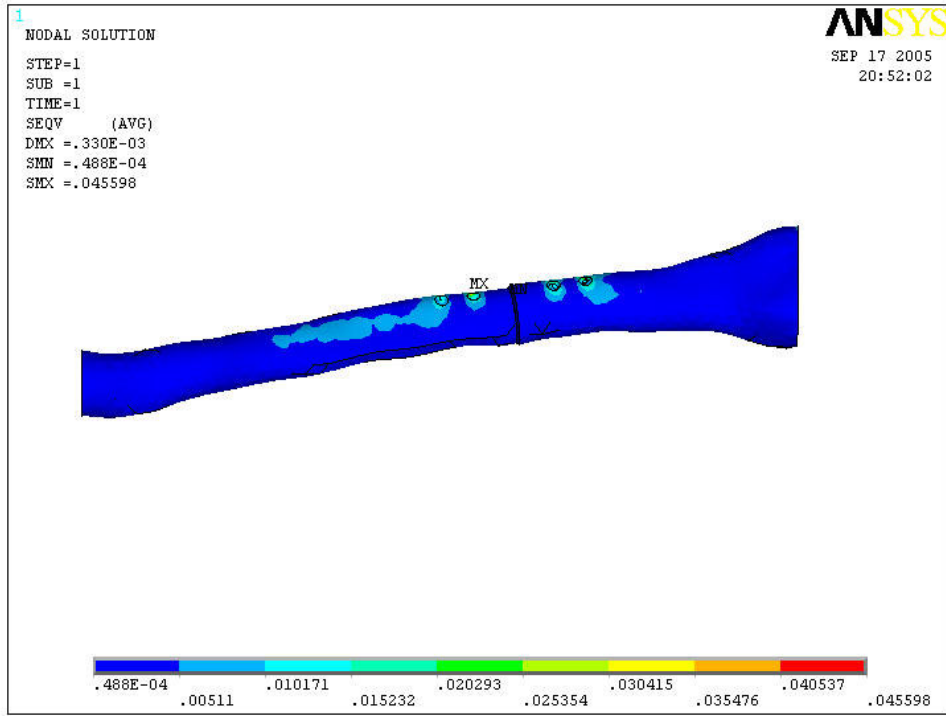
M=1Nmm etkisinde dört delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



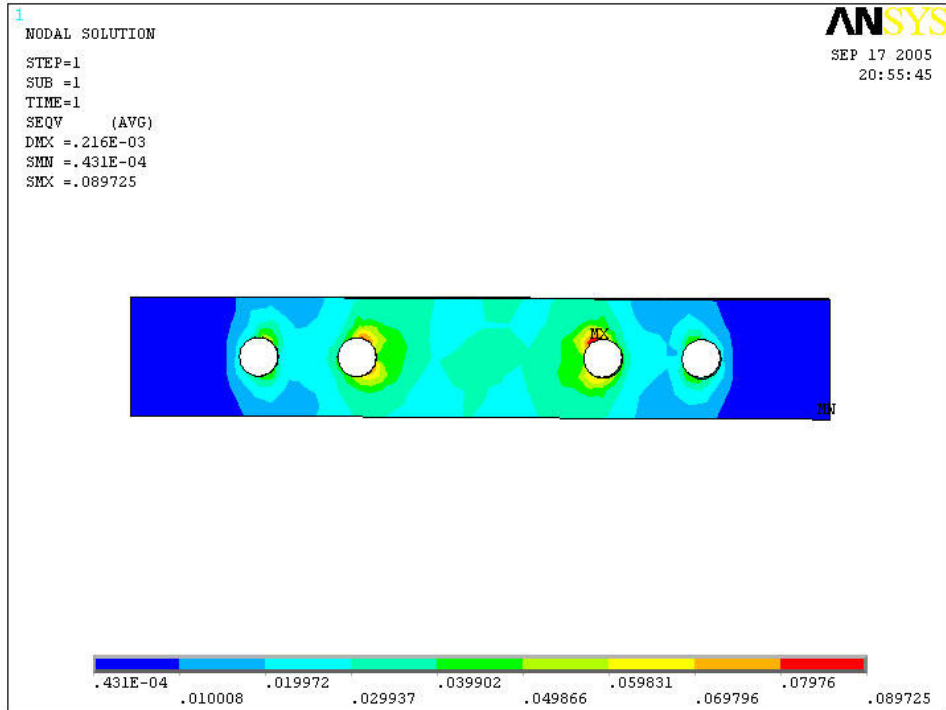
Şekil 4.18. Radius, dört delikli plak montaj M=1Nmm etkisinde gerilme dağılımı



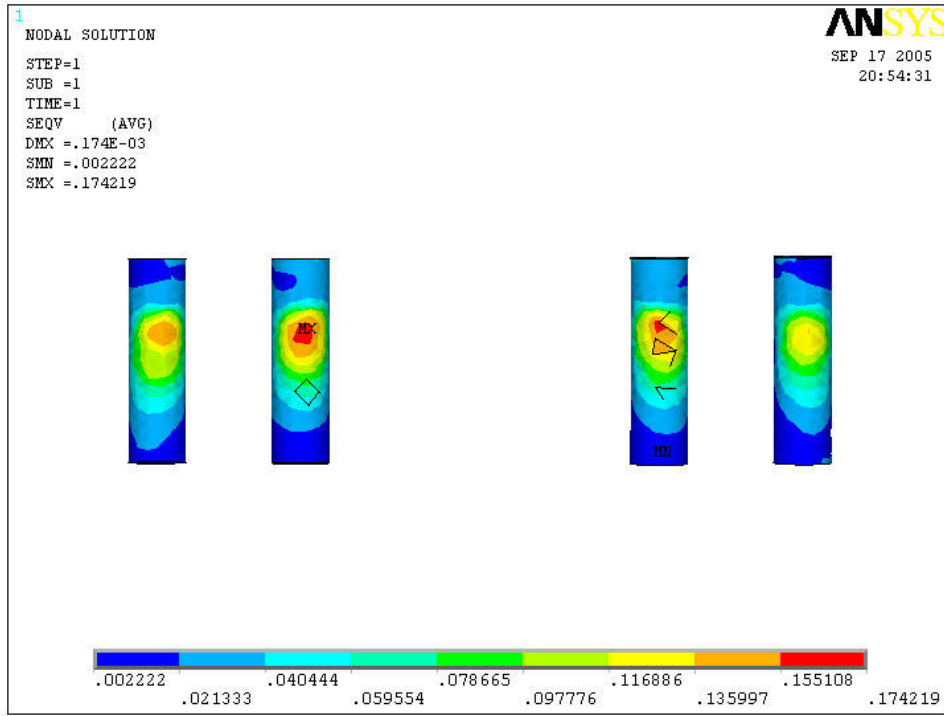
Şekil 4.19. Radius M=1Nmm etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.20. Radius, dört delikli plak, kırık kemik $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.21. Radius, dört delikli plak $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.22. Radius, dört delikli plak, civatalar $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı

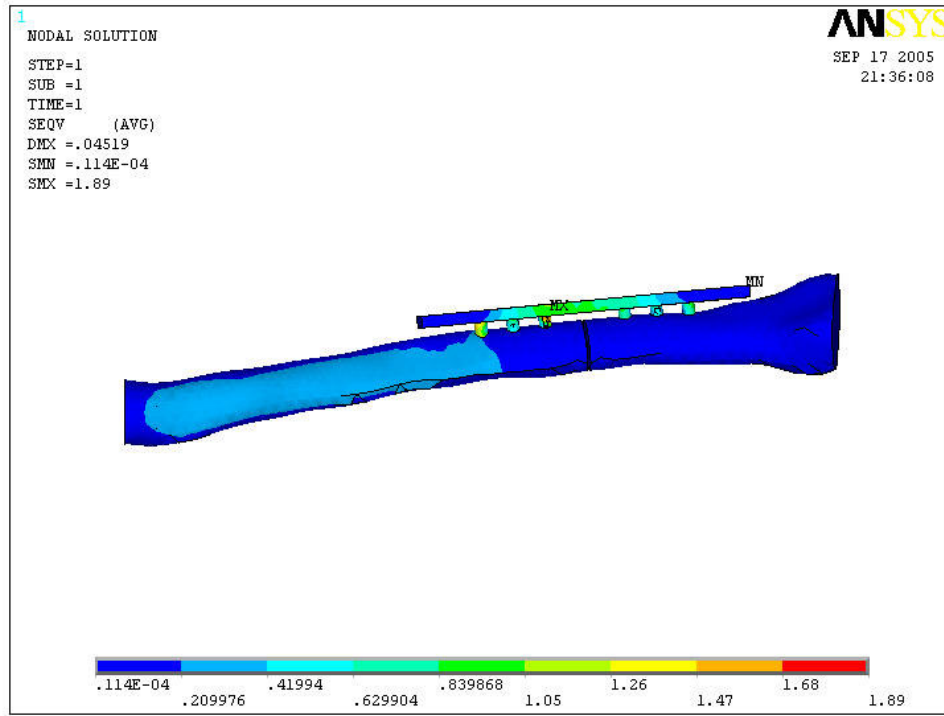
$M=1\text{Nmm}$ etkisinde dört delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 0.189, 0.045, 0.089 ve 0.174 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam radiuste $M=1\text{Nmm}$ burulma momenti uygulandığında maksimum gerilme 0.005 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme kemik üzerinde ikinci delikte meydana gelmiştir.

M momentinin yaklaşık 1762 Nmm değerine ulaşması durumunda kırık kemik üzerinde açılan deliklerde oluşan gerilmeler kalıcı deformasyona neden olabilir.

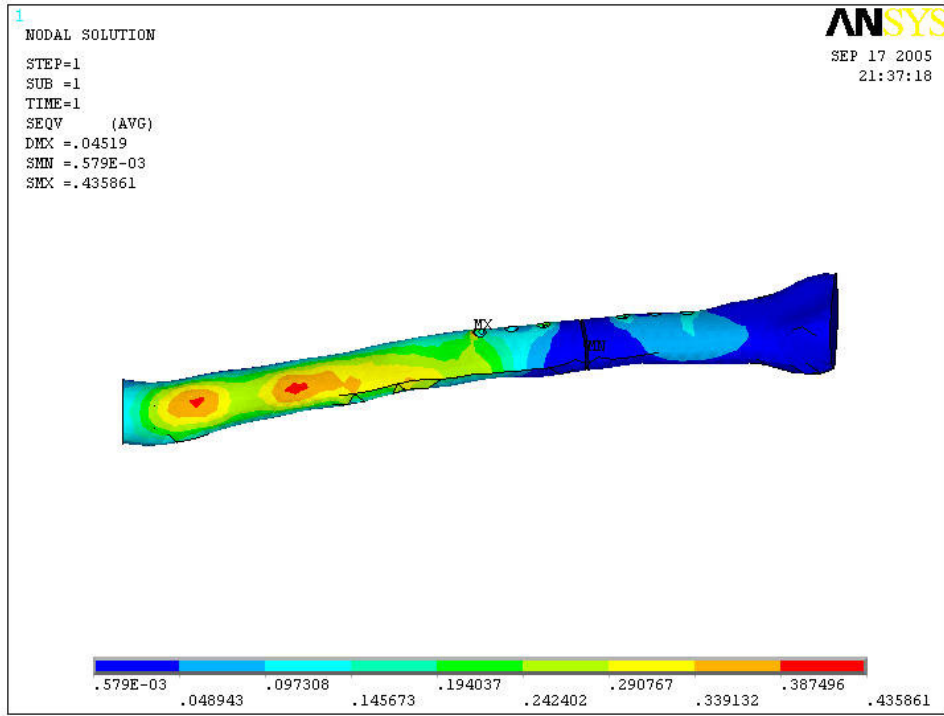
4.1.2. Radius Kemiği Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları

Bölüm 4.1.1.'de radius kemiğinin 4 delikli plak ile sabitlenmesi durumu incelenmiştir. Bu bölümde ise aynı kırık geometrisi aynı yükler altında 6 delikli plak ile sabitlenmesi durumu analiz edilmiştir.

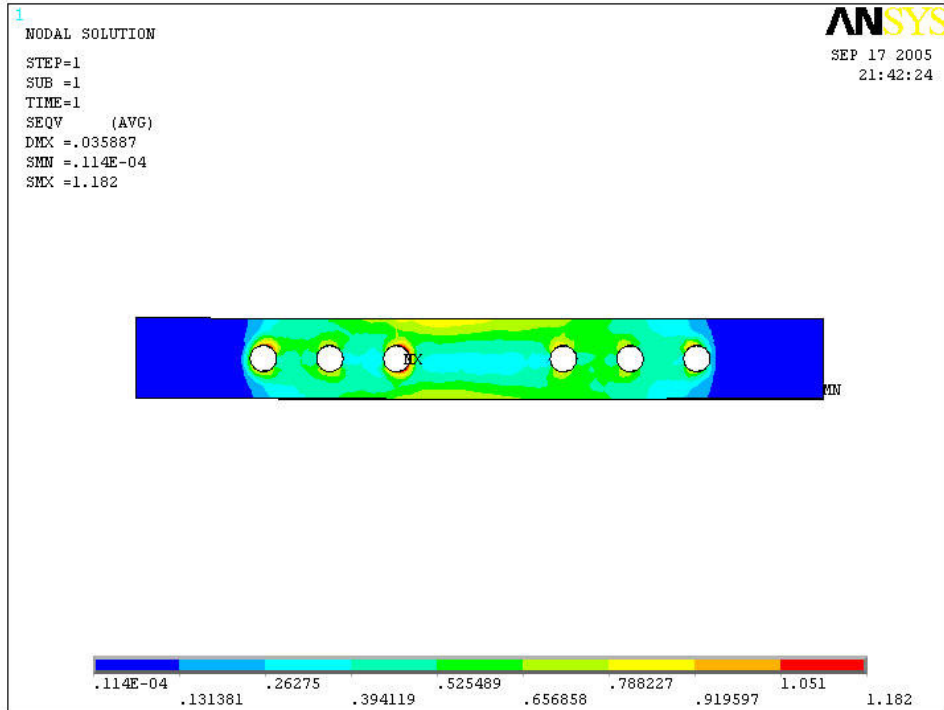
$F_x=1N$ etkisinde altı delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



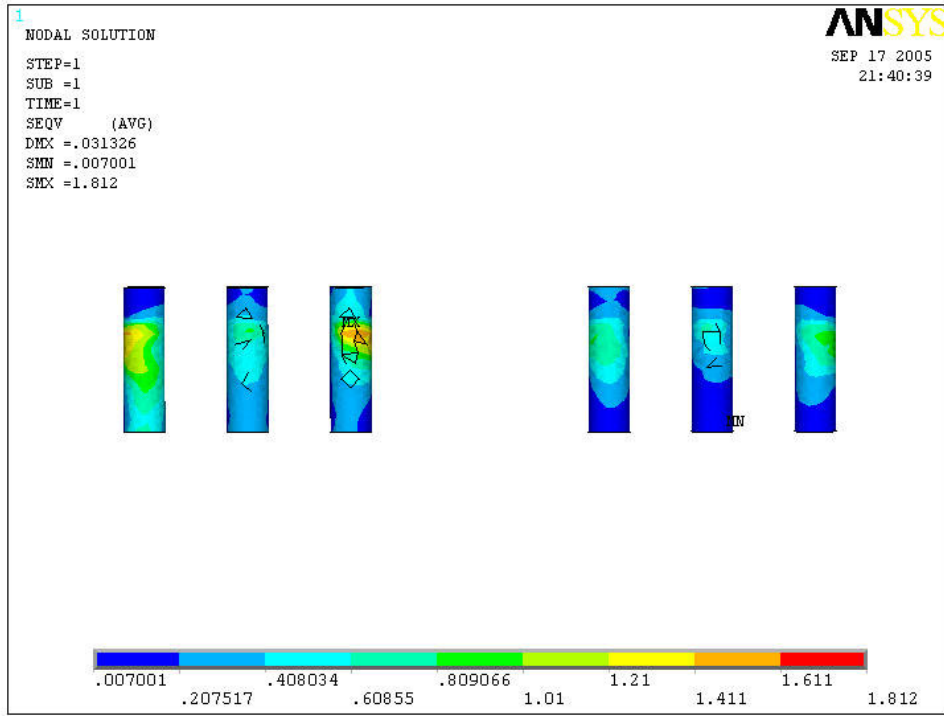
şekil 4.23. Radius, altı delikli plak montaj $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.24. Radius, altı delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.25. Radius, altı delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

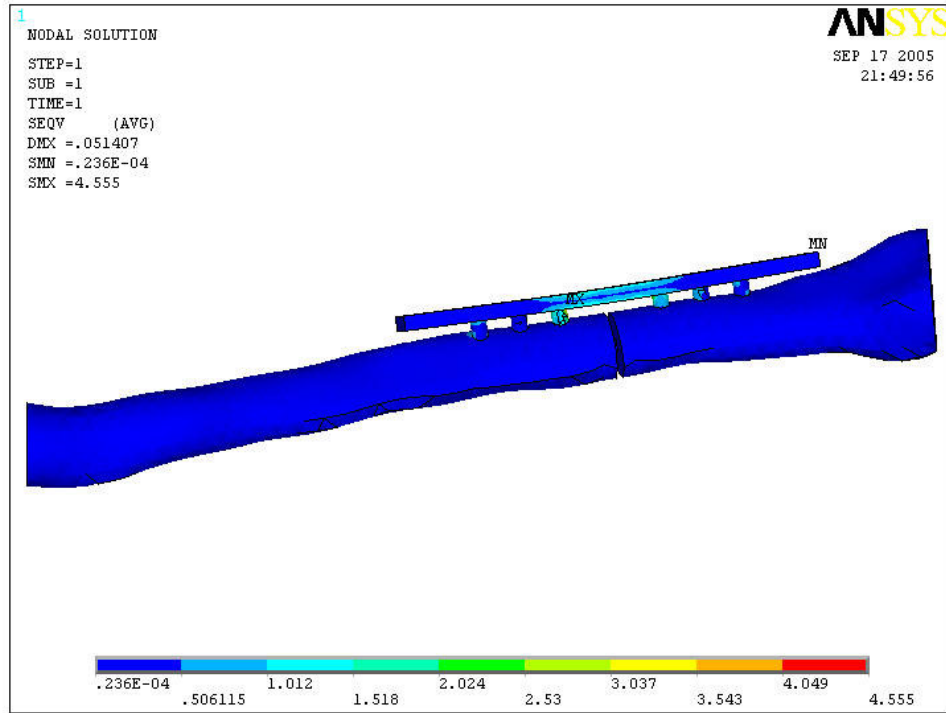


Şekil 4.26. Radius, altı delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

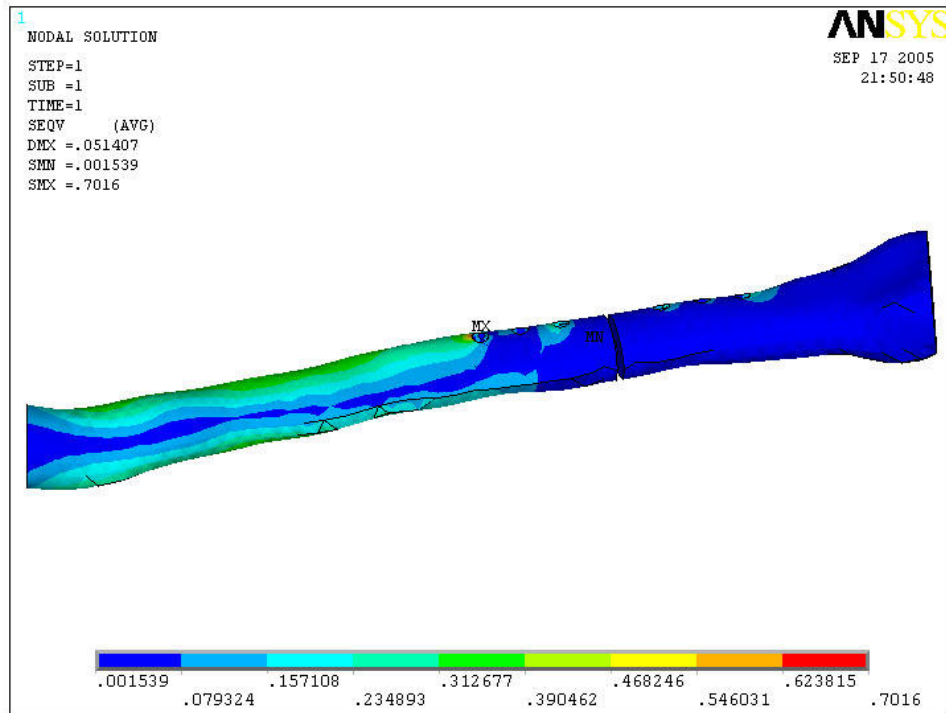
$F_x=1N$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 1.890, 0.435, 1.182 ve 1.812 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme üçüncü delikte gerçekleşmiştir.

F_x kuvvetinin yaklaşık 182 N değerine ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyon beklenebilir.

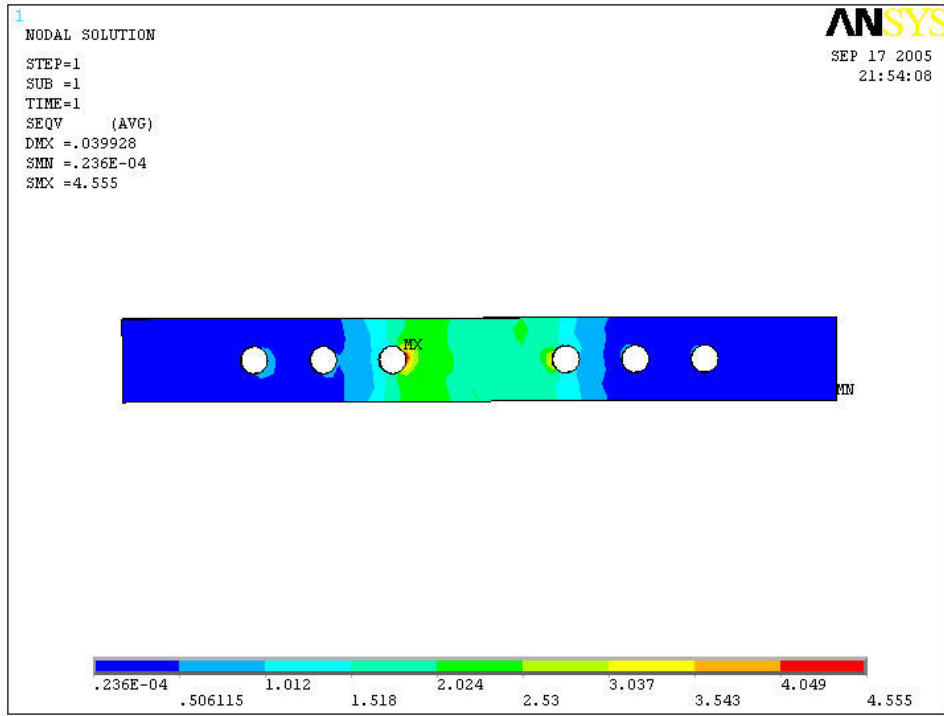
Fy=1N etkisinde altı delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



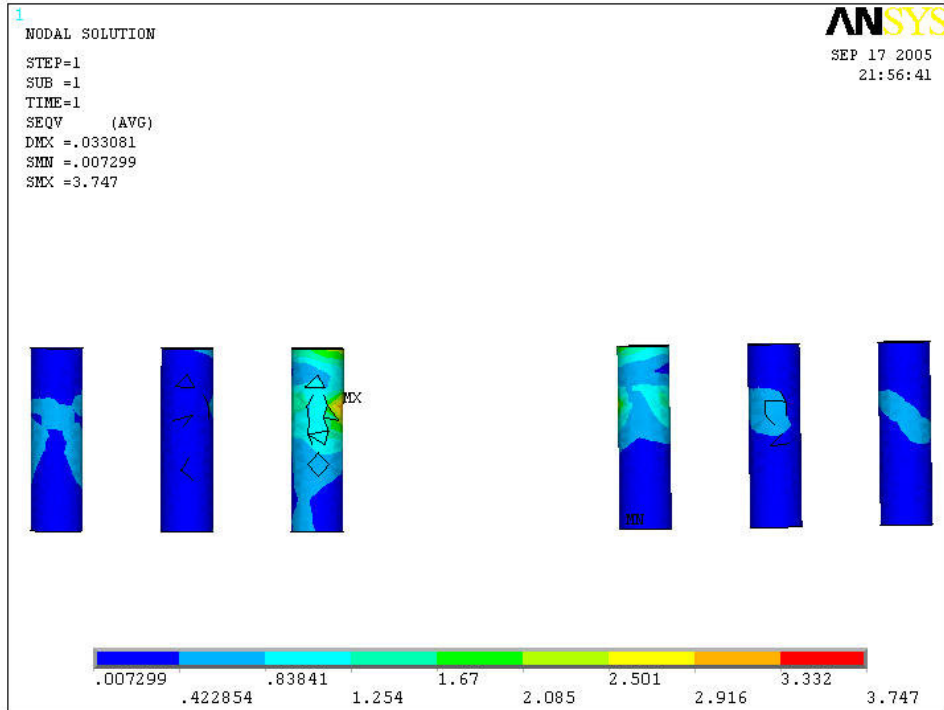
Şekil 4.27. Radius, altı delikli plak montaj Fy=1N etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.28. Radius, altı delikli plak, kırık kemik Fy=1N etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.29. Radius, altı delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

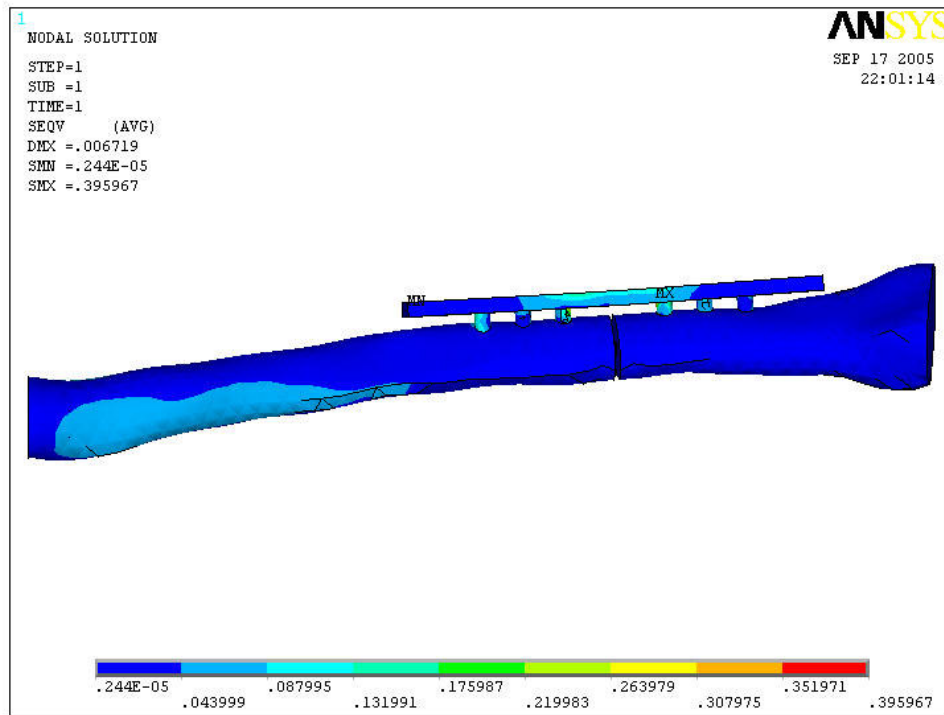


Şekil 4.30. Radius, altı delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

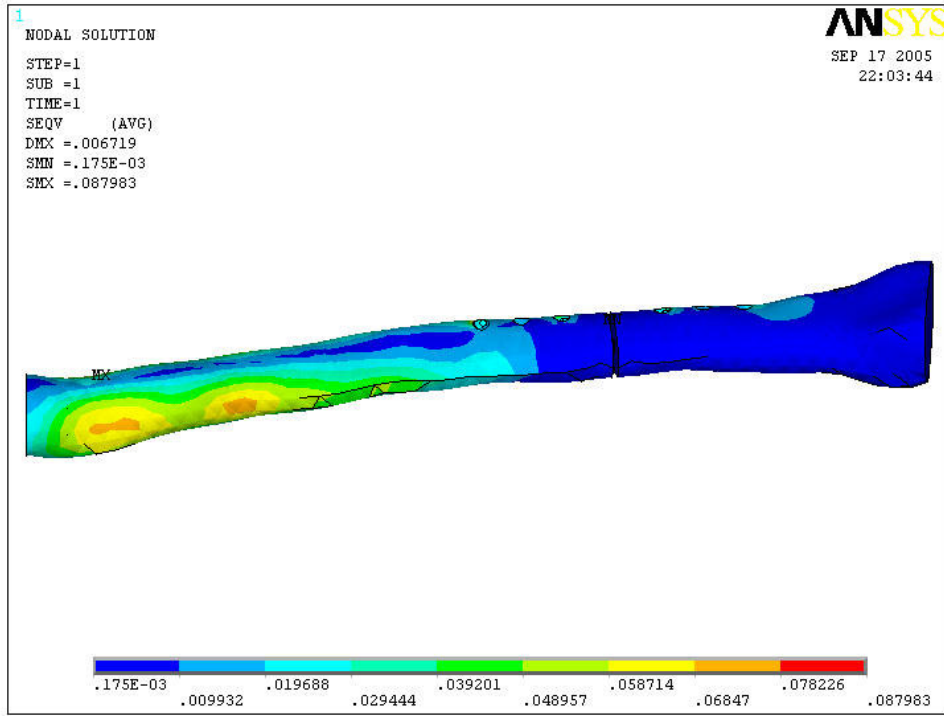
$F_y=1N$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 4.555, 0.701, 4.555 ve 3.742 MPa olarak saptanmıştır.

Maksimum gerilme kemik üzerindeki üçüncü delikte gerçekleşmiştir. Kemikte oluşan gerilmelerin belirli bir düzeye ulaşmasından sonra kalıcı deformasyon, F_y kuvveti 113 N değerine ulaşması durumunda gerçekleşmektedir.

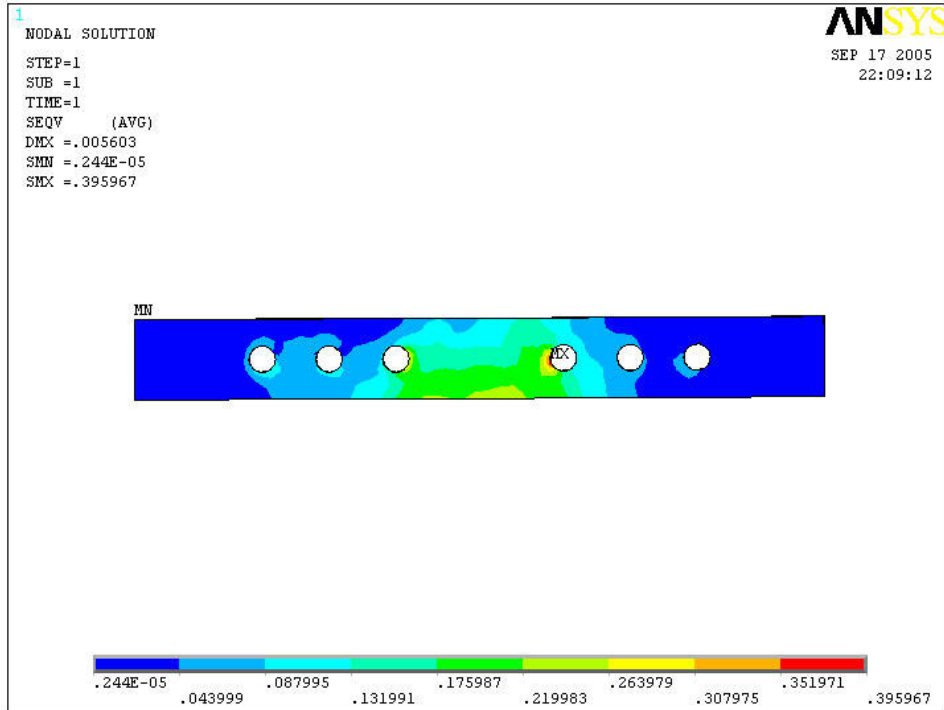
$F_z=1N$ etkisinde altı delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



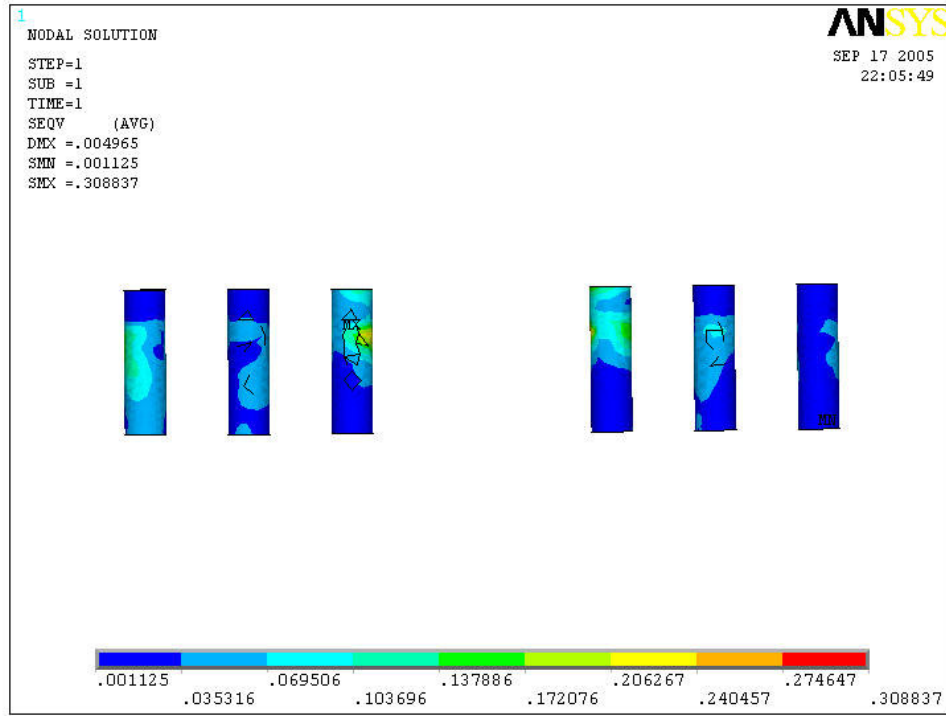
Şekil 4.31. Radius, altı delikli plak montaj $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.32. Radius, altı delikli plak, kırık kemik $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.33. Radius, altı delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

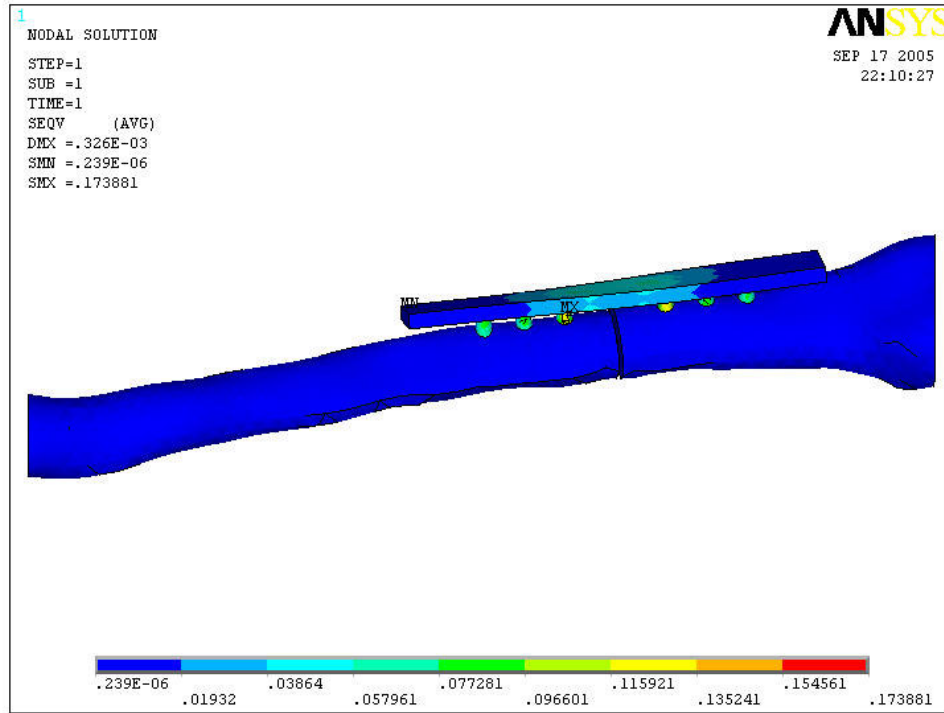


Şekil 4.34. Radius, altı delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

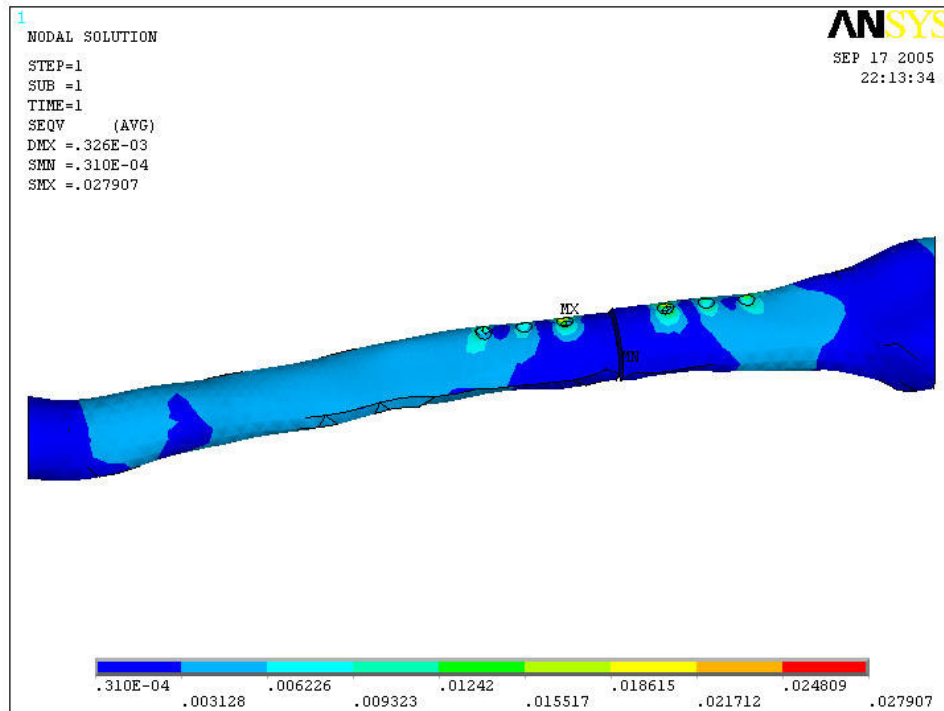
$F_z=1N$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 0.395, 0.087, 0.395 ve 0.308 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme kırık kemiğin distal ucunda gerçekleşmiştir.

F_z kuvvetinin yaklaşık 911 N değerine ulaşması durumunda kemik üzerinde kalıcı deformasyona neden olabilir.

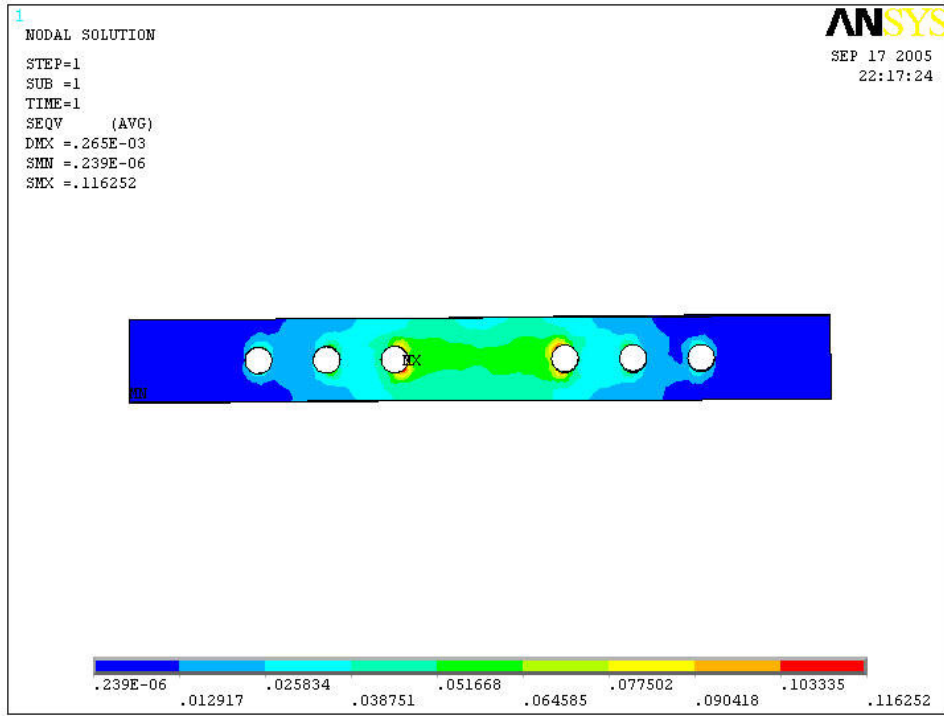
M=1Nmm etkisinde altı delikli plak ve radius modelinin gerilme dağılımı



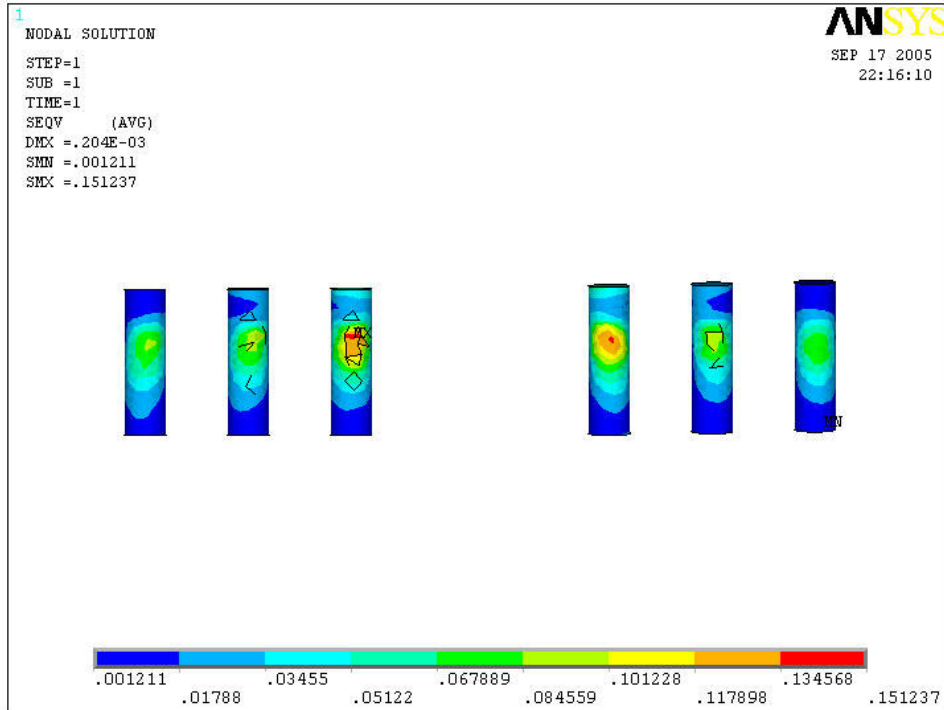
Şekil 4.35. Radius, altı delikli plak montaj M=1Nmm etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.36. Radius, altı delikli plak, kırık kemik M=1Nmm etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.37. Radius, altı delikli plak $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.38. Radius, altı delikli plak, civatalar $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı

$M=1\text{Nmm}$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen radius kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalarda oluşan maksimum von Mises gerilme

değerleri sırası ile 0.173, 0.027, 0.116 ve 0.151 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme kemik üzerinde üçüncü delikte meydana gelmiştir.

M momentinin yaklaşık 2937 Nmm değerine ulaşması durumunda kırık kemik üzerinde üçüncü delik civarında oluşan gerilmeler kalıcı deformasyona neden olabilir.

4.1.3 Radius Kemiği Dört ve Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları

Radius kemiği için yapılan sonlu elemanlar analizlerinde kırık kemik, plak ve civatalarda oluşan maksimum gerilmeler Çizelge 4.1.'de topluca verilmiştir.

Çizelge 4.1. Radius kemiğinde hesaplanan maksimum gerilme dağılımı

Maksimum Gerilme [MPa]								
	Fx kuvveti etkisi		Fy kuvveti etkisi		Fz kuvveti etkisi		Mx Moment etkisi	
	4 delikli plak	6 delikli plak	4 delikli plak	6 delikli plak	4 delikli plak	6 delikli plak	4 delikli plak	6 delikli plak
Sağlam radius	0.405		0.403		0.083		0.005	
radius	0.770	0.435	0.770	0.701	0.115	0.087	0.045	0.027
plak	1.886	1.182	1.886	4.555	0.245	0.395	0.089	0.116
civatalar	3.350	1.812	3.350	3.747	0.449	0.308	0.174	0.151

Radius kemiğinin dört ve altı delikli plak ile sabitlenmesi durumları için yapılan sonlu elemanlar analizlerinde yüklemeler göz önüne alındığında altı delikli plak ile sabitleme işleminin mukavemet açısından daha dayanıklı olduğu Çizelge 4.2.'deki sonuçlardan anlaşılmaktadır.

Çizelge 4.2. Plakla sabitlenen kırık kemik için kalıcı deformasyon oluşturan kuvvetler

	Maksimum Kuvvet [N]		
	4 delikli plak	6 delikli plak	Sağlam Radius
Fx etkisinde	103	182	196
Fy etkisinde	103	113	197
Fz etkisinde	689	911	955
M etkisinde	1756	2926	15860

Çizelge 4.2.'deki sonuçlar incelendiğinde Fx kuvveti etkisinde olan kırık radius kemiğinde altı delikli plak kullanımı, dört delikli plak kullanımına göre %76 mukavemet özelliklerinde artış tespit edilmiştir. Fy ve Fz etkisinde kuvvetler için altı delikli plak kullanımı sırasıyla %9 ve %32 dayanımı arttırmıştır. Radius kırık kemiğinde altı delikli plak kullanımı en çok x yönünde kuvvetler karşısında avantaj sağlarken y yönündeki kuvvetlerde önemli bir etki sağlamamıştır.

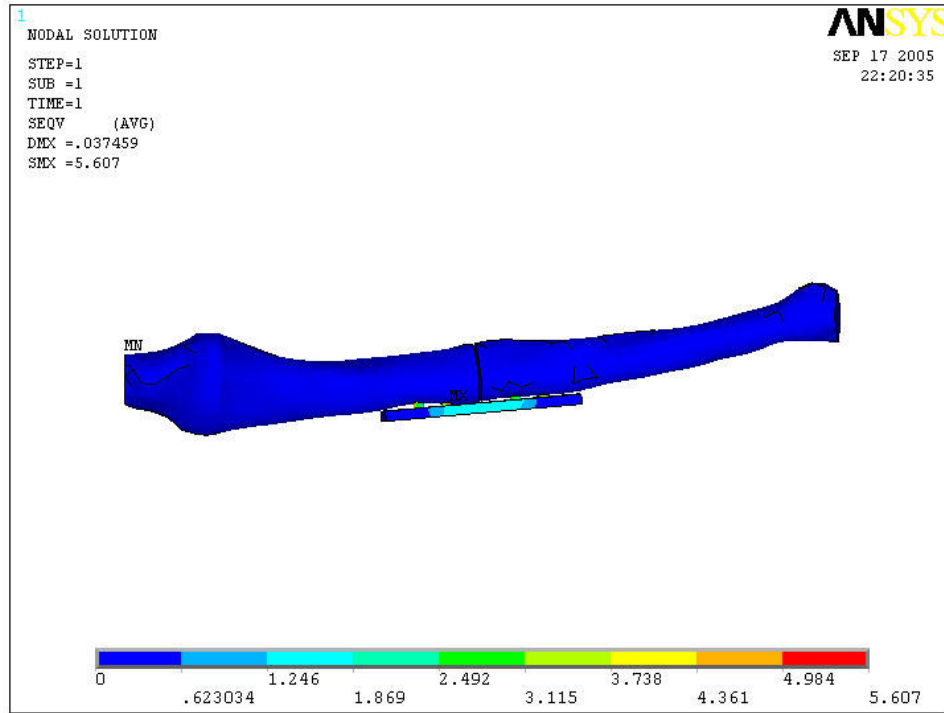
4.2. Ulna Kemiğinin Sonlu Elemanlar Analizi

Ulna kemiğinin sonlu elemanlar analizi için Bölüm 3.5.'de belirtilen sınır şartlar ve çözüm parametreleri ile dört ve altı delikli plaklar için eşdeğer yüklemeler uygulanarak gerilme dağılımı hesaplanmıştır. Sonuçların birbiri ile karşılaştırılıp daha iyi yorumlanması açısından ulna kemiğinin sonlu elemanlar analizi her plak için ayrı başlıklar altında değerlendirilmiştir.

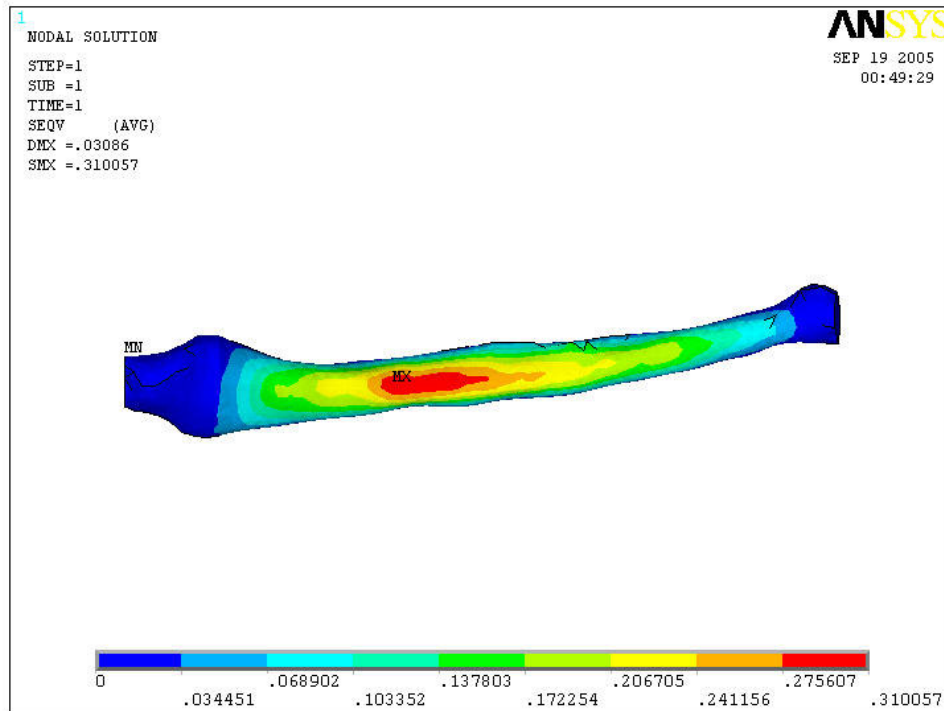
4.2.1 Ulna Kemiği Dört Delikli Plak Analiz Sonuçları

Ulna kemiği ANSYS ortamında 1mm kırık boşluğu olacak şekilde ikiye ayrıldıktan sonra üzerine yerleştirilen dört delikli plak ve civatalar ile birbirine bağlanmıştır. Ulna kemiği, plak ve civatalara x, y, z yönlerinde 1N birim kuvvet, z eksenini doğrultusunda (proksimal distal doğrultuda) 1 Nmm birim moment uygulanmıştır.

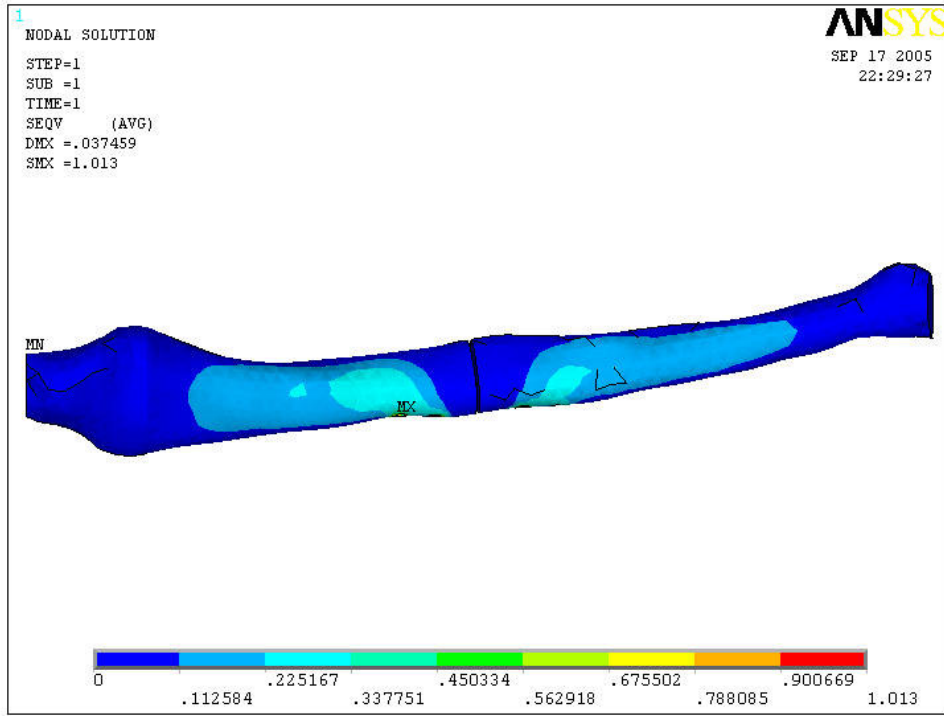
Fx=1N etkisinde dört delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



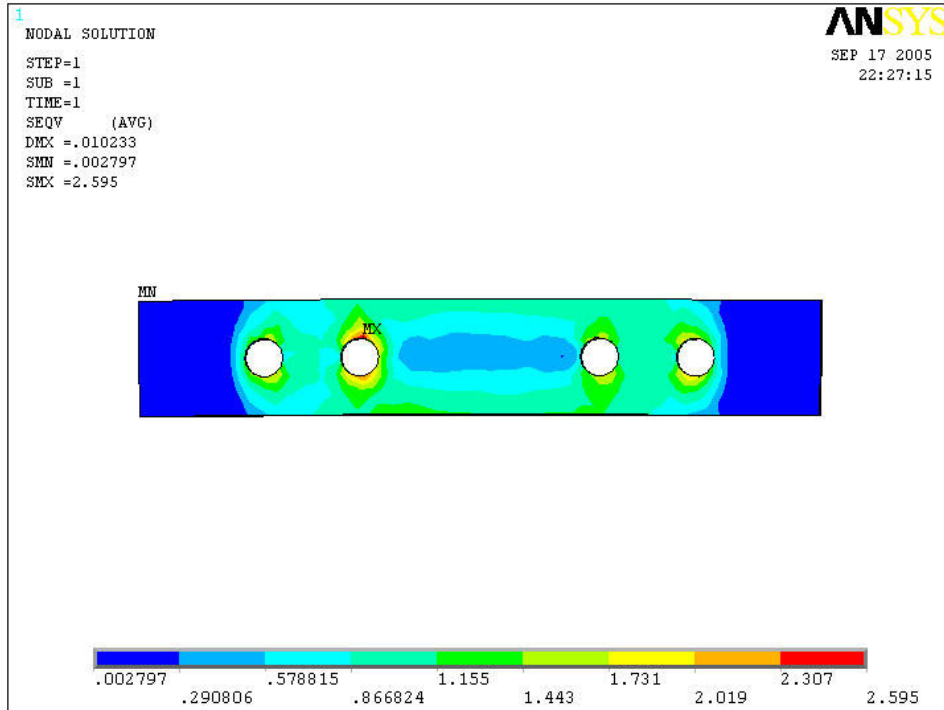
Şekil 4.39. Ulna, dört delikli plak montaj Fx=1N etkisinde gerilme dağılımı



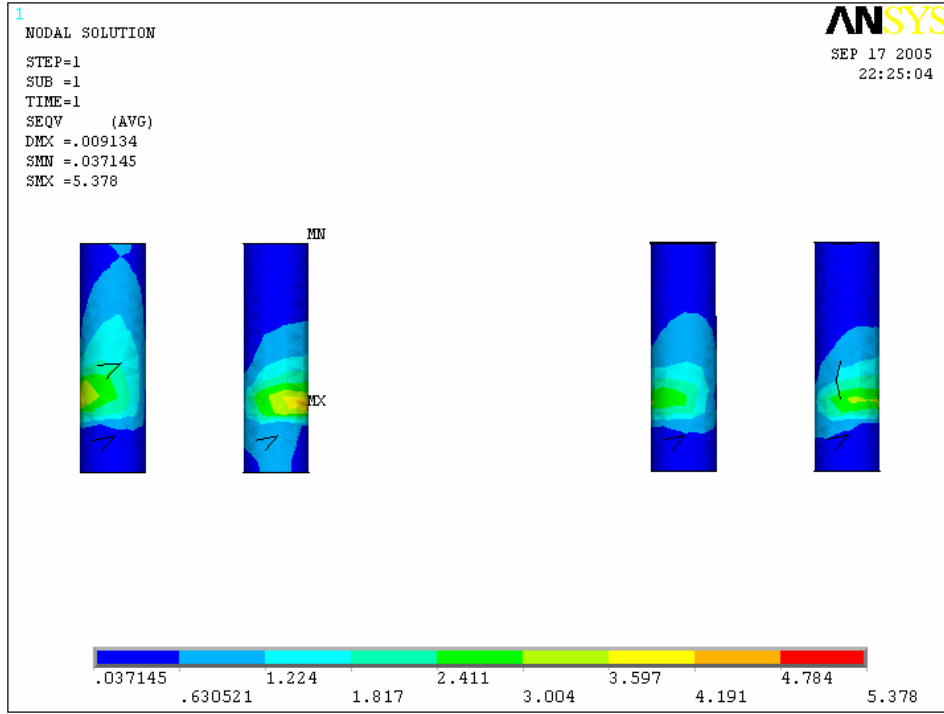
Şekil 4.40. Ulna Fx=1N etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.41. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.42. Ulna, dört delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

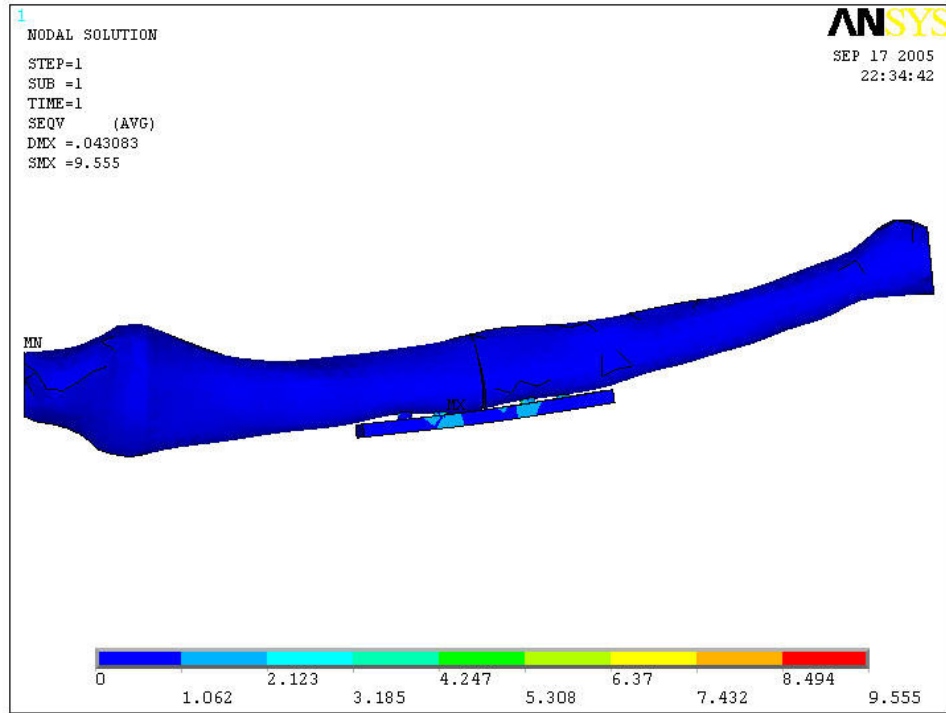


Şekil 4.43. Ulna, dört delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

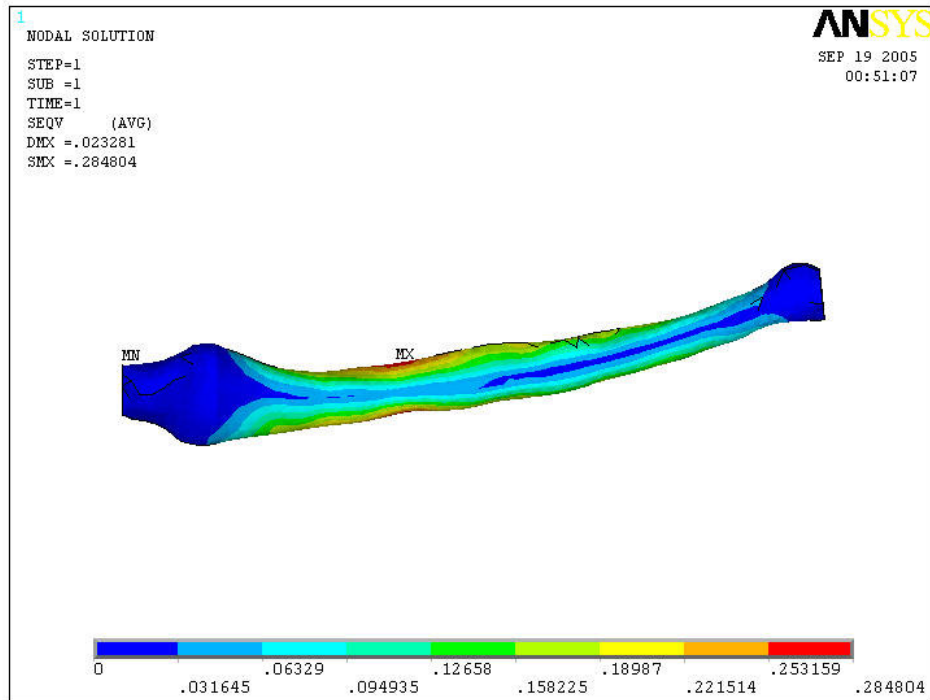
$F_x=1N$ için dört delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 5.607, 1.013, 2.591 ve 5.378 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam ulna kemiğinde $F_x=1N$ uygulandığında maksimum gerilme 0.310 MPa olarak hesaplanmıştır. Kırık kemikte maksimum gerilme ikinci delikte gerçekleşmiştir.

F_x kuvvetinin 78 N'a ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmaya başladığı söylenebilir.

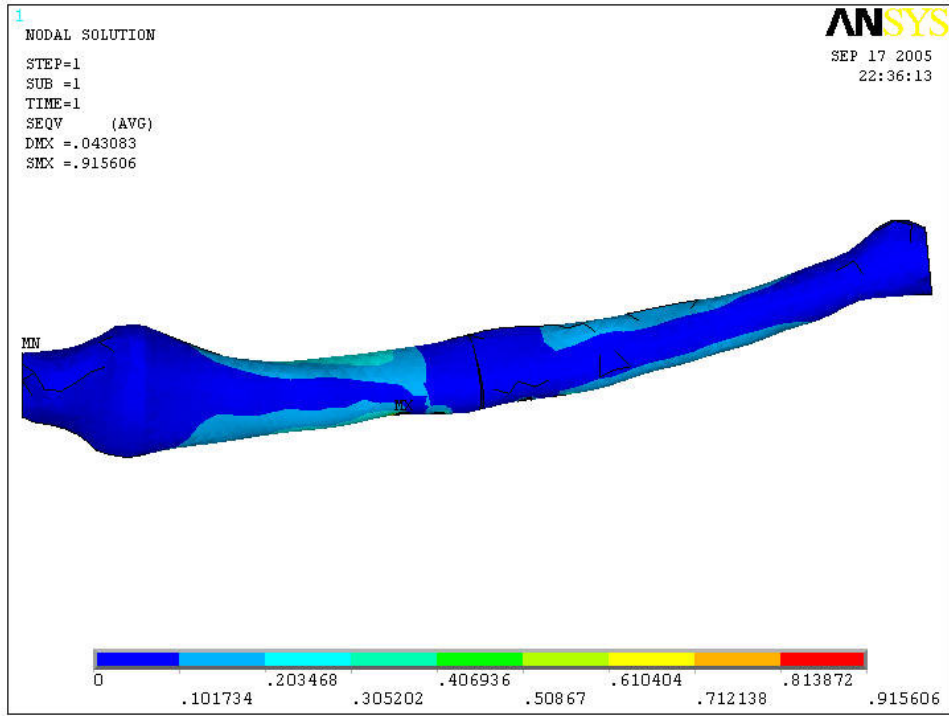
Fy=1N etkisinde dört delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



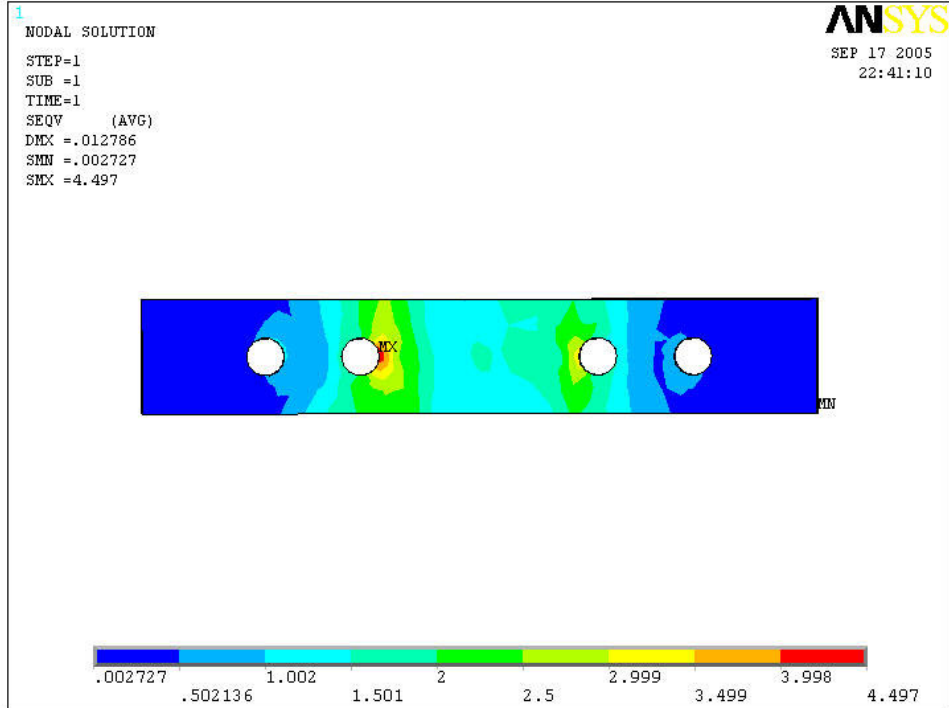
Şekil 4.44. Ulna, dört delikli plak montaj Fy=1N gerilme dağılımı



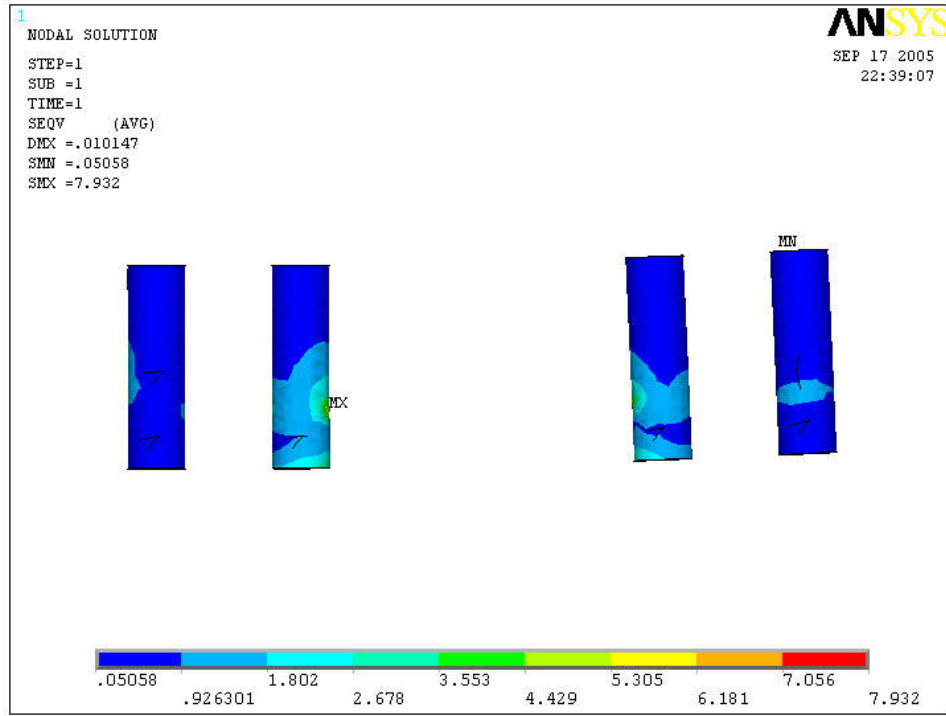
Şekil 4.45. Ulna Fy=1N etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.46. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ gerilme dağılımı



Şekil 4.47. Ulna, dört delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

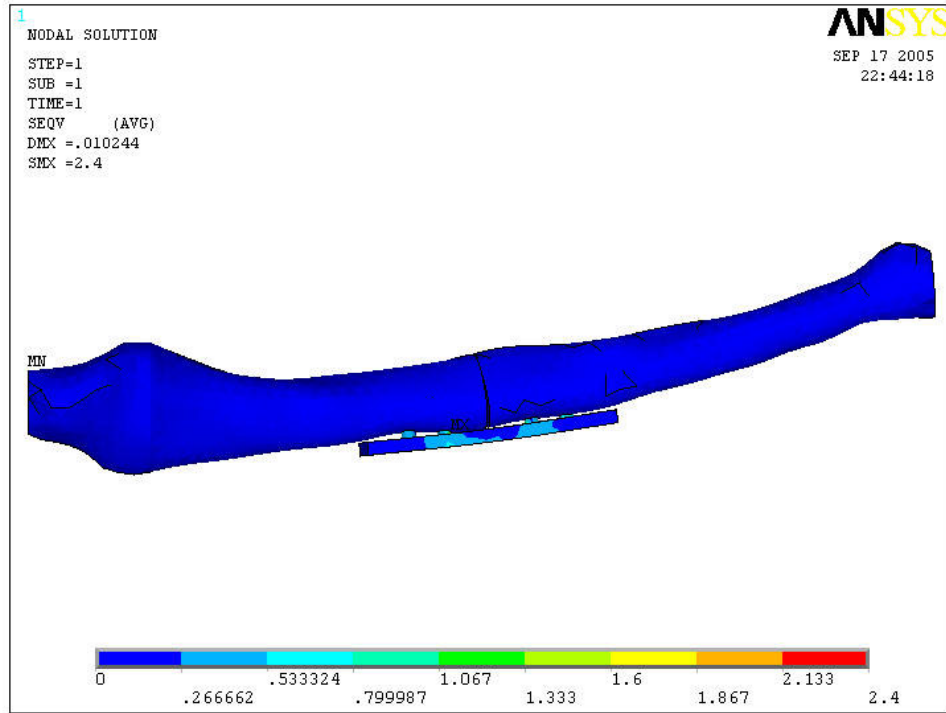


Şekil 4.48 Ulna, dört delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

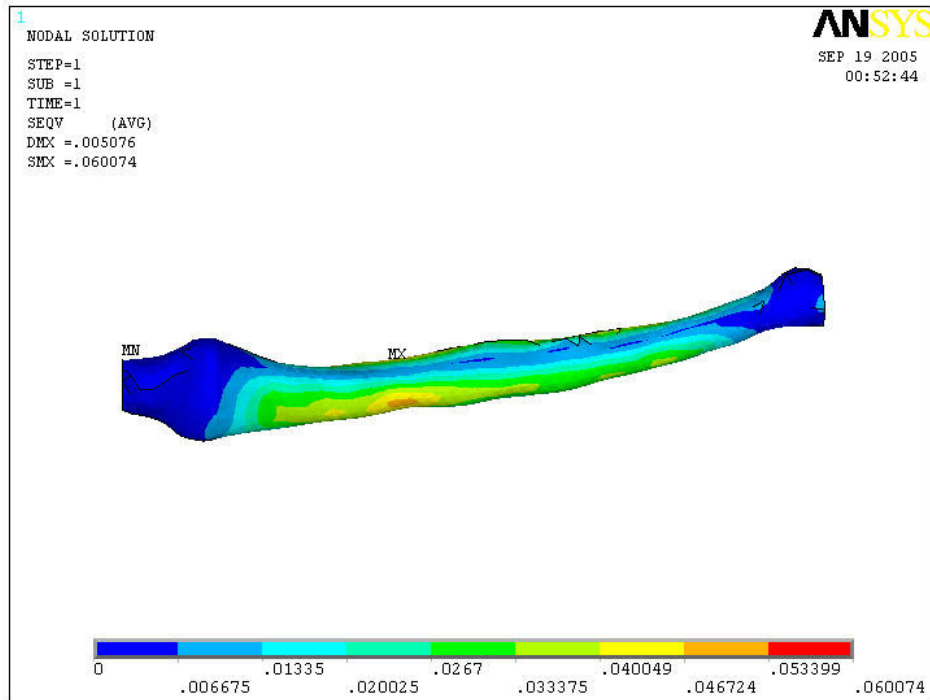
$F_y=1N$ için dört delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 9.550, 0.915, 4.497 ve 7.932 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam ulna kemiğinde $F_y=1N$ uygulandığında maksimum gerilme 0.284 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme birinci delikte gerçekleşmiştir.

F_y kuvveti 86 N'a ulaşması halinde kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmaya başladığı söylenebilir.

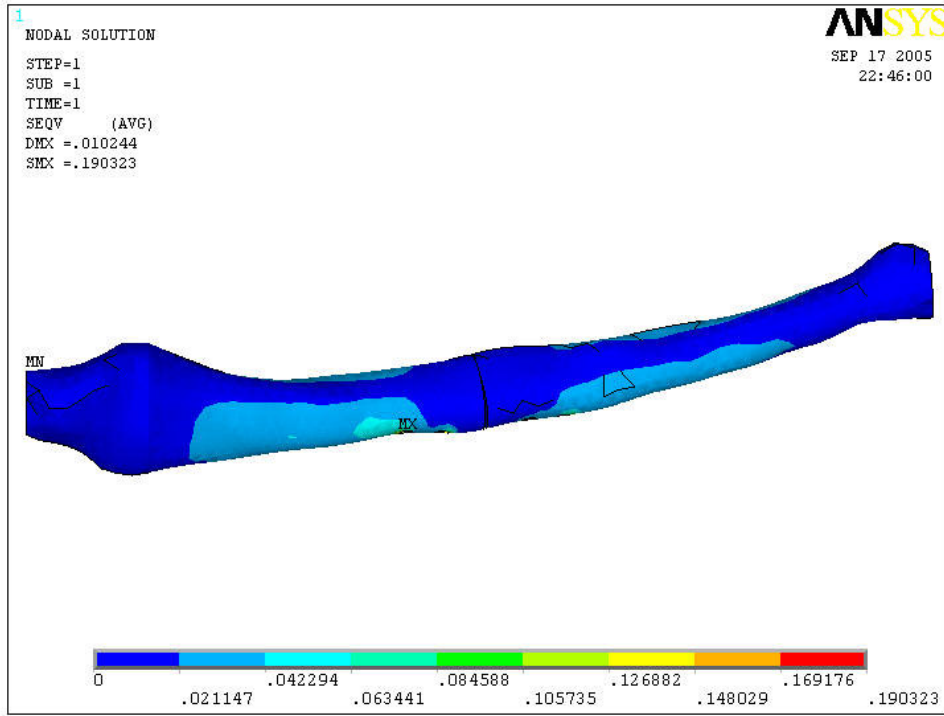
Fz=1N etkisinde dört delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



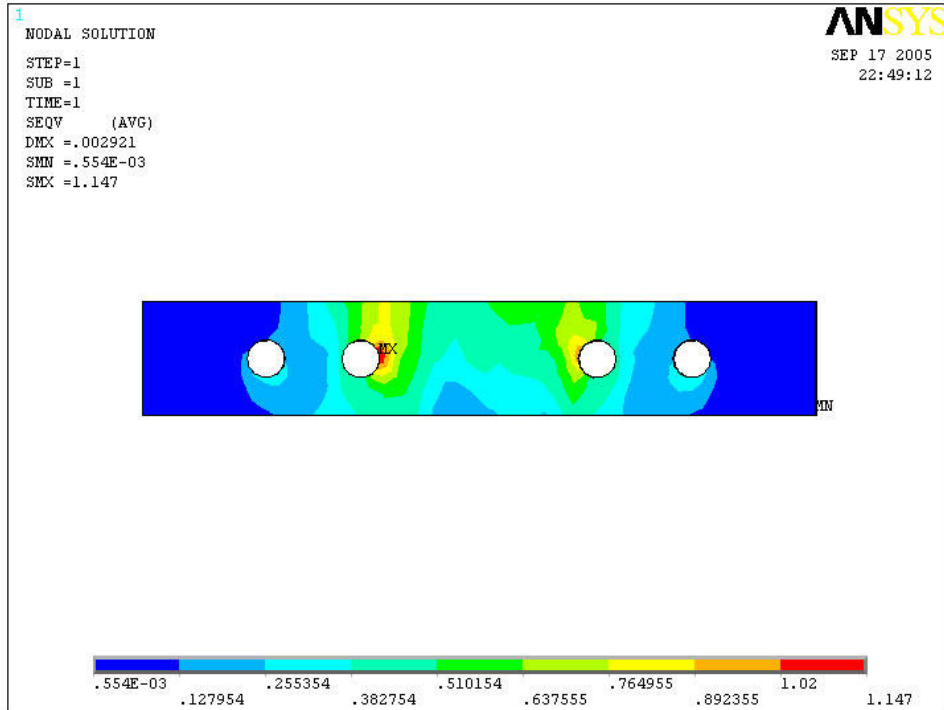
Şekil 4.49. Ulna, dört delikli plak montaj Fz=1N etkisinde gerilme dağılımı



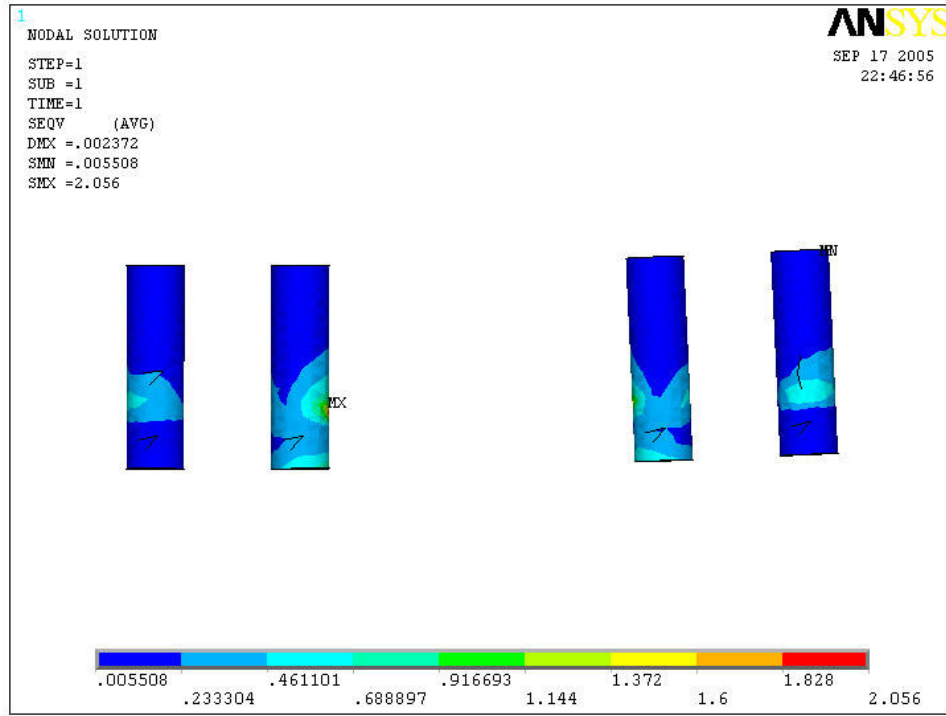
Şekil 4.50. Ulna Fz=1N etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.51. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.52. Ulna, dört delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

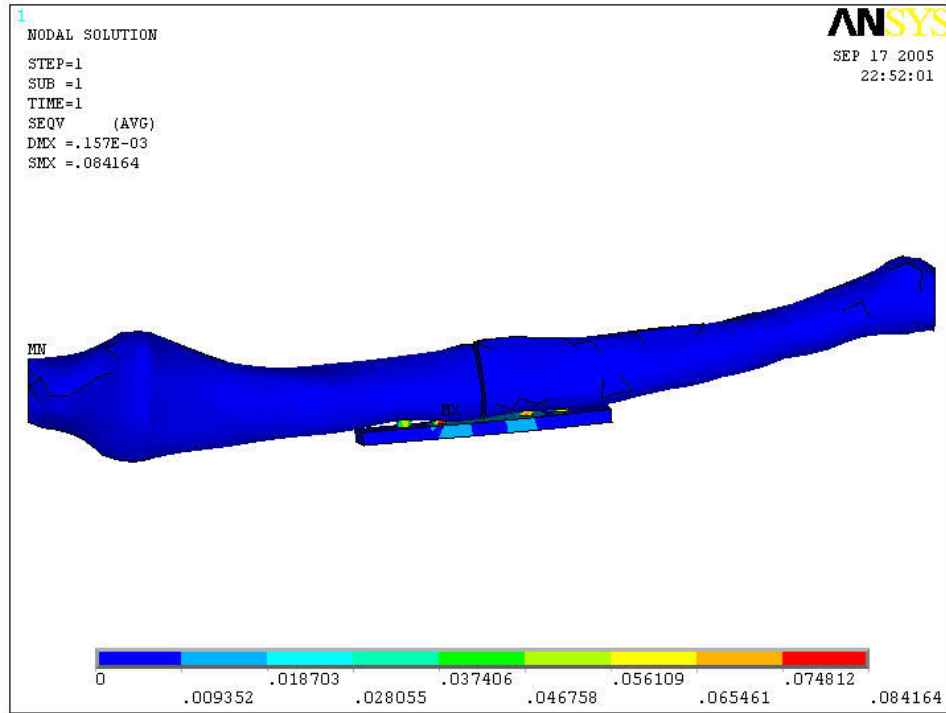


Şekil 4.53. Ulna, dört delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

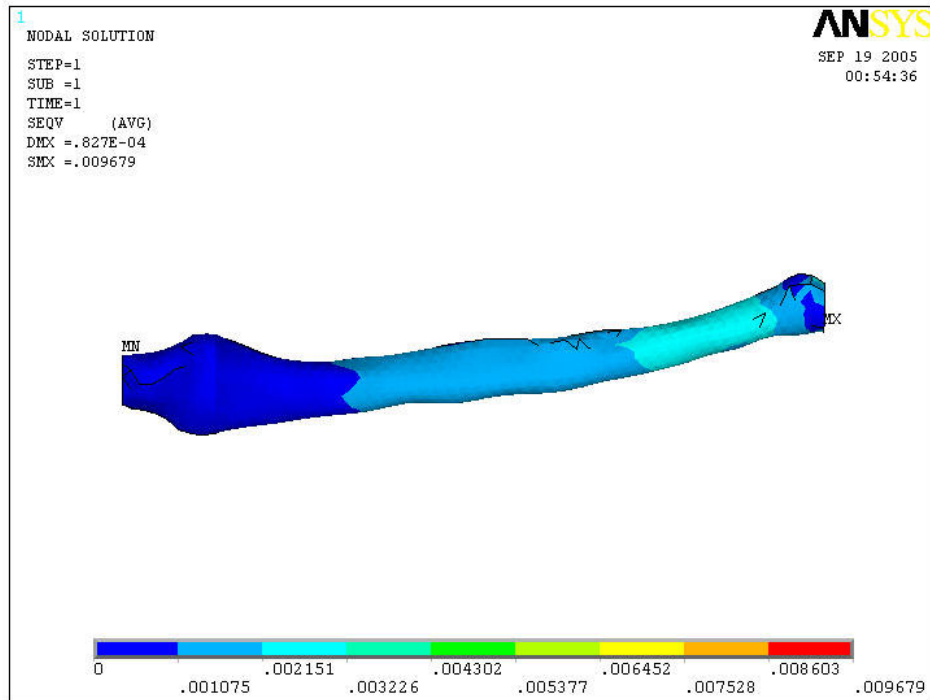
$F_z=1N$ için dört delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 2.400, 0.190, 1.147 ve 2.056 MPa olarak hesaplanmıştır. Sağlam ulna kemiğinde $F_z=1N$ uygulandığında maksimum gerilme 0.060 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme birinci delikte gerçekleşmiştir.

F_z kuvveti 417 N'a ulaşması halinde kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmaya başladığı söylenebilir.

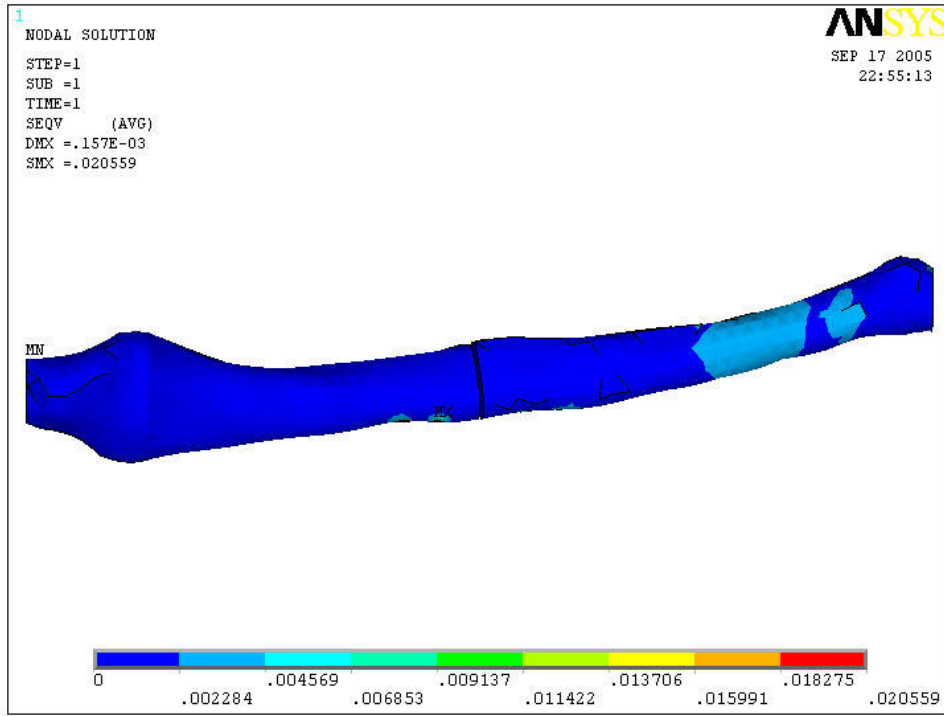
M=1Nmm etkisinde dört delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



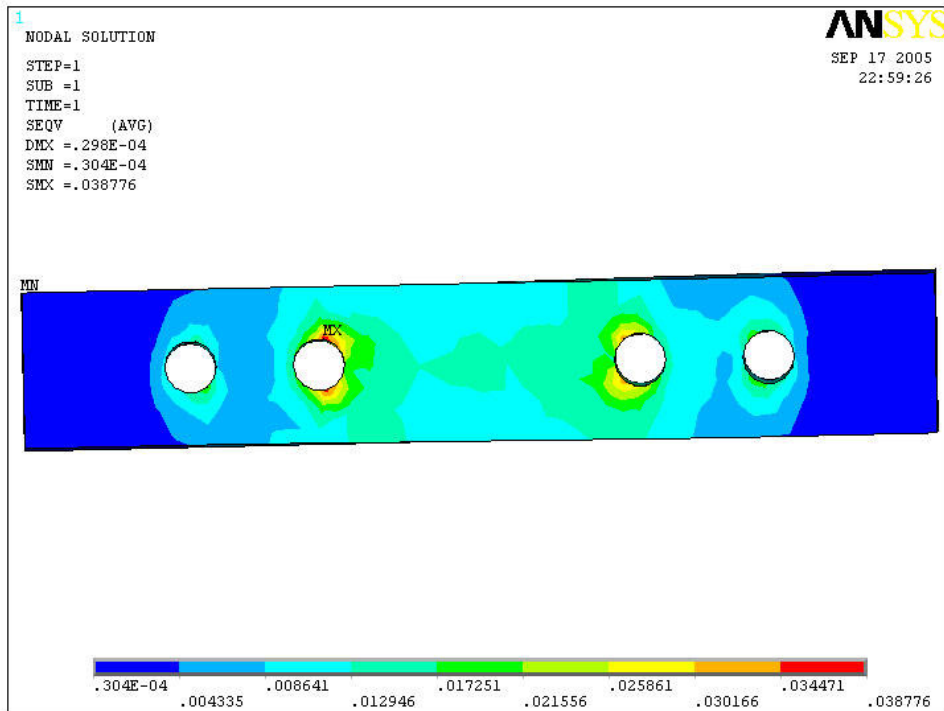
Şekil 4.54. Ulna, dört delikli plak montaj M=1Nmm etkisinde gerilme dağılımı



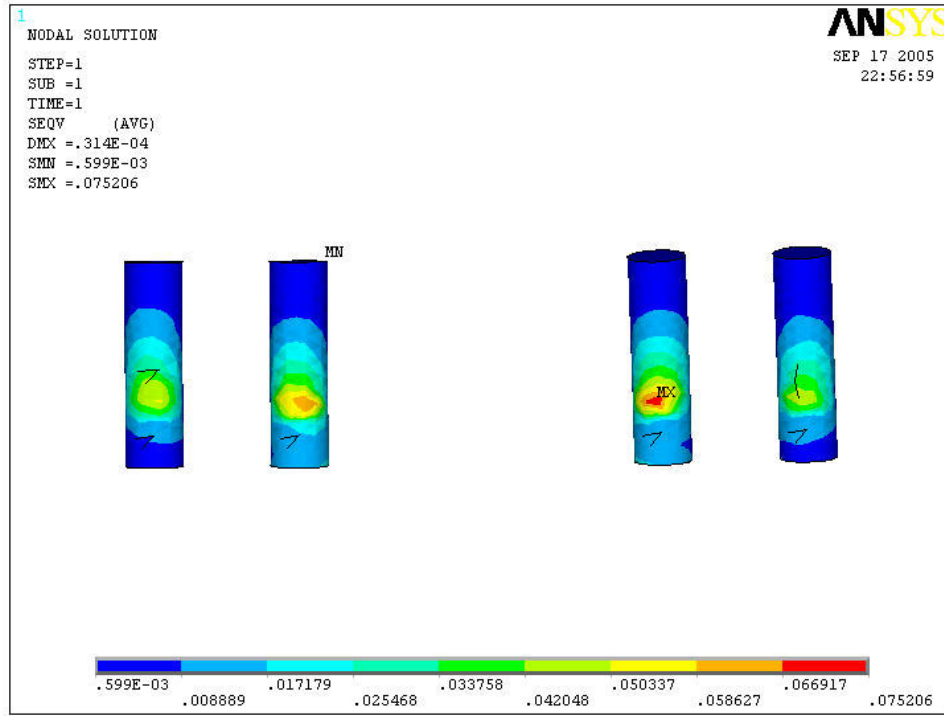
Şekil 4.55. Ulna M=1Nmm etkisinde sağlam kemikte gerilme dağılımı



Şekil 4.56. Ulna, dört delikli plak, kırık kemik $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.57. Ulna, dört delikli plak $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.58. Ulna, dört delikli plak, civatalar $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı

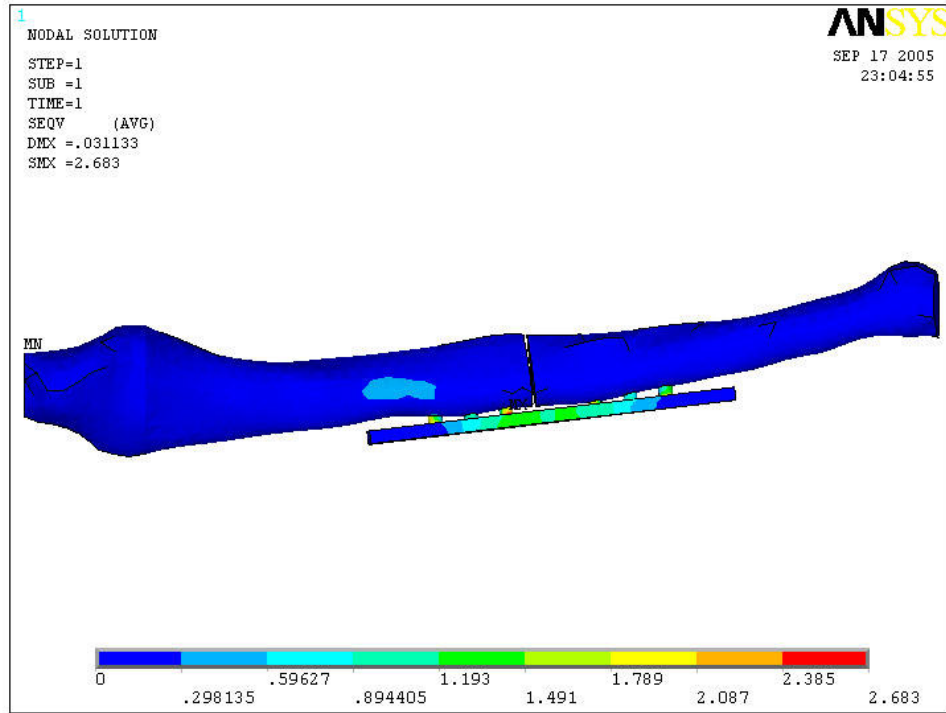
$M=1\text{Nmm}$ için dört delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 0.084, 0.020, 0.038 ve 0.075 MPa olarak saptanmıştır. Sağlam ulna kemiğinde $M=1\text{Nmm}$ uygulandığında maksimum gerilme 0.090 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme ikinci delikte gerçekleşmiştir.

Burulma momenti 3965 Nmm değerine ulaşması halinde kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmaya başladığı söylenebilir.

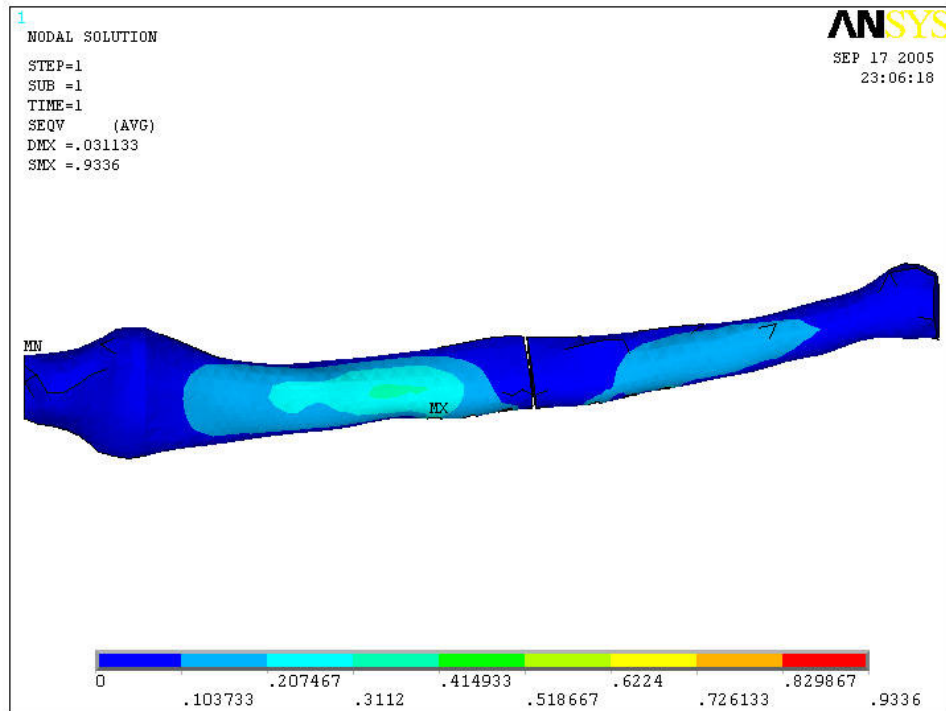
4.2. Ulna Kemiği Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları

Bölüm 4.2.1.'de ulna kemiğinin 4 delikli plak ile sabitlenme durumu incelenmiş ve bu bölümde ise aynı kırık geometrisi aynı yükler altında 6 delikli plak ile sabitlenmesi durumu analiz edilmiştir.

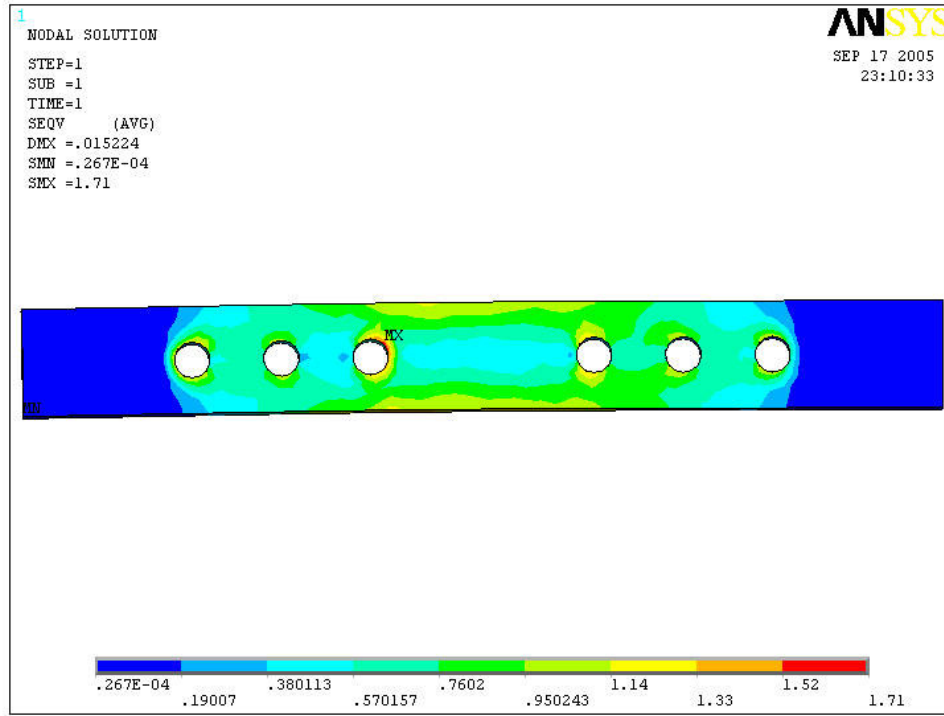
Fx=1N etkisinde altı delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



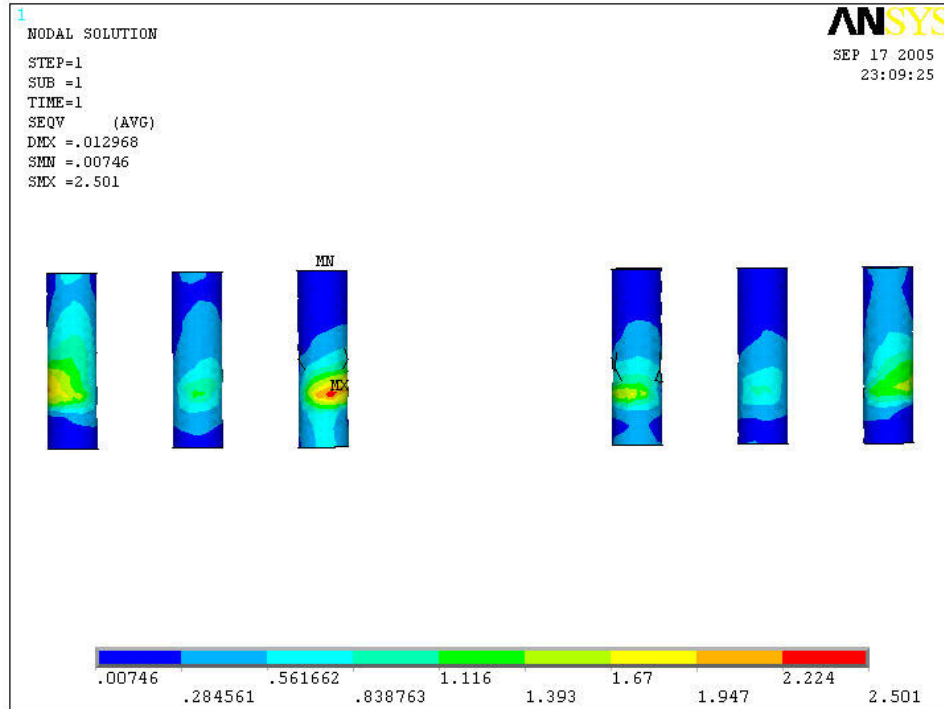
Şekil 4.59. Ulna, altı delikli plak montaj Fx=1N etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.60. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik Fx=1N etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.61. Ulna, altı delikli plak $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

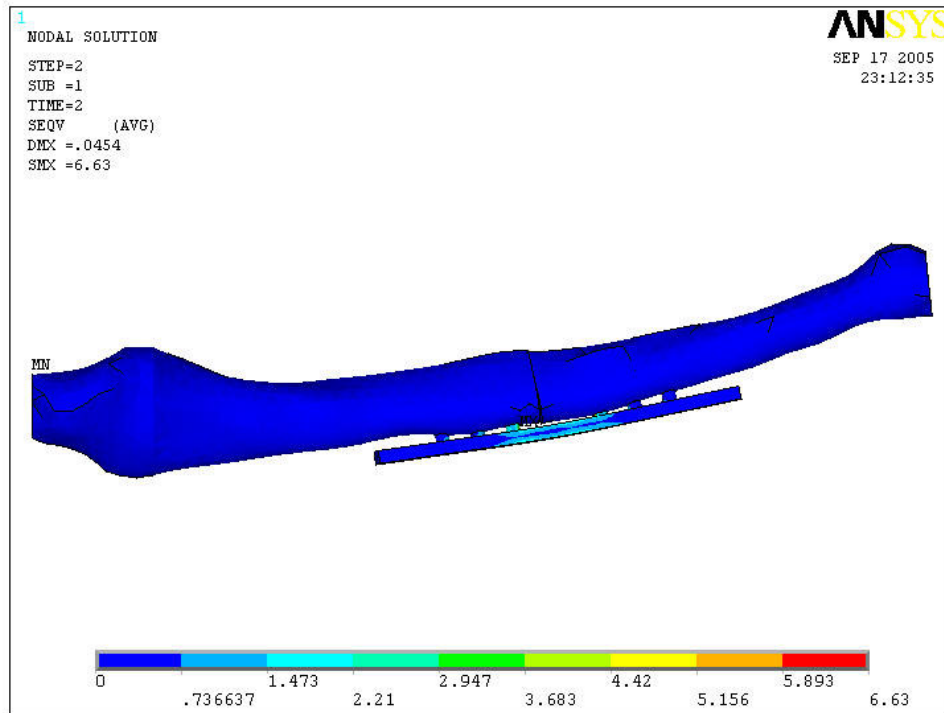


Şekil 4.62. Ulna, altı delikli plak, civatalar $F_x=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

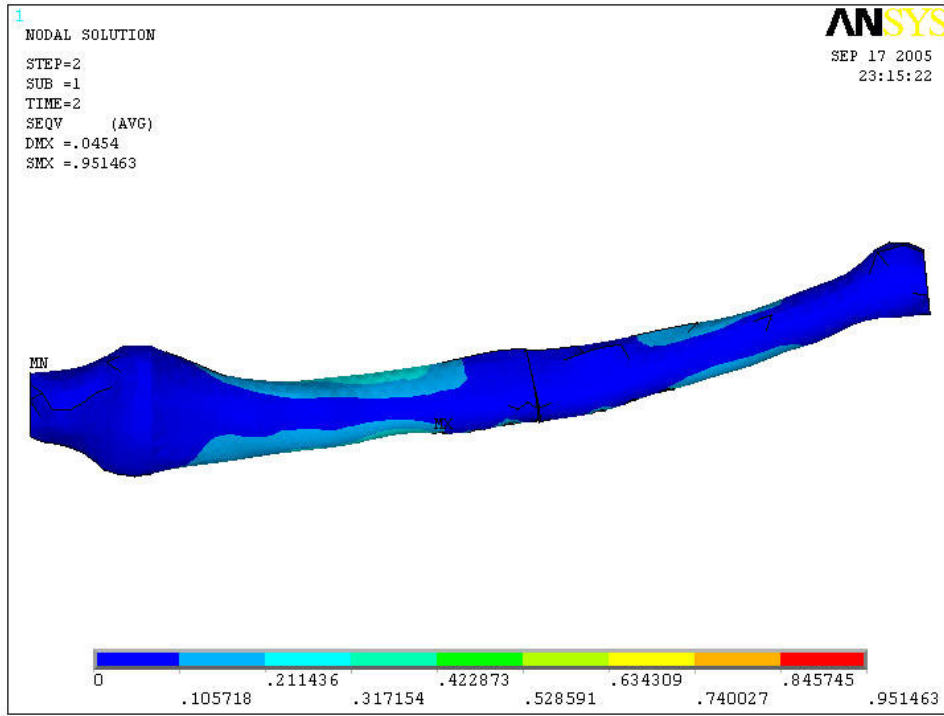
$F_x=1N$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 2.683, 0.933, 1.710 ve 2.501 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme birinci delikte gerçekleşmiştir.

F_x kuvvetinin yaklaşık 85 N değerine ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmelerin kalıcı deformasyon beklenebilir.

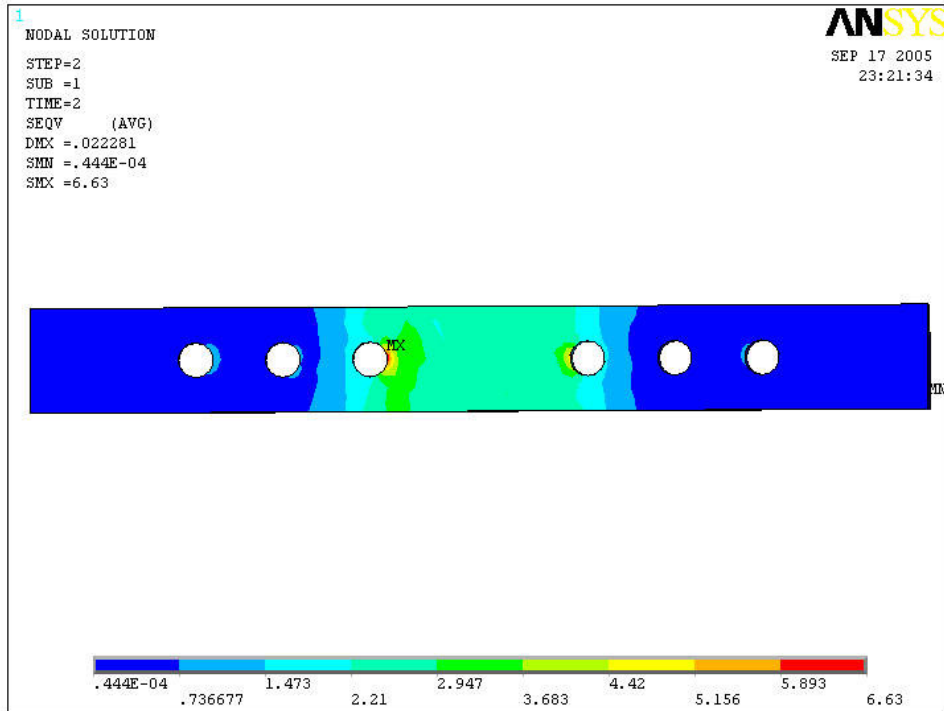
$F_y=1N$ etkisinde altı delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



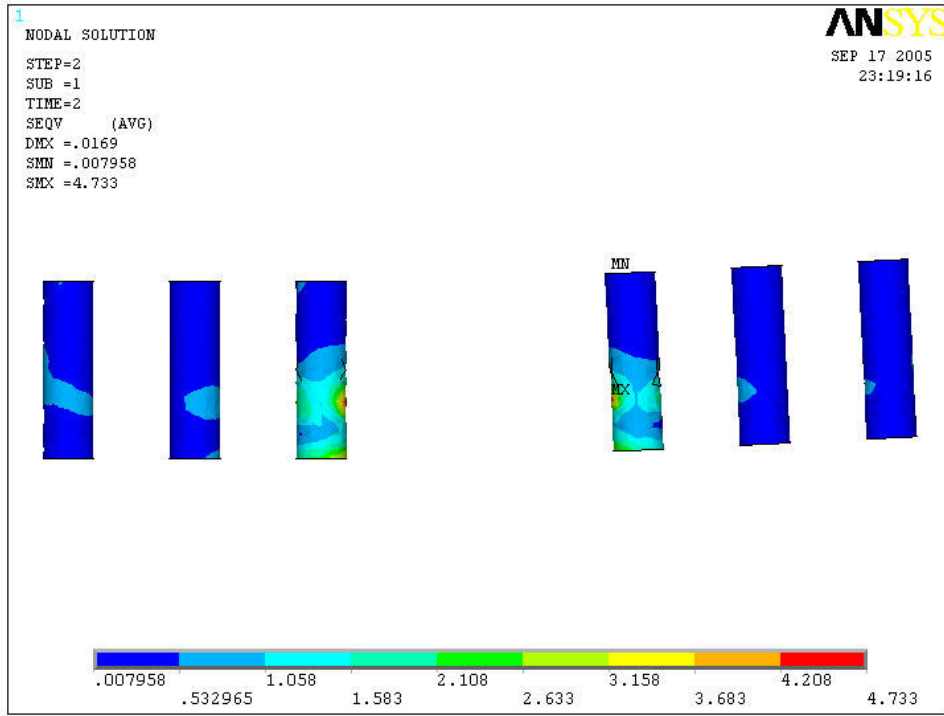
Şekil 4.63. Ulna, altı delikli plak montaj $F_y=1N$ gerilme dağılımı



Şekil 4.64. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.65. Ulna, altı delikli plak $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

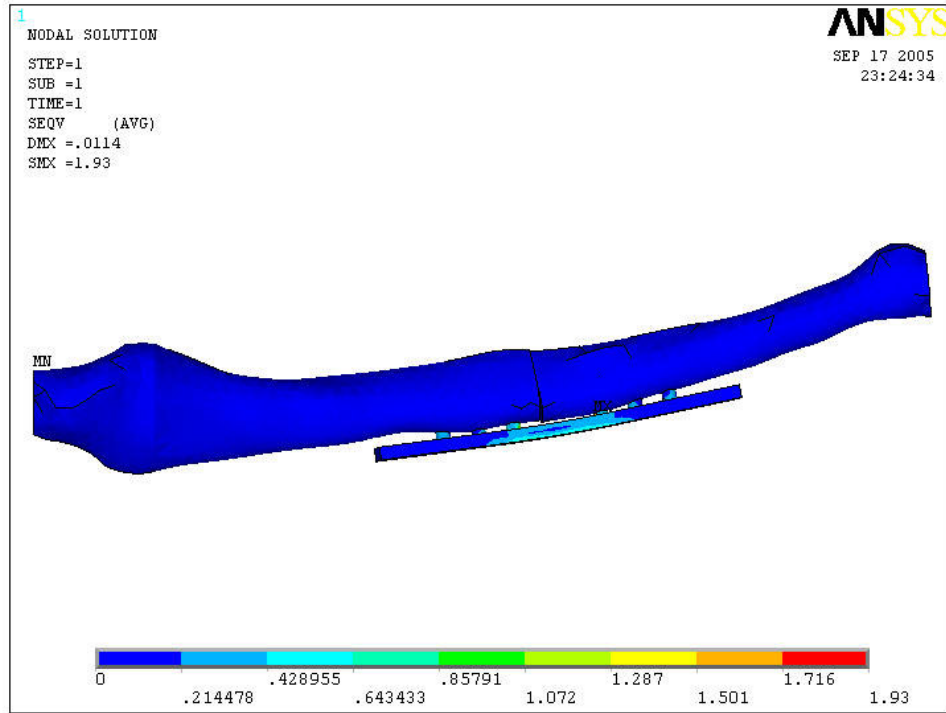


Şekil 4.66. Ulna, altı delikli plak, civatalar $F_y=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

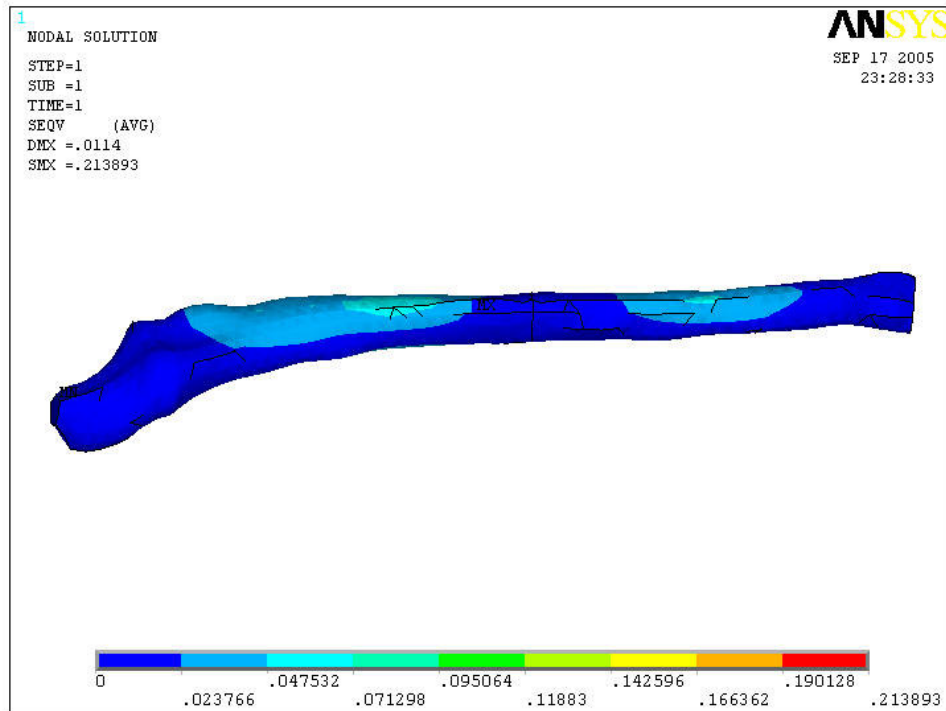
$F_y=1N$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 6.630, 0.951, 6.630 ve 4.733 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme birinci delikte gerçekleşmiştir.

F_y kuvvetinin yaklaşık 83 N değerine ulaşması durumunda kemik üzerinde deliklerde oluşan gerilmelerden dolayı kalıcı deformasyon beklenebilir

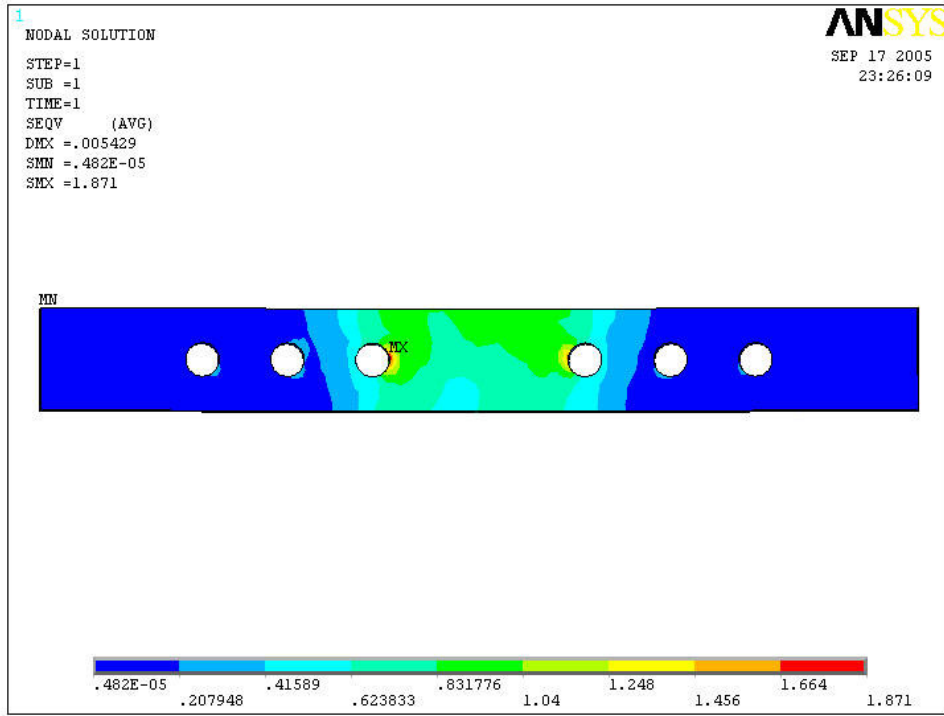
Fz=1N etkisinde altı delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



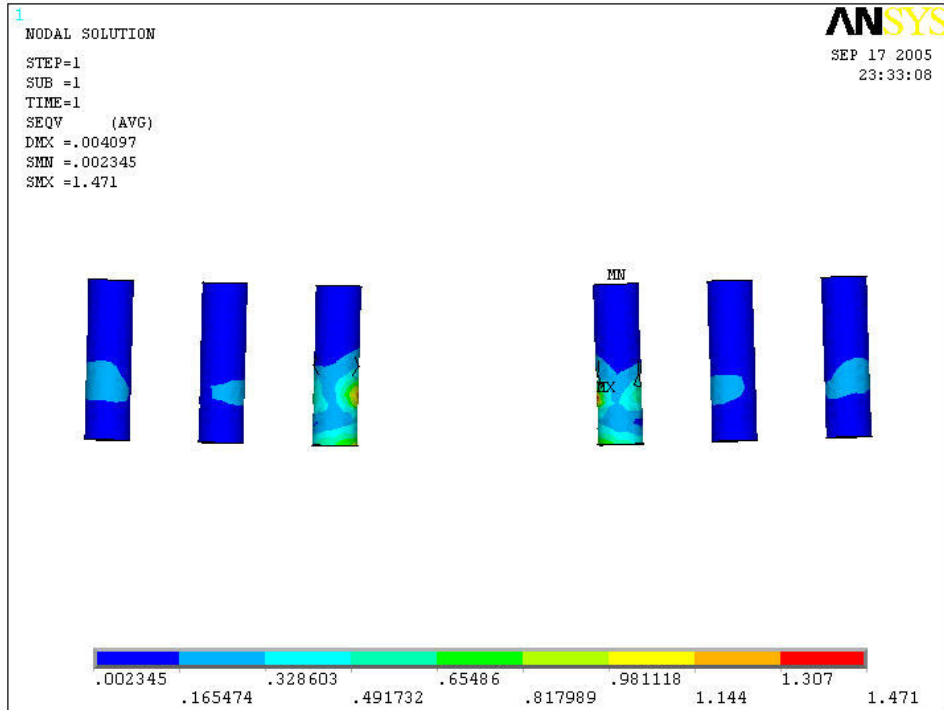
Şekil 4.67. Ulna, altı delikli plak montaj Fz=1N etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.68. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik Fz=1N etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.69. Ulna, altı delikli plak $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

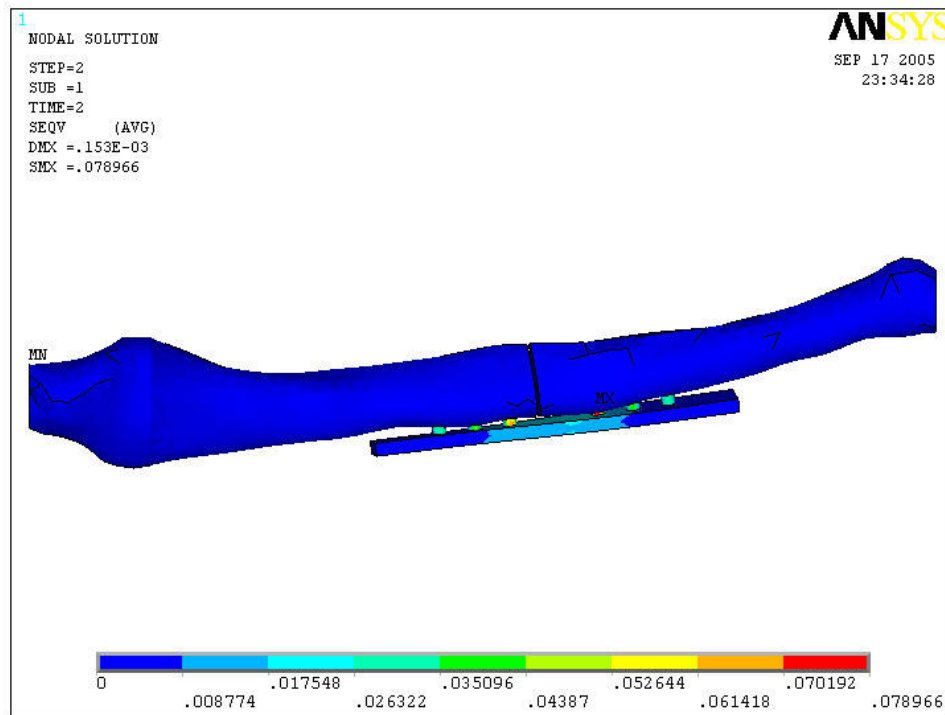


Şekil 4.70. Ulna, altı delikli plak, civatalar $F_z=1N$ etkisinde gerilme dağılımı

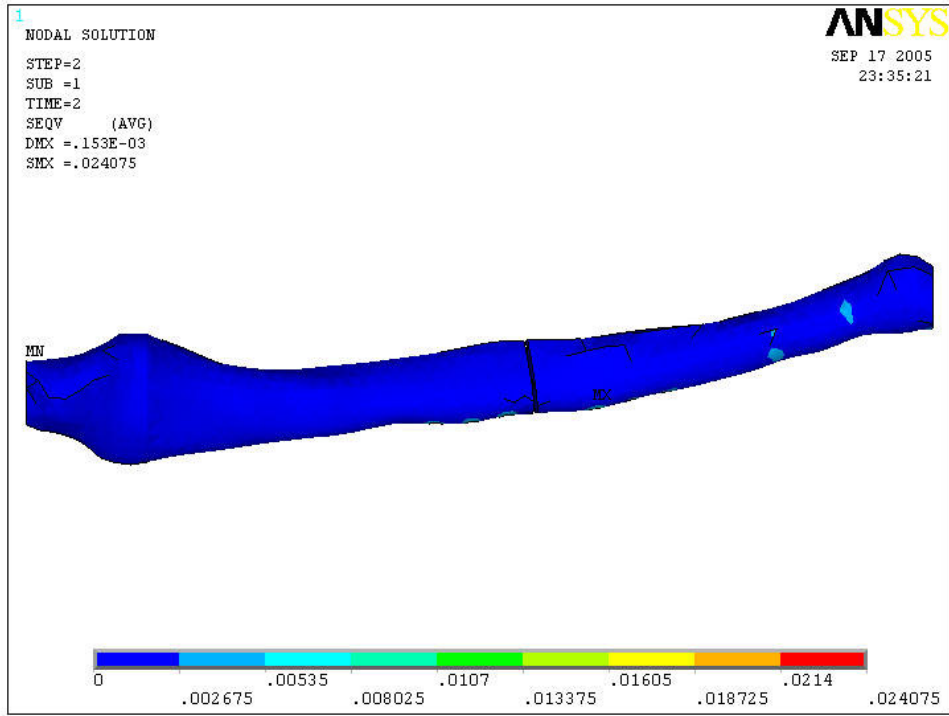
Fz=1N etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 1.930, 0.213, 1.871 ve 1.471 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme ikinci delikte gerçekleşmiştir.

Fz kuvvetinin yaklaşık 85 N değerine ulaşması durumunda kemik üzerinde civatalar için açılan deliklerde oluşan gerilmeler kalıcı deformasyona sebep olabilir.

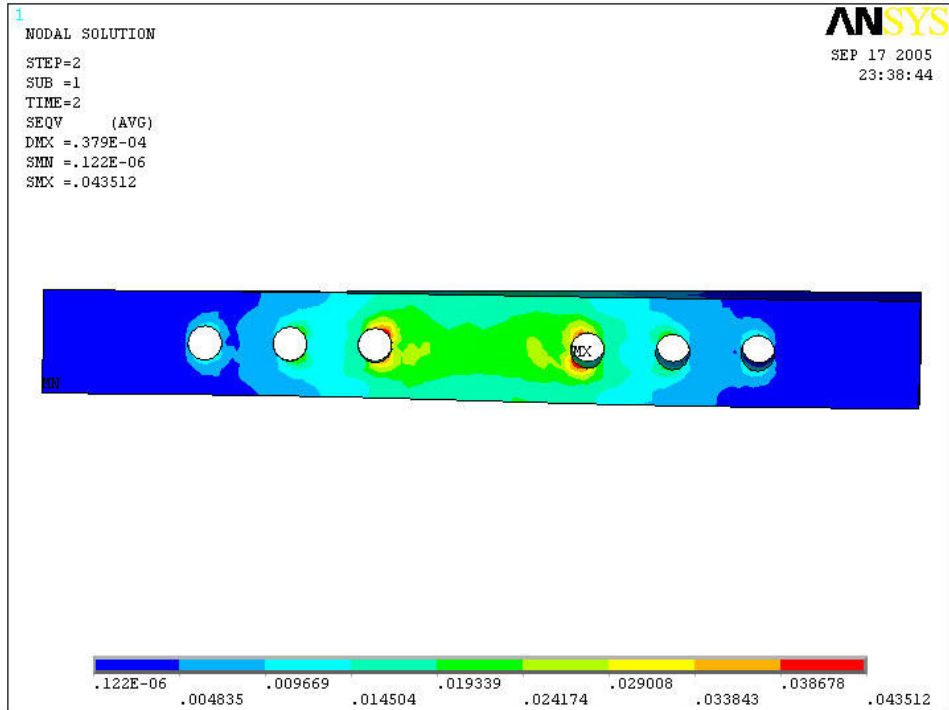
M=1Nmm etkisinde altı delikli plak ve ulna modelinin gerilme dağılımı



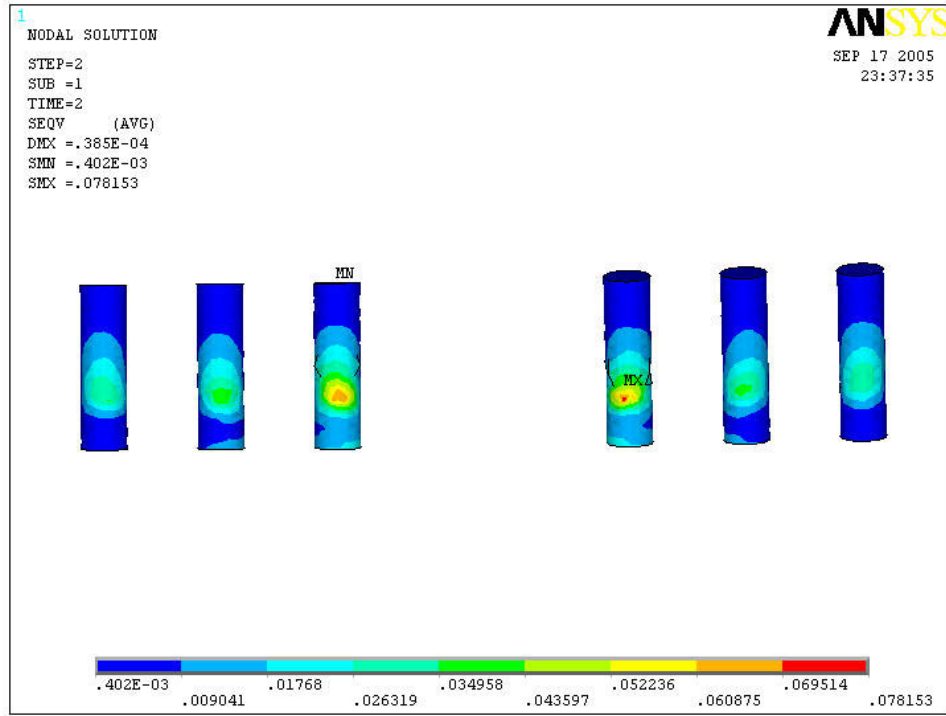
Şekil 4.71. Ulna, altı delikli plak montaj M=1Nmm etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.72. Ulna, altı delikli plak, kırık kemik $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.73. Ulna, altı delikli plak $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı



Şekil 4.74. Ulna, altı delikli plak, civatalar $M=1\text{Nmm}$ etkisinde gerilme dağılımı

$M=1\text{Nmm}$ etkisinde altı delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinde komple sistem, kırık kemik, plak ve civatalar için maksimum von Mises gerilme değerleri sırası ile 0.078, 0.024, 0.043 ve 0.078 MPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme ikinci delikte gerçekleşmiştir.

Burulma momentinin 3304 Nmm değerine ulaşması durumunda kemik üzerindeki gerilmeler kalıcı deformasyona sebep olabilir.

4.2.3 Ulna Kemiği Dört ve Altı Delikli Plak Analiz Sonuçları

Ulna kemiği için yapılan sonlu elemanlar analizlerinde kırık kemik, plak ve civatalarda oluşan maksimum gerilme değerleri Çizelge 4.3.'de topluca verilmiştir.

Çizelge 4.3. Ulna kemiğinde hesaplanan maksimum gerilme dağılımı

Maksimum Gerilme [MPa]								
	Fx kuvveti etkisi		Fy kuvveti etkisi		Fz kuvveti etkisi		Mx Moment etkisi	
	4 delikli plak	6 delikli plak	4 delikli plak	6 delikli plak	4 delikli plak	6 delikli plak	4 delikli plak	6 delikli plak
Sağlam Ulna	0,310		0,284		0,060		0,009	
Ulna	1.013	0.933	0.915	0.951	0.190	0.213	0.020	0.024
plak	2.595	1.710	4.497	6.630	1.147	1.871	0.038	0.043
civatalar	5.378	2.501	7.932	4.733	2.056	1.471	0.075	0.078

Ulna kemiği dört ve altı delikli plak ile sabitleme analizi yapıldığında dört ve altı delikli plaklar arasında birbirlerine göre mukavemet açısından avantaj sağlamadığı tespit edilmiştir. Çizelge 4.4.'de Ulna kemiği dört ve altı delikli plakla sabitlenen kemik için kalıcı deformasyon oluşturan değerler verilmiştir.

Çizelge 4.4. Plakla sabitlenen kırık kemik için kalıcı deformasyon oluşturan kuvvetler

	Maksimum Kuvvet [N]		
	4 delikli plak	6 delikli plak	Sağlam Ulna
Fx etkisinde	78	85	256
Fy etkisinde	86	83	279
Fz etkisinde	417	372	1322
M etkisinde	3965	3304	8811

Çizelge 4.4 de x yönünde kemiğin mukavemeti altı delikli plakta %9 daha yüksektir. Ulna için yapılan sonlu elemanlar analizinde sadece Fx etkisinde mukavemet açısından avantaj sağlarken diğer kuvvetlerin etkisinde dezavantaj olduğu tespit edilmiştir. Fy ve Fz etkisinde kemikte kalıcı deformasyona sebep olan değerler göz önüne alındığında sırasıyla %3 ve %11 azalma olduğu saptanmıştır.

4.3. Sonuçlar

Bu alışma kapsamında radius ve ulna kemikleri, CT grafiklerden faydalanılarak CAD ortamında kesitler oluşturulmuş, ANSYS yazılımında bu kesitler kullanılarak sonlu elemanlar analizinde sayısal çözüm ağını temsil edecek üç boyutlu katı modeller oluşturulmuş ve analiz edilmiştir. Radius ve ulna kemikleri için dört farklı yükleme koşulu ve iki farklı plak kombinasyonu kullanılarak kırık kemik için gerilme dağılımını analiz edilmiştir. 1N birim kuvvet ve 1Nmm değerinde burulma momenti uygulanmasıyla hesaplanan gerilme dağılımı, kemiklerin kalıcı defor-masyona maruz kalacağı kuvvet değerlerinin hesaplanmasını sağlamıştır. Yapılan analizlerde civata, plak ve kemik için gerilme dağılımları ayrı ayrı sunulmuştur.

Radius kemiğinde x, y, z yönlerinde yapılan yüklemelerde altı delikli plak kullanımı dört delikli plak kullanımına göre sırası ile %76, %9 ve %32 daha mukavemetli olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak x yönündeki yüklemelerde altı delikli plak önemli ölçüde mukavemeti arttırırken y yönündeki yüklemelerde önemli bir etkisi olmamıştır. Radius kemiği dört delikli plakla sabitleme sağlam kemik ile karşılaştırıldığında x, y, z yönlerinde sırasıyla %47, %47 ve %28 mukavemet değerlerinde azalma saptanmıştır. Altı delikli plakla sabitlemede x, y, z yönlerinde sağlam kemik ile karşılaştırma yapıldığında sırasıyla %6, %42 ve %4 mukavemet kaybı tespit edilmiştir. Sağlam kemik ile yapılan karşılaştırmalarda dört delikli plak ile yapılan sabitlemelerde mukavemet değerleri 6 delikli plak ile yapılan sabitlemeye göre y yönündeki yüklemeler hariç oldukça düşüktür.

Ulna kemiği için benzer şekilde x yönünde altı delikli plak kullanımı dört delikli plağa göre %9 mukavemeti arttırırken y ve z yönlerinde yapılan yüklemelerde ise sırası ile %3 ve %11 azalma tespit edilmiştir. Ulna kemiğinde altı delikli plak kullanımı dört delikli plağa göre x yönündeki yüklemelerde fayda sağlarken diğer yönlerdeki yüklemelerde mukavemeti azaltıcı bir etki göstermiştir. Ulna kemiğinin dört delikli plak ile sabitlenmesinde x, y, z yönlerinde sağlam kemik ile karşılaştırıldığında sırasıyla %69, %69 ve %68 mukavemet kaybı meydana gelmiştir.

Ulna kemiğinin dört delikli plak ile sabitlenmesi sağlam kemiğin mukavemet değerleriyle karşılaştırıldığında yöne bağlı değişkenlik göstermemektedir. Altı delikli plak ile sabitlenen ulna kemiğinin sağlam kemik ile karşılaştırıldığında x, y, z

yönlerine bağılı olarak sırasıyla %66, %70 ve %72 mukavemet kaybı tespit edilmiştir. Ulna kemiğinin altı delikli plakla sabitlenmesi sağlam kemik ile karşılaştırıldığında dört delikli plak ile sabitlemede olduğu gibi yükleme yönüne bağılı değışkenlik göstermemiş altı delikli plakla yapılan sabitlemede daha fazla mukavemet kaybı meydana geldiğı tespit edilmiştir.

Sağılam radius ve ulna kemiklerinin analizleri sonucunda elde edilen gerilme dağılımı incelendiğinde ulna kemiğı radius kemiğine göre x, y, z, yönlerinde sırası ile %23, %30 ve %28 daha mukavemetli olduğu ancak kırık kemik için plakla sabitleme yapıldıktan sonra radius kemiğinin ulna kemiğine göre mukavemet kaybı daha az olmaktadır.

5. Sonuç ve Öneriler

Çalışmada CT grafiklerinden elde edilen kesitler kullanılarak elde edilen radius ve ulna kemiklerinin katı modeli ANSYS yazılımında x, y, z yönlerinde kuvvet ve z ekseninde burulma momenti uygulayarak dört ve altı delikli plaklar ile sabitleme durumlarına göre gerilme dağılımları hesaplanmıştır.

Sayısal çözümleme sonucunda radius kemiği için altı delikli plak kullanımı mukavemet açısından dört delikli plak kullanımına göre daha faydalı olduğu tespit edilmiştir. Ulna kemiği için yapılan analizlerde 6 delikli plak kullanımının 4 delikli plak kullanımına göre mukavemet açısından bir avantaj sağlamadığı saptanmıştır. Sağlam radius ve ulna kemikleri ile yapılan analizler sonucunda ulna kemiğinin radius kemiğine göre daha rijit bir kemik olduğu fakat kırıldıktan sonra plakla sabitleme işlemi sonucunda kırık radius kemiğine göre daha fazla mukavemetini kaybettiği gerilme dağılımı sonuçlarından anlaşılmaktadır.

Analizlerde kullanılan kemiklerin sonlu elemanlar modelinin oluşturulmasında donanım imkanlarının izin verdiği ölçüde eleman sayısının artırılması daha hassas sonuçların elde edilmesini sağlayacaktır. Oluşturulacak yeni bir modelde plaktaki delik sayısı sabit tutulup delik ve civata geometrileri değiştirilerek etkileri incelenebilir. Radius ve ulna kemiklerinin malzeme özellikleri için anisotropik modeller geliştirilerek daha hassas çözümler elde edilebilir.

6. KAYNAKLAR

- CAMERON, J. R., J. G. SKOFRONICK ve R. M. GRANT. 1999. Physics of the Body. Medical Physics Publishing, Madison, 96s.
- CHUNG, K. C., S. V. SPILSON ve A. ARBOR. 2001. The Frequency and Epidemiology of Hand and Forearm Fractures in the United States. The Journal of Hand Surgery, 26A:908-915
- DALSTRA, M. ve R. HUISKES. 1995. Load Transfer Across the Pelvic Bone. Journal of Biomechanics, 28:715-724.
- EGE R. 1989. Travmatoloji: Kırıklar – Eklem Yaralanmaları. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1845s.
- GARCIA, J. M., M. DOBLARE ve J. CEGONINO. 2002. Bone Remodelling Simulation: A Tool for Implant Design. Computational Materials Science, 25:100-114
- MAJUMDER, S., A. ROYCHOWDHURY ve S. PAL. 2004. Variations of Stress in Pelvic Bone During Normal Walking, Considering All Active Muscles. Trends Biomaterials Artificial Organs, 17:48-53
- MICLAU, T. Ve R. E. MARTIN. 1997. The Evolution of Modern Plate Osteosynthesis. Injury, 28:A3-A6.
- MUTLU, B. ve M. KURT. 2005. Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Fiksatorlerin Mekanik Özellikleri ve Üç Değişik Malzemedeki Yapılmış Halka Tipi Fiksatorlerin Mekanik Testleri. Mühendis ve Makine, 46:29-38
- NETTER, F. H. ve J. T. HANSEN. 2002. Atlas of Human Anatomy. ICON Learning Systems, New York, 590s.

RABIN, S. I. 2004. Forearm Fractures Lecture Notes, Loyola University Medical Center, Chicago.

SHEFELBINE, S. J., P. AUGAT, L. CLAES ve U. SIMON. 2005. Trabecular Bone Fracture Healing Simulation with Finite Element Analysis and Fuzzy Logic. *Journal of Biomechanics*, 4:515-526.

STAA, T. P., E. M. DENNISON, H. G. M. LEUFKENS ve C. COOPER. 2001. Epidemiology of Fractures in England and Wales. *Bone*, 29:517-522

STABILE, K. J., J. PFAEFFLE, J. A. WEISS, K. FISCHER ve M. M. TOMAINO. 2004. Bi-Directional Mechanical Properties of the Human Forearm Interosseous Ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 22:607-612.

US, K. 2003. Kırıklar Hakkında Genel Bilgiler ve Tedavi İlkeleri Staj Ders Notları, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi.

VICECONTI, M., M. DAVINELLI, F. TADDEI ve A. CAPPELLO. 2004. Automatic Generation of Accurate Subject-Specific Bone Finite Element Models to Be Used in Clinical Studies. *Journal of Biomechanics*, 37:1597-1605.

WATANABE, I., K. FURUSU, C. KATO, K. MIKI ve J. HASEGAWA. 2001. Development of Practical and Simplified Human Whole Body FEM Model. *Society of Automotive Engineers of Japan*, 22:189-194

ZANNONI, C., R. MANTOVANI ve M. VICECONTI. 1998. Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone Structures: A New Method. *Medical Engineering and Physics*, 20:735-740.

ZHANG, G. 2004. Avoiding the Nonlinearity in an External Fixation Device. *Clinical Biomechanics*, 19:746-750.

TEŞEKKÜR

Bana bu konuda çalışma firsatı verip her zaman ve her konuda destek olan bilgi ve deneyimi ile beni yönlendiren, değerli hocam Doç. Dr. Reşat zcan'a teŐekkürlerimi sunuyorum.

Bu çalıŐmanın tamamlanmasında, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen değerli arkadaŐım Yük. Mak. Müh. Ali Sakin'e , İtem Ltd. Őti.'ne ve Ficosa Otomotiv AŞ'deki çalışma arkadaŐlarıma destekleri ve anlayıŐları için teŐekkürü bir borç bilirim.

Her zaman yanımda olan, maddi manevi desteklerini esirgemeyen aileme, yoğun çalışma günlerinde bana destek olan değerli eŐime ve önümüzdeki haftalarda dünyaya gelmeye hazırlanan oğlumuz Ege'ye Őükranlarımı sunuyorum.

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Ankara'da doğdu 1994 yılında Çankaya Tınaztepe Lisesi'nden mezun oldu. 1996 yılında Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde lisans eğitime başladı ve 2000 yılında lisans derecesi aldı. 2002 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitime başladı. Meslek hayatına Ficosa Otomotiv AŞ'de Proses Mühendisi olarak devam etmektedir.