T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BAŞIN MEKANİK MODELİNİN ÇIKARILMASI VE KUVVET DARBE İLETİMİ

Hazırlayan
Fehmi TAŞDEMİR

Danışman
Prof. Dr. İbrahim UZMAY

Doktora Tezi

Mart 2016
KAYSERİ

T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BAŞIN MEKANİK MODELİNİN ÇIKARILMASI VE KUVVET DARBE İLETİMİ

Hazırlayan
Fehmi TAŞDEMİR

Danışman
Prof. Dr. İbrahim UZMAY

Doktora Tezi

Mart 2016
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.



Fehmi TAŞDEMİR

YÖNERGEYE UYGUNLUK

Başın Mekanik Modelinin Çıkarılması Ve Kuvvet Darbe İletimi Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi 'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan
Fehmi TAŞDEMİR

Danışman
Prof. Dr. İbrahim UZMAY

Makine Mühendisliği ABD Başkanı
Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP

Prof. Dr. İbrahim UZMAY danışmanlığında **Fehmi TAŞDEMİR** tarafından hazırlanan "**Başın Mekanik Modelinin Çıkarılması Ve Kuvvet Darbe İletimi**" adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

.

11 /03/2016

JÜRİ:

Danışman	:Prof. Dr. İbrahim UZMAY	.....
Üye	:Prof. Dr. Ahmet SELÇUKLU	.....
Üye	:Prof. Dr. Fatih Mehmet BOTSALI	.....
Üye	:Doç. Dr. Mete KALYONCU	.....
Üye	:Yrd. Doç Dr. Şükrü SU	.....

ONAY:
Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 29/03/2016 tarih ve 2016/16-05 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

29 / 03 / 2016

Prof. Dr. Mehmet AKKURT
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

"Başın Mekanik Modelinin Çıkarılması Ve Kuvvet Darbe İletimi" başlık çalışmamda konunun seçimi ve tezin yürütülmesinde bana yardımcı olan Prof. Dr. İbrahim UZMAY hocama, ayrıca yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Recep EKİCİ hocama, Tüm eğitim hayatımda hep destek olan annneme ve babama, büyük sabır gösteren eşime teşekkür ederim.

BAŞIN MEKANİK MODELİNİN ÇIKARILMASI VE KUVVET DARBE İLETİMİ

Fehmi TAŞDEMİR

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Doktora Tezi, Şubat 2016

Danışman: Prof. Dr. İbrahim UZMAY

ÖZET

Başta trafik kazaları olmak üzere beyine gelen darbeler, ateşli silahlarla yaralanmalar, spor kazaları, iş kazaları ve düşmeler beyinde yaralanmalara neden olurlar. Dünya genelinde meydan gelen travmatik beyin yaralanmaları neticesinde beyinde gerilmeler oluşmakta ve neticesinde vücudun hormon yapısında da bazı bozukluklar meydan gelmektedir. İnsanda büyüme hormaonları gibi hormonlar, beyinde bulunan hipofiz bezini kontrol etmektedir. Yeterli hormon salgılanamaması durumunda ise hormonun çeşidine bağlı olarak bazı zihinsel ve fiziksel rahatsızlıklar ortaya çıkabilmektedir. Bu rahatsızlıkların önlenmesi için çeşitli tedbirler alınmaya çalışılsa da tam olarak çözüm sağlanmış değildir. Bu doğrultuda geliştirilen ve kafa mekaniğine karşılık gelen fiziksel modellere dayalı sonlu elemanlar analizlerinde, kafaya gelen darbe ve kuvvetlerin özellikle hipofiz bezine olan etkileri belirlenmeye çalışılacaktır. Model oluşturmak için yetişkin bir erkek deneğin MRI görüntülerinde üç boyutlu model oluşturularak sonlu elemanlar analizi yapılacaktır. Model oluşturmak için MIMICS ve 3-Matic medikal görüntü işleme programı kullanılarak tüm kafa modeli hipofiz bezi dahil modellenmiştir. Oluşturulan bu model sonlu elemanlar analizi için ABAQUS programına aktarılacak ve Travmatik beyin yaralanması simulasyonu yapılarak hipofiz bezinde meydana gelen etkiler incelenmiştir.

Anahtar kelimeler: Tramvatik beyin yaralanmaları, hipofiz yetmezliği, hipofiz bezi

DETERMINATION OF HEAD MECHANICAL MODEL AND FORCE İMPACT TRANSMISSION

Fehmi TAŞDEMİR

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences
Ph. D. Thesis, February 2016
Thesis Supervisor: Assoc. Prof. Dr. İbrahim UZMAY

ABSTRACT

Blows to the brain, especially in traffic accidents, injuries by firearms, sporting accidents, work accidents and falls are causing injury to the brain. Traumatic brain injuries increase worldwide as a result of consists of the brain and as a result of stress hormones in the body's structure seems to take place in certain disorders. growth hormones such as human, controls the pituitary gland in the brain. In case of failure to release enough hormones in the vineyards on the type of hormone may arise mental and physical ailments. This is to prevent inconvenience they try to take various measures are provided the solution exactly. Developed in this direction and head with finite element analysis based on physical models corresponding to the mechanical force of the blow to the head and will especially try to determine its effects on the pituitary gland. Creating a three-dimensional finite element model of an adult male subjects in the MRI images to create model analysis will be done. All head model using MIMICS and 3-Matic medical image processing program will be modeled to create the models, including the pituitary gland. This created model to be transferred to the finite element analysis software ABAQUS, and affects the pituitary gland that occur in traumatic brain injury simulation performed it will be evaluated.

Keywords: Traumatic brain injury, hipopitüitarizm, pituitary gland

İÇİNDEKİLER

BAŞIN MEKANİK MODELİNİN ÇIKARILMASI VE KUVVET DARBE İLETİMİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK i
YÖNERGEYE UYGUNLUK ii
TEŞEKKÜR iv
ÖZET v
ABSTRACT vi
TABLOLAR LİSTESİ x
ŞEKİLLER LİSTESİ xi

1. BÖLÜM
GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR

1.1 Genel 1
1.2 Literatür 3
1.2 Malzeme Özellikleri 11
1.3 Tramvatik Beyin Yaralanmalarında Beyin Eşik Değerleri 22

2. BÖLÜM
İNSAN KAFA BÖLGESİ VE HİPOFİZ BEZİ ANATOMİSİ

2.1 Kafa Bölgesinin Anatomi 28
2.2 Deri 29
2.3 Kafatası 30
2.4. Zarlar (MENİNGS) 30
2.4.1 Dura Zarı (Dura Matter) 31
2.4.2 Araknoid Zar 32
2.4.3 Pia Mater 32
2.5 Beyin Omurilik Sıvısı (BOS-CSF) 32
2.6. Beyin 33
2.6.1 Tüm Beyin Sapı (Truncus encephali) 34
2.6.2 Soğanilik (Bulbus, medulla oblangata) 34
2.6.3 Köprü (Pons) 34

2.6.4 Orta Beyin (Mesencephalon) 35
2.6.5 Beyin (Cerebrum) 35
2.6.6 Frontal Lob (Alın lobu) 36
2.6.7 Parietal Lob (Yan kafa lobu) 36
2.6.8. Temporal Lob (Şakak lobu) 36
2.6.9 Oksipital Lob (Art kafa lobu) 36
2.6.10 Ara Beyin (Diencephalon) 37
2.6.11 Thalamus 37
2.6.12 Hypothalamus ve Pituitary gland (Hipofiz bezi) 37
2.6.13 Epithalamus 38
2.6.14 Subthalamus 38
2.6.15 Beyincik (Cerebellum) 38
2.6.13 Beyin Boşlukları (Ventriküller) 39

3. BÖLÜM
SONLU ELEMANLAR MODELİNİN HAZIRLANMASI

3.1 MRI Taraması 40
3.2 Metot 43
3.2.1 MIMICS 43
3.2.2 MRI Görüntülerinin Aktarılması 45
3.2.3 Maskelerin Oluşturulması 48
3.2.3.1 Beyin Bölgesinin Oluşturulması 49
3.2.3.2 Beyin İç Sıvısı 57
3.2.3.3 Hipofiz Bezinin Oluşturulması 60
3.2.2 3-Matic Programında Düzenleme 61
3.3. Sonulu Eleman Modeli Oluşturma Ve Analiz 71
3.3.1 Model Hazırlama ve Step- İges Formatında Aktarım 72
3.3.2 Modelin ABAQUS Programına Aktarılması 73
3.3.3 Model Meşleme 75
3.3.4 Modelin Hacimsel Örgüleme (Orphane Mesh) Olarak Oluşturulması 78
3.3.5 Modelin ABAQUS Programında Segmentasyonu 82
3.3.6 Kontak-Temas Şekilleri 83
3.3.7 Sonlu Elemanlar Modelinin Doğruluğunun Tespiti 86

4. BÖLÜM
TRAMVATİK BEYİN YARALANMASININ ARAŞTIRILMASI VE SONUÇLAR

4.1 Giriş 89
4.2. Yük Ve Temas Sınır Koşulları 91
4.3 Sonuçlar Ve Değerlendirme 91
4.4. Durum 1: Kafatası Önden (Frontal) Çarpma Modeli 92
4.4.1 Von Mises Gerilme 94
4.4.2 Önden çarpma Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç) 101
4.4.3 Kayma gerilmesi 108
4.4.4 Önden (Frontal) Çarpma Birim Uzama (strain) 110
4.5. Durum 2: Kafatası Yandan (Lateral) Çarpma Modeli 113
4.5.1 Lateral Çarpma Von Mises Gerilme 115
4.5.2 Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç) 121
4.5.3 Lateral çarpma Kayma gerilmesi 129
4.5.4 Önden (Frontal) çarpma Birim Uzama (strain) 131
4.6. Durum 3: Alt Çene (Mandibula) Çarpma Modeli 132
4.6.1 Won Misses gerilme 133
4.6.2 Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç) 138
4.6.3 Mandibula çarpma Kayma gerilmesi 143
4.6.4 Mandibula çarpma Birim Uzama 145
4.7. Durum 4: Alt Çene (Mandibula) Açılı Çarpma Modeli 146
4.7.1 Alt Çene (Mandibula) Çarpma Won Misses gerilme 147
4.7.2 Mandibula Çarpma Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç) 152
4.7.3 Mandibula Açılı Çarpma Kayma Gerilmesi 157
4.7.4 Önden (Frontal) çarpma Birim Uzama (strain) 159
4.8. Sonuçlar ve İrdeleme 162
Kaynaklar 166
Özgeçmiş 175

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1.1. Literatürde ki sonlu eleman modellerinden bazıları 10
Tablo 1.2. Literatür kafa derisi ve kafatası malzeme özellikleri 21
Tablo 1.3. Literatür malzeme özellikleri 26
Tablo 3.1. Birbirinden Çıkarılan Yapılar 70
Tablo 3.2. Yapılararası Temas Türleri 85

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Hipofiz bezinin beyindeki yeri....2
Şekil 1.2. Sonlu elemanlar modeli Hosey ve Lui [9]....4
Şekil 1.3.Wayne State Universitesi sonlu elemanlar modeli a. 1993 yılındaki ilk sonlu eleman modeli, b. 2003 yılındaki son hali....5
Şekil 1.4. Louies Pasteur Üniversitesi sonlu elmanlar modeli.[8]....5
Şekil 1.5. Kleiven ve Hardy sonlu elmanlar modeli....6
Şekil 1.6 Yang ve arkadaşları 2008 sonlu elemanlar modeli......6
Şekil 1.7. Masami ve arkadaşları [18]....7
Şekil 1.8. Ganpule [19-20]....8
Şekil 1.9. Eyal- Bar ve arkadaşları....9
Şekil 1.10. TSE ve arkadaşları [22]....10
Şekil 1.11. Amit Gefen, Susan S. Margulies Domuz beyni çalışması [29]. 12
Şekil 1.12. Yerinde (In Situ) mekanik ölçüm [31]....12
Şekil 1.13. a) Test altındaki deney numunesi b) iki uzama ölçer bağlanmış son noktasına kuvvet uygulanan düzlem 13
Şekil 1.14. a) Test altındaki beyin dokusu b) kuvvet altındaki beyin dokusu ucu.....13
Şekil 1.15. Amit Gefen, Nurit Gefen, Ramesh Raghupathi Fare beyni çalışması [33] ..14
Şekil 1.16. Mehdi Shafieian Fare beyin çalışması....15
Şekil 1.17. Head Injury criterion (HIC) [36]....23
Şekil 2.1. Kafa Bölgesi anatomisi....28
Şekil 2.2. Deri anatomisi [74]....29
Şekil 2.3. Kafatası anatomisi....30
Şekil 2.4. Deri Bölümleri....31
Şekil 2.5. Beyin omurilik sıvısı....33
Şekil 2.6. Beyin Bölümleri [76]....34
Şekil 2.7. Pituitary gland fossa (Yeşil renkli kısım)....38
Şekil 2.8. Beyin boşlukları ve bağlantıları....39
Şekil 3.1. MRI görüntülerinin alınması....41
Şekil 3.2. Kafa bölgesinin TT 01 MRI görüntüleri....42
Şekil 3.3. Kafa bölgesinin MRI görüntüsü....43

Şekil 3.4. Sonlu elemanlar akış şeması [79] 44
Şekil 3.5. Dicom uzantılı MRI görüntüsünü açma 45
Şekil 3.6. Dicom uzantılı MRI görüntüsünü seçme 45
Şekil 3.7. Dicom uzantılı MRI İmport arayüzü 46
Şekil 3.8. Kafa bölgesi MRI yön Belirleme 47
Şekil 3.9. Hipofiz bezi yeri 48
Şekil 3.10. Doku renk skalası [79] 49
Şekil 3.11. Oluşturulacak maskenin renk skalası seçimi 49
Şekil 3.12. Maske eşik değeri 50
Şekil 3.13. Maske eşik değeri belirleme 50
Şekil 3.14. Maske kesme 51
Şekil 3.15. Morphological operasyon uygulama 52
Şekil 3.16. Maske düzenleme 52
Şekil 3.17. a) Düzeltme yapılmadan önce, b) Düzeltme yapılırken 53
Şekil 3.18. Çoklu dilim düzenleme 53
Şekil 3.19. Maske son hali 53
Şekil 3.20. Maske üç boyutlu modelini oluşturma 54
Şekil 3.21. Üç boyutlu model kusurları ve düzünleme 55
Şekil 3.22. Maske düzenleme 55
Şekil 3.23. Maskeye yumuşatma komutu uygulanması 56
Şekil 3.24. Beyin İç Sıvısı Renk Eşiği 57
Şekil 3.25. Beyin İç Sıvısı Maske Kesme 58
Şekil 3.26. Beyin İç Sıvısı Bölgesel Büyütme 59
Şekil 3.27. Beyin iç sıvısı üç boyutlu görünümü 59
Şekil 3.28. Hipofiz bezi oluşturma 60
Şekil 3.29. Oluşturulan 3 boyutlu yapının .stl kayıt edilmesi 61
Şekil 3.30. Stl Dosyanın açılması 62
Şekil 3.31. Yüzeysel kusurlar 63
Şekil 3.32. Yüzeysel boşlukların giderilmesi 64
Şekil 3.33. Yumuşatma algoritması uygulanışı 65
Şekil 3.34. Şekildeki kusurlar (kırmızı) ve giderilmesi (Yeşil) 65
Şekil 3.35. Meş işlemi yapılmış beyin 67
Şekil 3.36. Beyin bölgesi mesh kalitesi grafiği 67

Şekil 3.37. Beyin "boolean subtraction" uygulaması 68
Şekil 3.38. Ventricle boşluğu ve hipofizin beyinle entegrasyonu 69
Şekil 3.39. Beyin omirilik sıvısının oluşturulması 70
Şekil 3.40. Tüm kafa bölgesinin son hali 71
Şekil 3.41. 3-Mmatic CAD link geri bildirim 73
Şekil 3.42. Oluşturulan modelin ABAQUS programına aktarılması 74
Şekil 3.43. Beyin katı modeli 74
Şekil 3.44. Beyin katı modeli doğrulaması 75
Şekil 3.45. Meşleme öncesi kenar bölme 75
Şekil 3.46. Beyin bölgesi meş kontrol 76
Şekil 3.47. Beyin bölgesi element türü belirleme 77
Şekil 3.48. Tüm beyin ve bölümleri 78
Şekil 3.49. 3-Matic hacimsel meş oluşturma 79
Şekil 3.50. Oluşan fazla hacmin silinmesi 80
Şekil 3.51. Yapının ABAQUS için uygun aktarılması 80
Şekil 3.52. Beyinin ABAQUS orphane mesh hali kesiti 81
Şekil 3.53. ABAQUS meş doğrulama 82
Şekil 3.54. Oluşturulan tüm yapıların tek modelde toplanması 83
Şekil 3.56. Beyin dış ve iç yüzeyin seçilmesi 84
Şekil 3.57. ABAQUS temas şekli 85
Şekil 3.58. Nahum deneyinin yapılışı [66] 87
Şekil 3.59. Nahum deney sonuçlarının simülasyon sonuçları ile karşılaştırılması 88
Şekil 4.1. Kafatası ve çene kemiğine farklı açılarda çarpma durumları 90
Şekil 4.2. Kafatası gerilme dağılımı 93
Şekil 4.3. Hipofiz bezi won misess gerilme 94
Şekil 4.4. Frontal çarpma yan görünüş von misses gerilme 95
Şekil 4.5. Frontal çarpma ön görünüş Von Mises gerilme 97
Şekil 4.6. Frontal çarpma üst görünüş Von Mises gerilme 99
Şekil 4.7 Hipofiz Bezi Basınç Dağılımı 101
Şekil 4.8 Frontal çarpma yan görünüş won misess gerilme 102
Şekil 4.9. Frontal çarpma ön görünüş ICP basınç 104
Şekil 4.10.Frontal çarpma üst görünüş ICP basınç 106
Şekil 4.11. Frontal çarpma kayma gerilmesi 108

Şekil 4.12 Frontal çarpma birim uzama 111
Şekil 4.13. Frontal çarpma birim uzama 111
Şekil 4.14. Lateral çarpma kafatası gerilme dağılımı 114
Şekil 4.15. Lateral çarpma maksimum gerilme 115
Şekil 4.16. Lateral çarpma yan görünüş Von Mises gerilme 116
Şekil 4.17. Lateral çarpma ön görünüş Von Mises gerilme 118
Şekil 4.18. Lateral çarpma üst görünüş Von Mises gerilme 119
Şekil 4.19. Lateral çarpma Hipofiz bezi iç basınç dağılımı 122
Şekil 4.20. Lateral çarpma yan görünüş ICP basınç 123
Şekil 4.21. Lateral çarpma ön görünüş ICP basınç 125
Şekil 4.22. Lateral çarpma üst görünüş ICP basınç 127
Şekil 4.23. Lateral çarpma kayma gerilmesi 129
Şekil 4.24. Lateral çarpma maksimum birim uzama 131
Şekil 4.25. Mandibula çarpma kafatası gerilme dağılımı 132
Şekil 4.26. Mandibula çarpma maksimum gerilme 134
Şekil 4.27. Mandibula çarpma yan görünüş Von Mises gerilme 134
Şekil 4.28. Mandibula çarpma ön görünüş Von Mises gerilme 136
Şekil 4.29. Mandibula çarpma hipofiz bezi basınç dağılımı (ICP) 138
Şekil 4.30. Mandibula çarpma yan görünüş ICP basınç 139
Şekil 4.31. Mandibula çarpma ön görünüş ICP basınç 141
Şekil 4.32. Mandibula çarpma kayma gerilmesi 144
Şekil 4.33. Mandibula çarpma maksimum birim uzama 146
Şekil 4.34. Mandibula açılı Çarpma Kafatası gerilme dağılımı 146
Şekil 4.35. Mandibula açılı çarpma maksimum gerilme 148
Şekil 4.36. Mandibula açılı yan görünüş Von Mises gerilme 148
Şekil 4.37. Mandibula açılı çarpma ön görünüş Von Mises gerilme 150
Şekil 4.38. Mandibula açılı çarpma hipofiz bezi basınç dağılımı (ICP) 152
Şekil 4.39. Mandibula açılı çarpma yan görünüş ICP 154
Şekil 4.40. Mandibula açılı çarpma ön görünüş ICP basınç 155
Şekil 4.41. Mandibula açılı çarpma kayma gerilmesi 158
Şekil 4.42. Mandibula açılı çarpma maksimum birim uzama 160
Şekil 4.43. Mandibula açılı çarpma birim uzama 160

Şekil 4.44. Hipofiz bezinde oluşan maksimum asınçlar a) Durum 1, b) Durum 2, c) Durum 3, and d) Durum 4 165

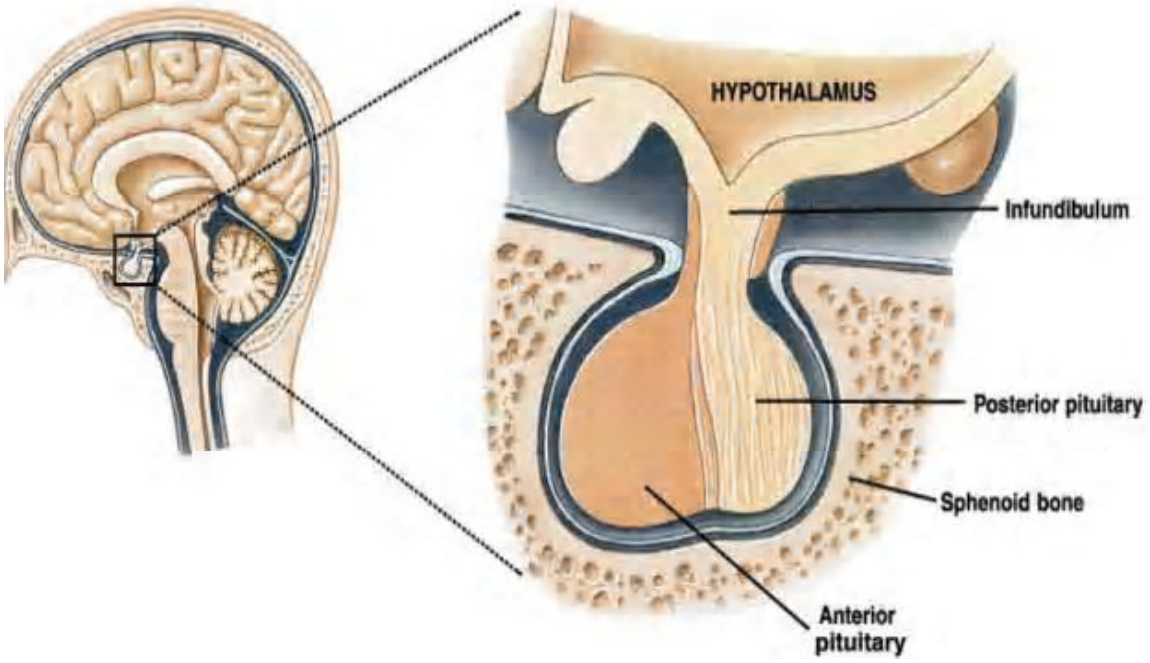
1. BÖLÜM
GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR

1.1 Genel

Travmatik beyin yaralanmalarında kafa bölgesine gelen darbeler veya ivmeli hareketler beyin ve ilgili organlarda yaralanmalara ve şekil değişimlerine sebep olmaktadır. Gelen darbelerin kafa bölgesi içinde kuvvet iletimi saç derisi, kafatası, beyin zarları ve beyin omurilik sıvısı ile beyinin mekanik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Bundan dolayı bu organların darbeleri ne kadar ilettikleri ya da ne kadarını sönümledikleri önemli rol oynamaktadır. Kafa bölgesine gelen darbelerin iletimi ve bu darbelerin sönümlenmesi açısından fiziksel modeli oluşturan mekanik özellikleri belirlemek amacıyla deneysel ölçüm metotları bu aşamada önemli olmaktadır. Kafatası gibi rijitliği yüksek olan kemik yapılar ile beyin gibi yumuşak dokulardan oluşan yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesi oldukça güçtür. Geçtiğimiz 40 yıldan fazla bir süredir Travmatik beyin yaralanmaları ve etkilerini anlamak için birçok çalışma yapılmaktadır.

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ile birlikte sayısal modeller geliştirilmeye başlandı. Günümüzde insan sonlu eleman modeli stres ve strain analizlerinin yapılabilmesi için sayısal analizin bir parçası oldu. İnsan beyninin tarmva sonrası kritik bölgelerinin araştırılması için kullanılmaya başlandı. İnsan beyni son on beş yılda araştırmacıların ilgisini çekmesine ve birçok çalışma yapılmasına rağmen beyin davranışlarının tam olarak belirlenememesi açısından yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Sonlu elemanlar modeli kullanılarak beyin-kafatası modelleri çıkarılmış ve analizler yapılmıştır. Bu çalışmalarda farklı bulgular elde edilerek literatüre sunulmuştur. Oluşturulan bu modeller darbeler neticesinde dokuda meydana gelen bozulmaların

Eşik değerlerini bulmak için kullanılmıştır. Bu eşik değerleri sonlu elaman modelleri analizinde kullanılarak hızlı çözüm geliştirilmeye çalışılmıştır. Beyin bölgesi önden çarpma ve ivmeli hareketler sonucu çeşitli deformasyonlara uğramakta ve yaralanmalar gerçekleşmektedir. Literatürde beyinin çeşitli bölgeleri hakkında araştırmalar yapılarak veriler elde edilmiştir. Fakat hipofiz bezi yapılan çalışmalarda modele eklenmemiş ve ihmal edilmiştir. Bu açıdan da literatürde hipofiz bezinin sonlu elemanlar analizine rastlanmamıştır. Hipofiz bezinin işlevsel görevleri ve insan sağlı açısından önemi dikkate alındığında araştırılması gereken bir organ olduğu görülmektedir.



Şekil 1.1. Hipofiz bezinin beyindeki yeri

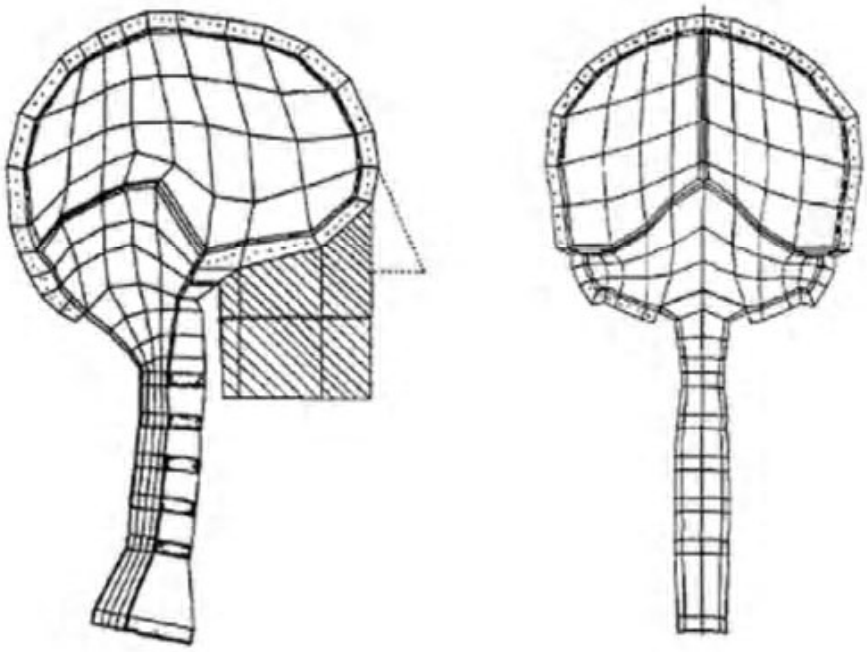
Beyinde hipofiz bezinin yeterli hormon salgılama yapmamasına hipopitüitarizm denir. Toplumlarda "hipopitüitarizm" in görülme oranı % 0,03 kadardır. Hastaların yüzde 15'i beyin yaralanması sonrası büyüme hormonu azalmasına maruz kalmışlardır [1]. Kırkbir çocuk hastada yapılan bir araştırmada beyin travmasın dan 12 ay sonra hastaların %44,3'ünde en az bir tane hipofiz bezi salgılanmasında fonksiyon bozukluğu tespit edilmiştir [2]. Travmatik beyin yaralanması sonrası hipofiz bezinin hormonal yapısında bozuklukların olduğu amatör boksörler üzerinde araştırıldı [3-4]. Birçok çalışma travma

sonrası hipofiz yetmezliği neticesinde hormonal bozuklukluların olduğunu ortaya koydu [5-6-7]. Özellikle beynin hemen altında bulunan ve vücut için gerekli olan bir çok hormonun salgılanmasını sağlayan hipofiz bezinin bu etkilerden ne kadar etkilendiğinin bilinmesi alınabilecek koruyucu önlemler açısından önemlidir.

Bu çalışmada kafaya gelen ön ve yan (Frontal ve Lateral) darbeler neticesinde kuvvet iletim hattı ve hipofiz bezinin sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Hipofiz bezinin hangi şartlarda nasıl etkilendiği ve beyinin diğer bölgelerin ne kadar benzerlikler gösterdiği araştırılmış ve literatürde hipofizinin eklenmiş olduğu ve araştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştırdır. Dolayısıla bu çalışma hipofiz bezinin dahil edildiği ilkçalışma olmuştur.

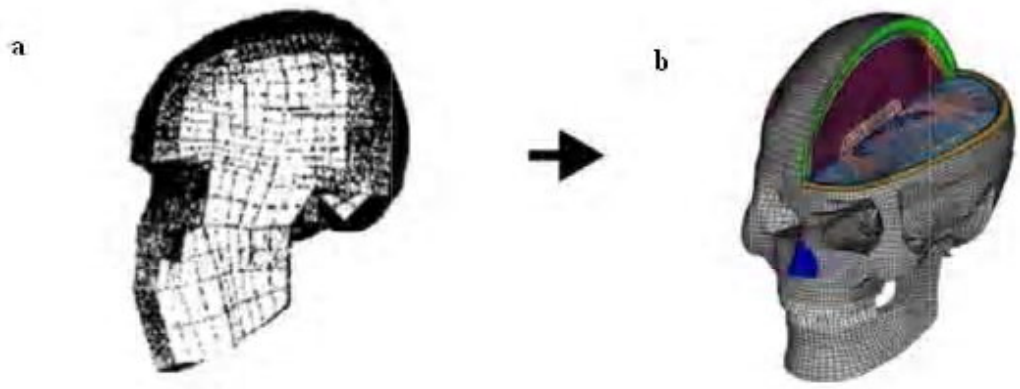
1.2 Literatür

Travmatik beyin yaralanmaları için insan kadavrası sıçanlar ve domuz gibi hayvanlar kullanılmıştır. Son yıllarda ise beyin yaralanmaları için bilgisayar ortamında modeller oluşturularak gerilme analizleri yapılmıştır. Dinamik ve statik yükler altında sonuçlar irdelenmiştir. Bu çalışmalarda Nahum [8] insan kadavrası kullanmıştır. Nahum yapmış olduğu deneyde katı bir cisim ile kafa bölgesine sabit hızla bir darbe gerçekleştirmiş ve kafatası içine yerleştirdiği kuvvet sensörü ile çeşitli bölgelere gelen kuvvetleri ölçmüştür. Bu veriler günümüzde sonlu elemanlar modeli oluşturulurken modelin doğruluğunu göstermek için karşılaştırma amaçlı kullanılmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar modeli kafa derisi, kafatası, beyin omurilik sıvısı dura zarı kemik boşluğu parçalarını ihtiva edecek şekilde oluşturulmuştur. İlk olarak 1981 yılında Hosey ve Lui kafa ve boyundan oluşan 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli oluşturmuşlardır [9].



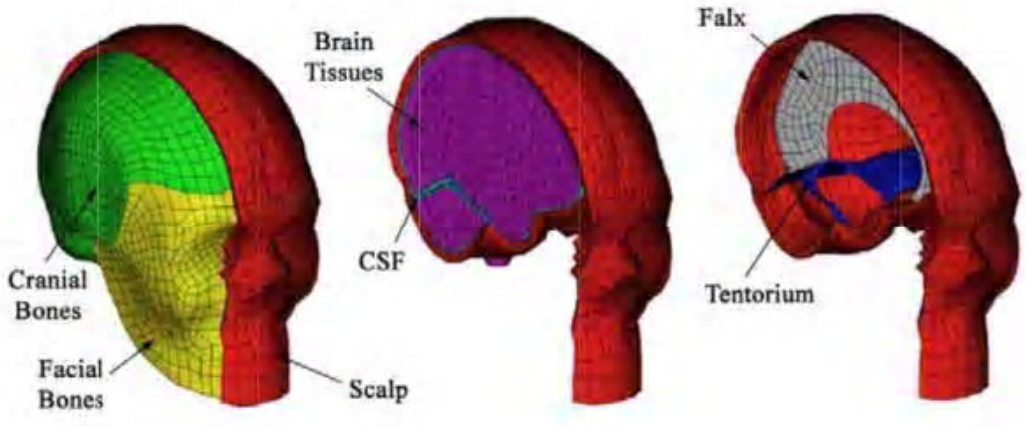
Şekil 1.2. Sonlu elemanlar modeli Hosey ve Lui [9]

1900 lı yılların başında bilgisayar teknolojisinin gelişmeye başlamasıyla beraber sonlu elmanlar modelleri de aynı doğrultuda gelişmeye başlamıştır. Gerçek boyutlarda sonlu elemanlar modelleri gerçekleştirilmiştir. Ruhan ve arkadaşları kafatası ve beyin anatomisine uygun kafa modelini Wayne State Üniversitesinde (WSU) gerçekleştirmişlerdir [10]. Tüm model 7351 elementten oluşturulmuş. Bu modelde beyin, kafatası ve beyin omurilik sıvısı 3D katı model olarak, deri, sert zar (dura matter) ve falx cerebri ince yüzeyli element olarak meydana getirilerek tüm kafa modeli oluşturulmuştur. Aynı model 1995 de zhahu ve arkadaşları tarafından [11] biraz daha geliştirilerek 22995 elementten meydana getirilmiştir. Beyin bölgesi gri ve beyaz maddelerden oluşturularak detaylandırılmıştır. 2001 yılında zhang ve arkadaşları [12], son olarak da aynı model Şekil 1.3.'deki gibi 2003 yılında king ve arkadaşları [13] tarafından geliştirilmiştir.



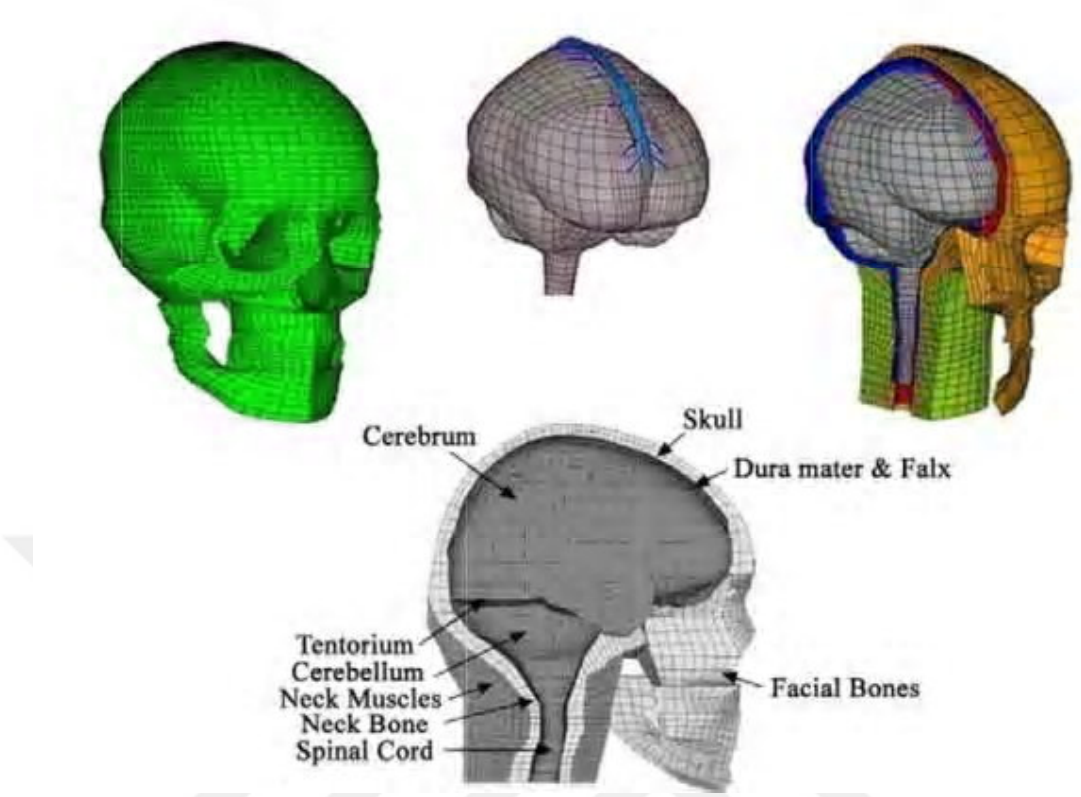
Şekil 1.3. Wayne State Universitesi sonlu elemanlar modeli a. 1993 yılındaki ilk sonlu eleman modeli, b. 2003 yılındaki son hali

Bir diğer çalışma 1997 yılında Kang ve willinger [14] tarafından geliştirilen Louies pasteur finite element head model olmuştur. Model 13208 elementden oluşmuş ve daha sonraları marjoux ve arkadaşları [15] Louies sonlu elemanlar modelini kullanmışlar beyin malzeme özelliklerini viskoelastik olarak belirleyerek analiz etmişlerdir.



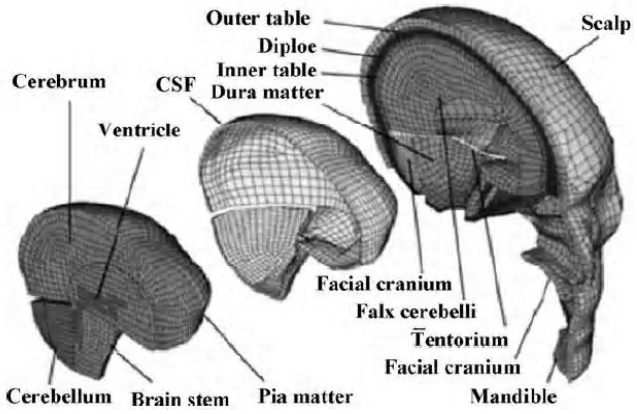
Şekil 1.4. Louies Pasteur Üniversitesi sonlu elmanlar modeli.[8]

2002 yılında Kleiven ve Hardy [16] deri, kafatası, beyin bölgesi ve 11 parçadan oluşan boyun bölgesini de dâhil ederek adına Kungliga Tekniska Högsk olan (KTH) Sonlu eleman modeli dedikleri ve 18400 elementden oluşan, malzeme özellikleri olarak izotropic, lineer olmayan viskoelastik özellikleri kullanarak bir model oluşturturdular.



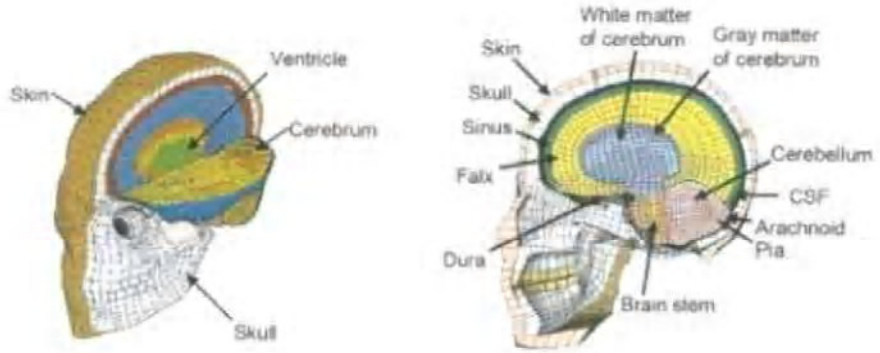
Şekil 1.5. Kleiven ve Hardy sonlu elmanlar modeli

Yang ve arkadaşları 2008 yılında [17] aşağıdaki Şekil 1.6.'daki gibi beyin anatomisine uygun bir model geliştirerek beyin bölgelerini ve kafatasını katmanları ile birlikte modelleyerek ivmeli hareket analizi yapmışlardır. Modelin doğrulması yapmak için Nahum [8] deneylerini kullanmışlardır. Model 66624 düğüm ve 11514 element ve 32 farklı parçadan oluşmuştur.

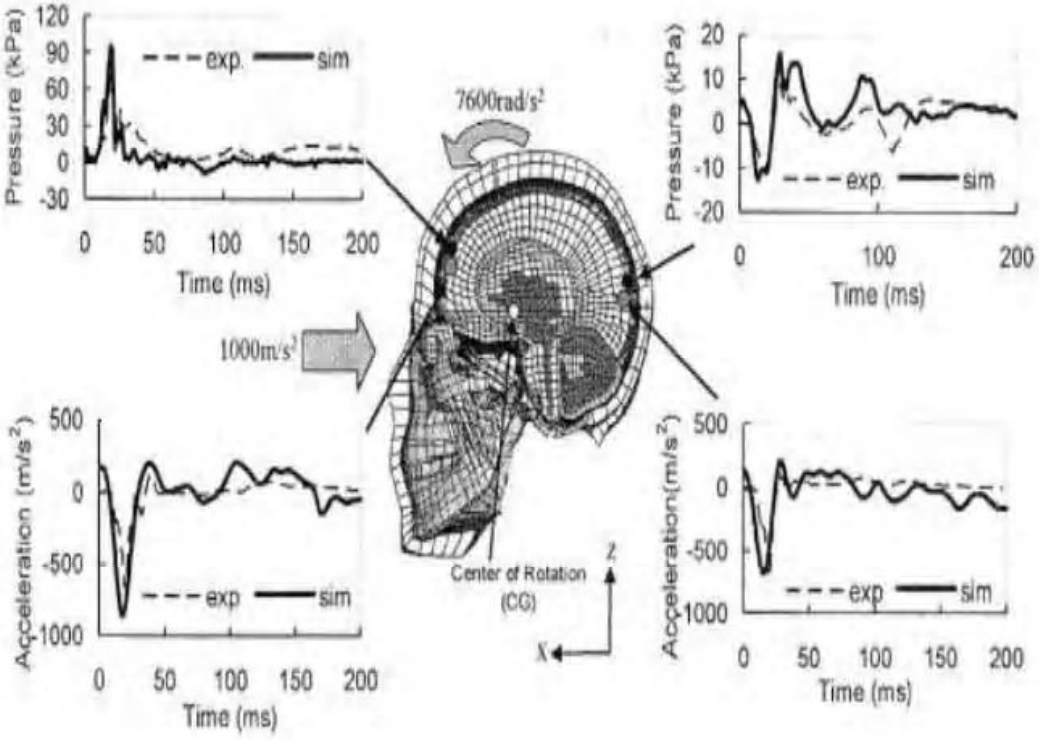


Şekil 1.6 Yang ve arkadaşları 2008 sonlu elemanlar modeli..

Masami ve arkadaşları [18] kafa bölgesini 3 temel parçadan kafatası beyin ve deriden oluşacak şekilde yapmışlardır. Beyin, cerebellum, beyin sapı, dura zarı, beyin omirlik sıvısı, kafatası ve beyin arasındaki boşluklarıda ayrı ayrı oluşturarak kafa bölgesi sonlu elemanlar analizini yapmışlardır. Model 4.39 kg ağırlığında, 25,200 shell elementten ve 24,100 katı elementten oluşmuştur. Bu çalışmada 23,4 kg ağırlığındaki cisim 7m/s'lik hızla ön taraftan kafaya çarptırılmış ve 7600 m/s^2'lik bir ivme elde edilmiştir.

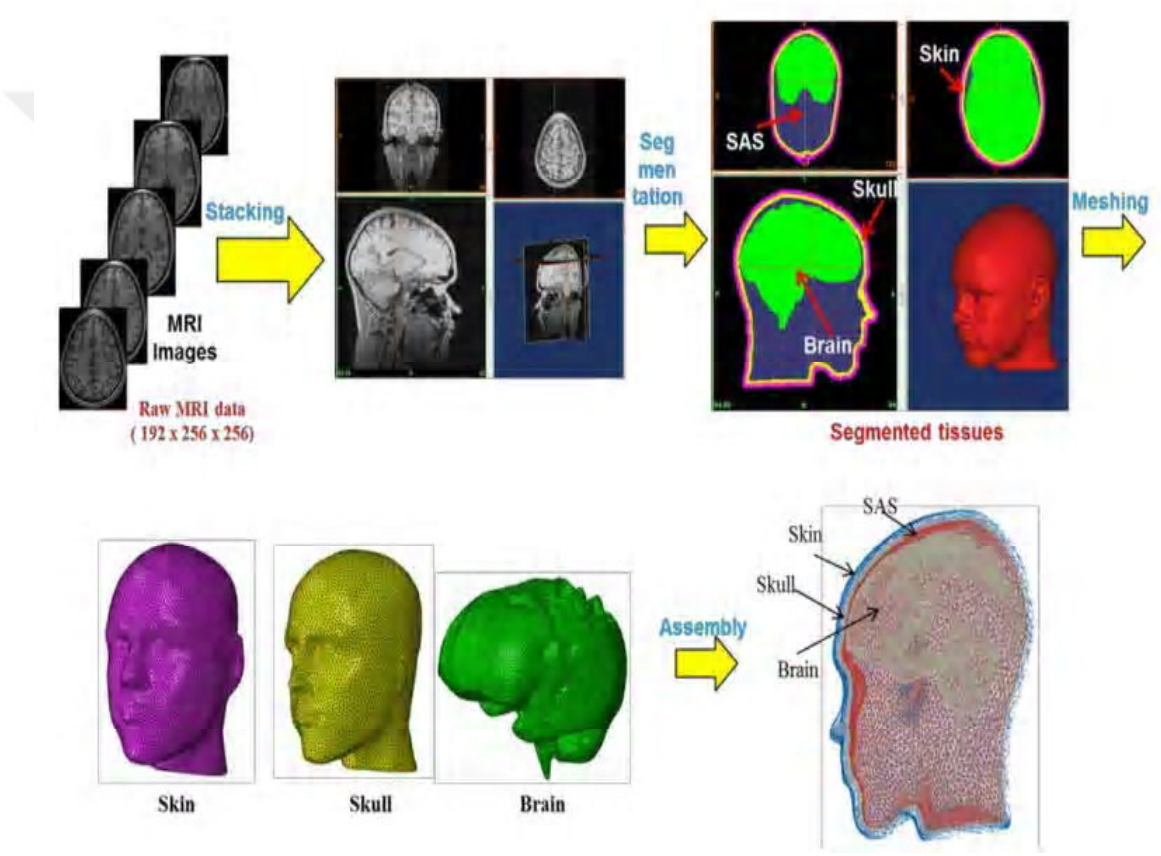


Şekil 1.7. Masami ve arkadaşları [18]



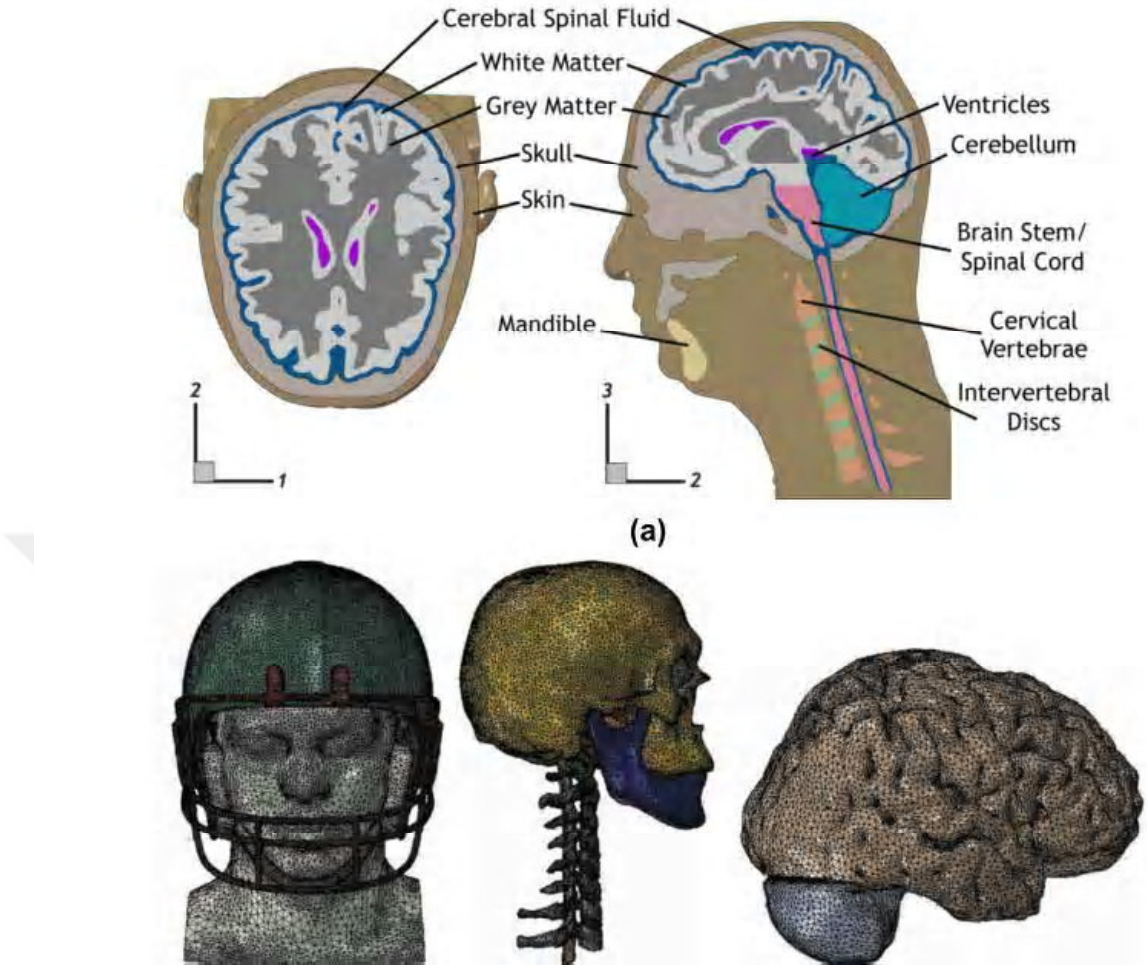
Şekil 1.7. Masami ve arkadaşları (devam) [18]

Son zamanlarda medikal görüntü işleme yazılımlarının gelişmesi ile birlikte daha detaylı ve gerçeğe uygun modeller CT ve MRI görüntüleri kullanılarak oluşturulmaya başlanmıştır. S. Ganpule ve arkadaşları [19-20] 256x256 çözünürlükte MRI görüntülerin tüm kafayı oluşurmuşlardır. Kafa derisi, beyin, beyin boşluğu ve kafa derisini hacimsel olarak küçültülerek kafatasını modele dâhil etmişlerdir. Tüm model 111,204 elementten oluşmuştur. Çalışmada patlama senaryosu uygulanmıştır. Bu senaryoyu oluşturmak için Eulerian odasını 1,044,948 üçgensel parçadan meydana getirerek çalışmışlardır.



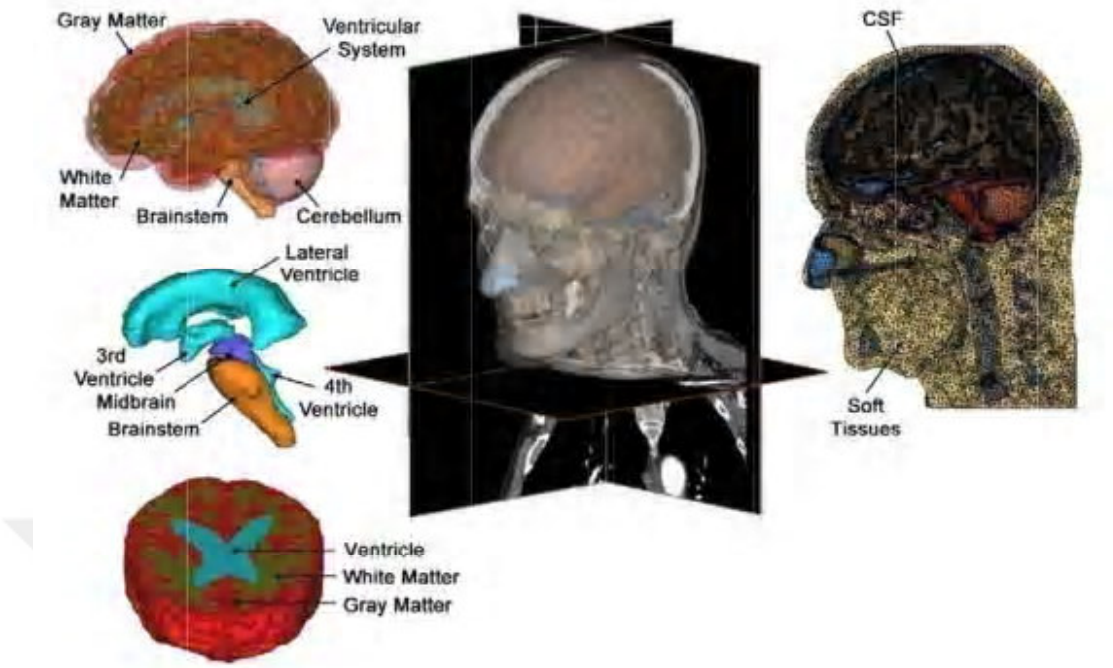
Şekil 1.8. Ganpule [19-20]

MRI görüntülerinden detaylı olarak kafa bölgesinin oluşturulmasına yönelik önemli bir model de Eyal Bar ve arkadaşları [21] tarafından 2012 yılında oluşturulmuştur. Bu çalışmada kafa derisi, kafatası, beyin omurilik sıvısı ve beyinle ile beraber 12 farklı yapı kullanmışlardır. Amerikan futbolunda kafa kafaya çarpışma anını silindirik bir cisim kullanarak simule ederek beyin içi basınç dağılımını ve kafa bölgesinin ivmeli hareketini incelemişlerdir.



Şekil 1.9. Eyal- Bar ve arkadaşları

MRI ve CT görüntülerinin her ikisini birden kullanarak Tse ve arkadaşları [22] tüm kafa bölgesini materialise MIMICS ve 3 matic kullanarak modellemişlerdir. Bu çalışmada lineer dört yüzlü element ve sekiz yüzlü element tipleri kullanırak iki farklı meşleme yapılmıştır. Dört yüzlü model 1,337,903 elementten ve hexahedral model 403,176 elementten oluşmuştur. Solu elemanlar doğrulaması olarak nahum [8] deneyi kullanılmıştır. Çalışmada 9 farklı çarpma senaryosu denenmiş ve beyin içi basınç değerleri bulunarak eşik değerleriyle kıyaslanmıştır.



Şekil 1.10. TSE ve arkadaşları [22]

Literatürde, kafa bölgesinin sonlu elemanlar analizi ile alakalı birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda farklı analizler farklı yöntemler kullanılmıştır. Oluşturulan sonlu elamanlar modellerinin doğruluklarının tespitinde kadavra üzerinde yapılan deneylerde elde edilen gerçek veriler ile sonlu elemanlar verileri karşılaştırılmıştır. Bu deneyler için Nahum [8], Trosseille ve arkadaşları [23] yapmış oldu kadavra test verileri genelde kullanılmıştır. Genel olarak 2 ve 3 boyutlu modeller kullanılmış ve farklı meş tipleri seçilerek analizler yapılmıştır. Aşağıdaki tabloda literatürde yapılan çalışmaların bazıları kullanılan metotlar ile birlikte verilmiştir.

Tablo 1.1. Literatürde ki sonlu eleman modellerinden bazıları [24]

Yazar	Boyut	Element tipi ve sayısı	Analiz	Kadavra testi
Ruan [25]	3D	Hex- 1110	Frontal ve occipitical çarpma	Nahum ve ark.[8]
Zhou [11]	3D	Hex-22995	Frontal Çarpma	Nahum ve ark.[8]
Zhang[12]	3D	Hex-245,000	Dolaylı çarpma, Orta beyin yaralanması	Nahum [8] Trosseille [23]

Tablo 1.1. Devam

Mendis [26]	3D	Hex-1196	Kenar çarpma	Nahum [1]
Willinger [27]	3D	Hex-	Çarpma	Nahum [1] Trosseille [16]
Kleiven [28]	3D	Hex-	Direkt çarpma	Nahum [1]
Horgan [29]	3D	Hex-18206	Beyin çarpma yaralanması	Nahum [1] Trosseille [16]

1.2 Malzeme Özellikleri

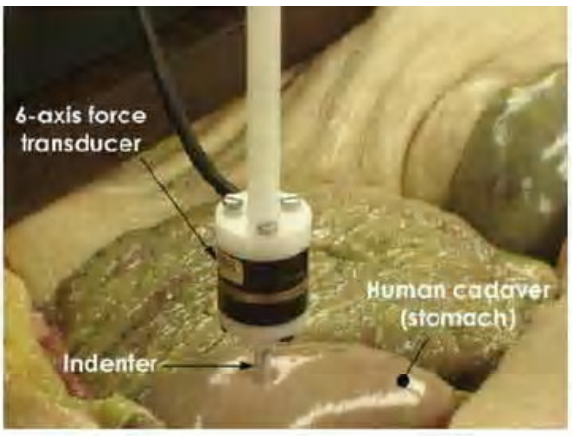
Kafa bölgesine gelen darbelerde darbe iletimi ve bu darbelerin sönümlenmesi açısından önemli olan rijitlik ve sönüm katsayısı parametrelerini belirlemek amacıyla deneysel ölçüm metotları bu aşamada önemli olmaktadır. Kafatası gibi rijitliği yüksek olan malzemeler ile beyin gibi yumuşak dokulardan oluşan yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesi oldukça güçtür. Literatür de bu konu ile ilgili çalışmaların azlığı da parametrelerin belirlenmesinin önemini ve zorluğunu ortaya koymaktadır. Beyin ve deri gibi yumuşak dokuların rijitlik ve sönüm özelliklerinin belirlenmesi mikron seviyedeki kuvvet ve yer değiştirmelerin tespiti ile mümkün olduğundan belirlenmeleri oldukça güç olmaktadır.

Beyin bölgesinin mekanik özelliklerini belirlenmesi açısından önemli bir çalışmayı Amit Gefen, Susan S. Margulies yapmıştır [30]. Yapılan çalışmada canlıda uygulama (In vivo), yerinde uygulama (In Situ) ve canlı dışında beyin bölgesini kesip alarak (In vitro) uygulamaları yapılmıştır. Deneyde canlı olarak Şekil 1.11.'de görüldüğü üzere bir domuz kullanılmış ve kafatası kesilerek canlı ortamında beynin mekanik özellikleri belirlenmiştir. İşlemler yapılırken temas eden uç 1 mm/s ve 3 mm/s hızlar ile itilerek kuvvet zaman eğrileri ve batma derinlikleri belirlenmiştir. Elde edilen bu veriler neticesinde beynin kayma modülleri çıkarılmıştır. Canlı ortamda yapılan ölçümler neticesinde (In vivo) elde edilen verilerin diğerlerinden farklılıklar gösterdiği ortaya konarak beynin farklı koşullar altında özelliklerinin de değişebileceğini göstermişlerdir



Şekil 1.11. Amit Gefen, Susan S. Margulies Domuz beyni çalışması [29].

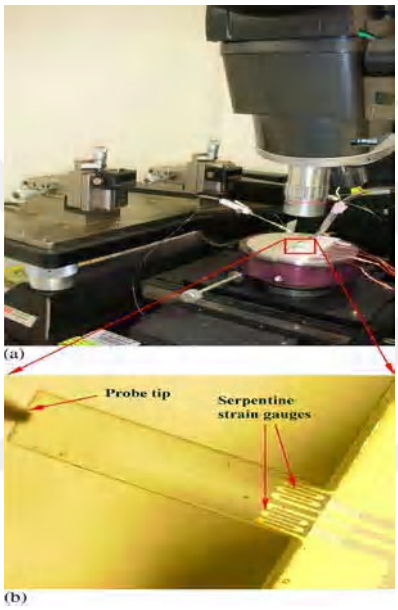
Yi-Je Lim, Dhanannjay Deo, Tejinder P. Singh Daniel, B. Jones Suvranu De yumuşak dokuların rijitliğini ölçmek için bir sistem geliştirmiştir. Bu sistemde mikron seviyede hassasiyet gösteren bir manipülatör ve kuvvet sensörü kullanılmıştır. İnsan dokularının mekanik özelliklerinin belirlenmesinde önemli parametrenin dokunun canlı/cansız ve yerinde yada kesilerek alınıp özelliklerinin belirlenmesi önemli olmaktadır. Buna paralel olarak bu çalışmada da geliştirilen sistem yerinde (In Situ) ölçüm yapmaya yönelik tasarlanmıştır. Dokuların canlı olup olmadığı önemli olduğundan kullanılan kadavranın taze olmasına önem verilmiştir. Mekanik özellikleri belirlenecek olan mide ve karaciğer bölgesi için iki günlük bir kadavra kullanılarak ölçüm yapılmıştır. Şekil 1.12. 'de kullanılan sistemin kadavradaki uygulanışı gösterilmektedir [31].



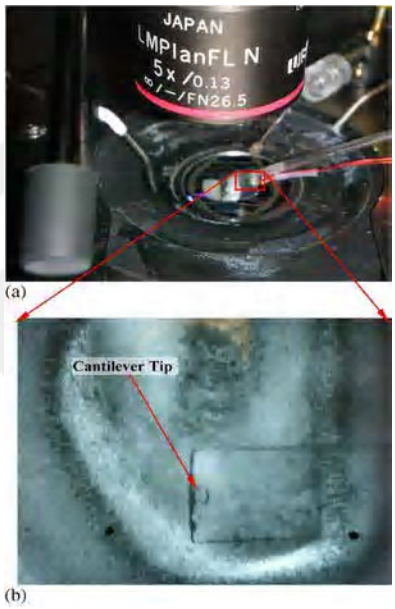
Şekil 1.12. Yerinde (In Situ) mekanik ölçüm [31]

Bu doğrultuda Gloria Y. Yang, Yu-Hsin Wen, Csaba Földy, William C. Tang yetişkin bir farenin beyin bölgesi rijitliğini belirlemek amacıyla bir çalışma yapmıştır.[32] Rijitlik katsayısını belirleyebilmek için bir ölçüm cihazı geliştirmişler ve beyin

bölgesinin mekanik modelini çıkarmışlardır. Ölçüm cihazı uygulaması için iki adet uzama teli bir ucu sabit olan düzleme monte etmişler ve uygulanan kuvvet neticesinde yer değiştirmeyi hesaplayarak sistemin rijitlik katsayısını belirlemişlerdir. Test altındaki deney düzeneği Şekil 1.13 a)'da gösterilmiştir. 350 mikron metre kalınlığında 1,5 mm uzunluğunda ve 2 mm genişliğinde beyin dokusunun rijitliği ölçmek için Şekil 14'de gösterildiği gibi kullanılmıştır. Beyin dokusuna uygulanan kuvvet ve düzlemin yer değiştirilmesi hesaplanarak rijitlik katsayıları belirlenmiştir [32].

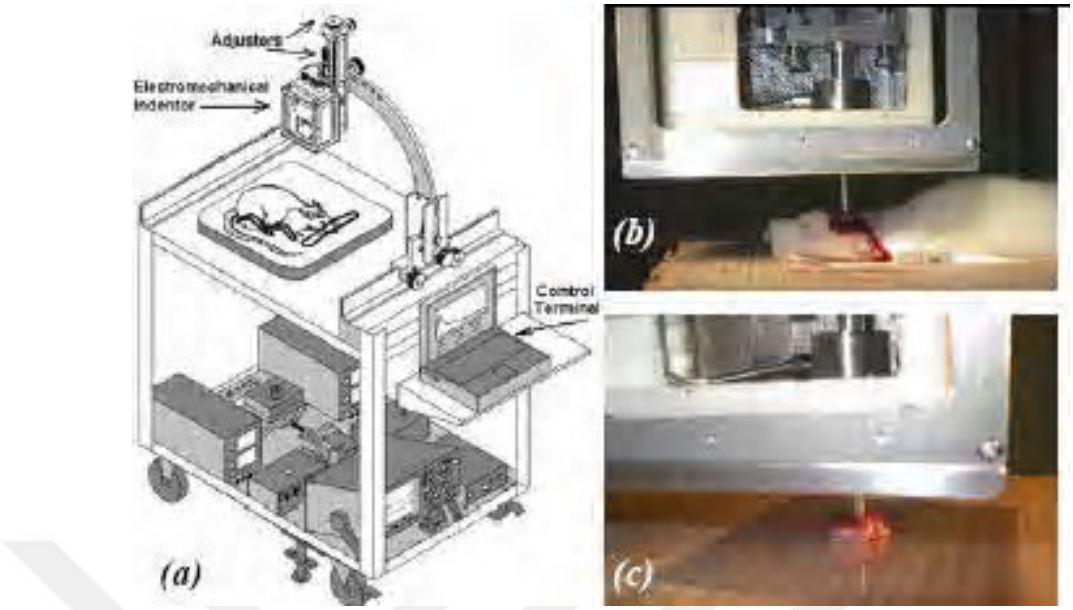


Şekil 1.13. a) Test altındaki deney numunesi b) iki uzama ölçer bağlanmış son noktasına kuvvet uygulanan düzlem



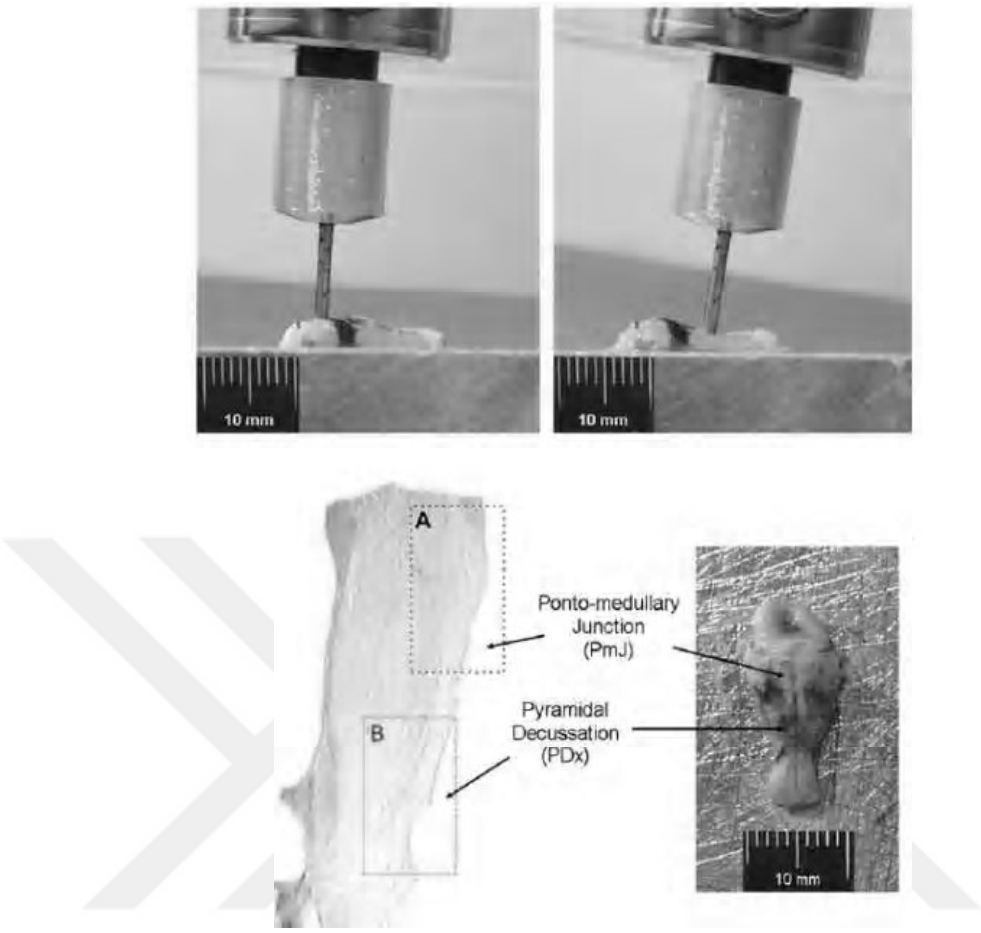
Şekil 1.14. a)Test altındaki beyin dokusu b) kuvvet altındaki beyin dokusu ucu.

Amit Gefen, Nurit Gefen, Ramesh Raghupathi, ve genç farelerde beyinin rijitliliğinin ve mekanik özelliklerinin farklılıklarını ortaya koymak için Şekil 1.15.'deki deney düzeneğini kurarak, canlı (İn Situ) ortamda ve kesip çıkararak (İn Vitro) beyin bölgesinde testler yapmıştır. Yapılan çalışmada 13-17 günlük ile 45-90 günlük sıçanlar kullanılarak elastik özellikler belirlenmiştir. 44 tane hayvan kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu hayvanlar yaşlarına göre guruplara ayrılmış ve her bir gurup ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Sonuçta beyinin kayma modülleri ve 13 günlük sıçan beyninin 90 günlük sıçan beyninden daha rijit olduğu tespit edilmiştir [33].



Şekil 1.15. Amit Gefen, Nurit Gefen, Ramesh Raghupathi Fare beyni çalışması [33]

Mehdi Shafieian, Kurosh K.Darvish, JamesR. Stone Tamvatik beyin yaralanmaları hakkında bir araştırma yaparak bir sıçan (Rat) kullanarak bir çalışma gerçekleştirmiştir. Yapılan bu çalışmada bir deney düzeneği oluşturulmuş ve beyin sapı bölgesinde bulunan PDx ve PmJ bölgelerinde beyin yaralanmasından önce ve yaralanmadan sonra meydana gelecek olan mekanik özellikleri arasındaki farklılığı göstermeye çalışmıştır. Şekil 1.16'da görüldüğü üzere 500 g ağırlığında pirinçten yapılmış bir malzeme 2 m yükseklikten sıçanın kafasına düşürülmüş ve beyin yaralanması meydan getirilmiştir. Yaralanma oluşturulduktan sonra beyin sapı kesilerek çıkarılmış ve deneye tabi tutulmuştur. 1.56 mm çapında bir uç ile 1-2 mm derinliğinde 60 ms süresince lokal basınç uygulanarak yer değiştirme ve meydana gelen reaksiyon kuvveti ölçülerek mekanik özelliklerdeki değişim belirlenmiştir. Yapılan çalışmanın aynısı sonlu elemanlar metodu ile bilgisayar ortamında da yapılarak karşılaştırılmış ve neticede yaralanma sonrası beyin bölgesinde, yaralanma öncesine gör mekanik özelliklerin değiştiği gösterilmiştir. [34]



Şekil 1.16. Mehdi Shafieian Fare beyin çalışması

Karoll miller beyinin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde önemli çalışmalar yapmış hem basma hem de çekme davranışlarını analiz ederek çalışmalar yapmıştır. Canlı ortamda domuz beyninin mekanik özelliklerini hyperelastic malzeme olarak çıkarmıştır [35-36-37].

Malzeme özelliklerini belirleyen kayma ve elastisite modülü gibi parametreler küçük deformasyonlar ve lineer elastik teması kullanılarak batıcı uc (indenter) deneylerinden elde edilen veriler kullanılarak bulunmaya çalışılır. Lee ve Radok [38] yarı küresel indenter uç için efektif kayma modülünü aşağıdaki gibi vermiştir.

$$G = \frac{3F}{16\delta\sqrt{R\delta}} \qquad 1$$

Burada F kuvveti δ indenter ucun batma derinliğini ve R ise küresel ucun yarıçapını temsil etmektedir. İzotropik malzemeler için kayma modülü ve possion oranı arasındaki bağıntıdan E, elastiklik modül hesaplanabilir.

$$E = 2G(1 + \nu) \qquad 2$$

Burada v possion oranıdır ve sıkıştırılamayan malzemeler için yaklaşık olarak 0,49 olarak alınır. 1 ve 2 nolu denklemler kullanılarak efektif elastik modülü bulunur.
Yumuşak dokular bilinen diğer malzemelerin aksine farklı ve karmaşık davranışlar sergilemektedir. Çok yumuşak dokuların matematiksel modellerinin çok farklı uygulamaları vardır. Yumuşak dokular yarı viskoelastik model, hyperelastik model, zener model, biphasic model ve odgen modelleri kullanılarak matematiksel modeller çıkarılmaya çalışılmıştır. Yumuşak dokuların modellenmesinde yapılan deneylerde viskoelastik davranışlar sergilediği görülmüştür. Viskoelastik malzeme davranışın bir alt kolu olarak Fung'un yarı-viskoelastik model teorisi (QLV) literatürde kullanılan matematik modellerden birisidir. Doğrusal viskoelastik malzemeler için zamana bağlı olarak germe ve gerilme birbirine bağlı Boltzmann integrali formunda aşağıdaki şekilde verilir [39];

$$\sigma(t) = \int_0^t G(t-\tau)\frac{d\epsilon(\tau)}{d\tau}d\tau$$

$$\varepsilon(t) = \int_0^t J(t-\tau)\frac{d\sigma(\tau)}{d\tau}d\tau$$

Burada, $\sigma(t)$ germenin zaman göre değişimini, $\varepsilon(t)$ birim uzamayı , G(t) gevşeme fonksiyonunu, J(t) ise zaman bağlı sünme fonksiyonunu temsil eder. Fung, yukarıda verilen ve doğrusal olmayan viskoelastik davranışın özel bir durumu olarak, gevşeme fonksiyonunu zamanın ve birim uzamanın ayrı ayrı fonksiyonları olacak şekilde ayırmış $G(t, \varepsilon) = G(t)*G(\varepsilon)$ şeklinde tanımlamıştır. Böylece integral formda gerilme;

$$\sigma(t,\epsilon) = \int_0^t G_r(t-\tau)\frac{d\,\sigma^{\epsilon}d\epsilon(\tau)}{d\epsilon d\tau}d\tau$$

olarak verilir. Böylece anlık elastik tepki ve indirgenmiş gevşeme fonksiyonları modeller şeklinde kullanılabilmesini sağlar. Elastik tepki fonksiyonu malzeme yapısına bağlı olarak Mooney-Rivlin, Ogden gibi standart enerji denklemleri kullanılarak ya da deneyler sonucu elde edilen malzemenin germe-gerilme eğrilerine daha uygun olan üstel fonksiyonlar olarakta kullanılabilir. Literatürde en çok kullanılan Fung gevşeme fonksiyonunu aşağıdaki şekilde tanımlamıştır.

$$G(t) = \frac{1 + C\left[E_1\left(\frac{t}{\tau_2}\right) - E_1\left(\frac{t}{\tau_1}\right)\right]}{1 + C\ln\left(\frac{t}{\tau_1}\right)}$$

Prony serileri indirgenmiş gevşeme fonksiyonları için kullanılacak olursa gevşeme fonksiyonu şu şekilde elde yazılabilir;

$$G(t)_r = G_0\left(1 - \sum_{i=1}^{N} g_i\left(1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right)\right)\right)$$

Burada g_i ve τ_i malzemenin sönüm parametreleridir. Yumuşak doku mekaniği kapsamında doğrusal olmayan elastik davranışlar için enerji fonksiyonları kullanılmaktadır. Deneylerden elde edilen sonuçların teorik çalışma ile birleştirilmesi için quasilineer viskoelastik (QLV) malzeme modeli kullanılabilir..

Quasiilineer viskoelastik model indenter (batıcı) uca gelen kuvvet P(t) ile batma derinliği h(t) arasında bağıntı kullanılarak aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$P(t) = \int_0^t G(t-\tau)\frac{\partial P^e[\varepsilon(\tau)]}{\partial \tau} d\tau \qquad (1)$$

Burada P^e 3 nolu denklemde belirtilen eşzamanlı elastik fonksiyonu [40] ve G(t) ise prony serilerini tanımlamaktadır.

$$G(t) = G_\infty + \sum_{i=1}^{N} G_i \exp(-\beta_i t) \qquad (2)$$

Burada G_i ve B_i ler gevşeme bölgesinin genliklerini temsil etmektedir. P^e ve h batma derinliği arasındaki ilişki ise lineer elastik çözüm olarak kabul edilerek aşağıdaki gibi yazılabilir. [41]

$$P^e = \frac{4rk\mu(h)h}{1-\nu} \qquad (3)$$

Burada r indenter ucun yarıçapı h batma derinliğini, μ(h) elastik kayma modülünü ki bu denlemde ikinci dereceden polinom, v possion oranını, k malzeme kalınlığına bağlı sabiti [42] temsil etmektedir.

$$\mu(h) = \mu_0 h + \mu_2 h^2 \qquad (4)$$

Burada (2) ve (4) denklemleindeki parametrelerin bulunması için deneysel veriler ile nümerik çözüm arasında sonlu kareler metodu uygulanarak çözüme gidilir. [43].

Yumuşak dokuların modellenmesinde bir diğer nümerik yöntem dokuların sahip oldukları enerji fonksiyonlarıdır. Enerji fonksiyonu olarak yumuşak dokular, Gerilim enerji fonksiyonları asal uzamalara $W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ veya gerilme invaryantlarının $W = W(I_1, I_2, I_3)$ fonksiyonu olarak değişmektedir. Literatürde birçok enerji fonksiyonu tanımlanmaktadır. Sıkça kullanılan enerji fonksiyonları ise şu şekildedir.

Neo Hookean ;

$$w = \frac{E}{2}(I_1 - 3)$$

Money-Rivlin ;

$$W = \frac{C_1}{2}(I_1 - 3) - \frac{C_2}{2}(I_2 - 3)$$

Ogden ;

$$W = \frac{2\mu}{\alpha^2}(\lambda_1^{\alpha} + \lambda_2^{\alpha} + \lambda_3^{\alpha} - 3)$$

Çokterimli;

$$W = \sum_{i+j=1}^{N} C_{11}(l_1 - 3)^i (l_2 - 3)^2$$

Burada N gerinim enerjisinin polinom katsayısı, $l_1 = \lambda_1^2 + +\lambda_2^2 + \lambda_3^2$, $l_2 = \lambda_1^{-2} + +\lambda_2^{-2} + \lambda_3^{-2}$ C_{01} ve C_{10} kayma modülünün yarısını temsil eden fiziksel büyüklerdir [44]. Burada μ kayma modülü, α ise materyal katsayısıdır. Tek eksenli basma deneylerinde $\lambda_1 = \lambda$, $\lambda_2 = \lambda_3 = \sqrt{\lambda}$, olur ve gerilme $\sigma = \frac{dw}{d\lambda}$ 'ile hesaplanır ve böylece gerilmeler aşağıdaki gibi yazılır;

Neo Hookean ;

$$\sigma = -E(\lambda - \lambda^{-2})$$

Money-Rivlin ;

$$\sigma = -\{C_1(\lambda - \lambda^{-2}) + C_2(1 - \lambda^{-3})\}$$

Ogden modeli ise ;

$$\sigma = -\frac{2\mu}{\alpha}(\lambda^{\alpha-1} - \lambda^{(\frac{\alpha}{2}+1)})$$

Çok terimli;

$$\sigma = 2\left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right)\{\left(C_{10} + \frac{C_{01}}{\lambda}\right) + C_{11}\left(1 - \frac{1}{\lambda}\right)^2(1 + \lambda) + 2C_{20}(\frac{2}{\lambda} + \lambda^2 - 3)\} +$$
$$2C_{02}\left(1 - \frac{1}{\lambda}\right)^2((2 + \frac{1}{\lambda})$$

Ayrıca farklı bir çalışma olarak yumuşak dokuların modellenmesi kapsamında doku malzemesi olarak sunulmuştur ve aşağıdaki gibi tanımlamıştır.

$$W = \frac{2}{\alpha^2}\int_0^t \left[\mu(t-\tau)\frac{d}{d\tau}(\lambda_1^\alpha+\lambda_2^\alpha+\lambda_3^\alpha-3)\right]d\tau$$

$$\mu = \mu_0\left[1-\sum_{k=1}^{n} g_k(1-e^{-t/\tau_k})\right]$$

Burada, W gerinim enerjisi, λ1, λ2 ve λ3 asal uzamalar, α malzeme katsayısı, μ viskoz cevap, μ_0 kayma modülü, g_k gevşeme zamnına bağlı bir katsayı olarak tanımlanır. Sonlu elmanlar analizi için beyin dokusunu hyperelastic lineer viskoelastik olarak kabul ederek gerinim enerjisini aşağıdaki formda düzenlemiştir.[35-45]

$$W = \int_0^t \left\{\sum_{i+j=1}^{N}\left[C_{ij0}\left(1-\sum_{k=1}^{n} g_k\left(1-e^{-\frac{t-\tau}{\tau_k}}\right)\right)\right] x \frac{d}{d\tau}\left[(J_1-3)^i(J_1-3)^j\right]\right\} d\tau$$

Burada τ_k karakteristik zamanı, N gerilme invaryantındaki polinom sırasını, J_1, J_2 ve J_3 gerilme inveryantlarıdır ve aşağıdaki gibi yazılır.

$$J_1 = \mathrm{Trace}[B] J_2 = \frac{J_1^2 - \mathrm{Trace}[B^2]}{2J_3}$$

$$J_3 = \sqrt{\det B} = 1$$

B Cauchy-Green gerilme tensörünün sol tarafıdır. C_{ij} ise malzemenin anlık elastikliğidir.

$$B = \begin{bmatrix} \lambda_z^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_z^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_z^{-1} \end{bmatrix}$$

Burada λz dikey doğrultudaki uzamayı tanımlar. Bu değerlerle gerilme aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$T_{zz} = \frac{\partial W}{\partial \lambda_z}$$

Gerilim enerjisi formulünde yerine konur ve ikinci derecen terimler açılırsa asal doğrultulardaki gerilmeler şu şekilde bulunur;

$$T_{zz} = \int_0^t \left\{ \left(1 - \sum_{k=1}^{n} g_k \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_k}}\right)\right) * \left[C_{100} \frac{d}{d\tau}\left(2\lambda_z + 2\lambda_z^{-2}\right) + C_{010} \frac{d}{d\tau}\left(-2\lambda_z^{-3}\right) + C_{110} \frac{d}{d\tau}\left[\left(\lambda_z^2 + 2\lambda_z^{-1} - 3\right)x\left(\lambda_z^{-2} + 2\lambda_z - 3\right)\right] + C_{200} \frac{d}{d\tau}\left[\left(\lambda_z^{-2} + 2\lambda_z^{-1} - 3\right)\left(+2\lambda_z - \lambda_z^{-2}\right)\right] + C_{020} \frac{d}{d\tau}\left[\left(\lambda \lambda_z^{-2} + 2\lambda_z - 3\right)\left(-2\lambda_z^{-3}\right)\right] \right] \right\} d\tau$$

Sonlu elemanlar modeli için kafatası ve baş bölgesinin beyin gibi diğer bileşenlerinin mekanik özelliklerini anlamada malzeme özellikleri önemli olmaktadır. Yukarıda bahsedildiği gibi yumuşak dokuların malzeme özelliklerini belirlemek oldukça zordur. Özellikle bu malzeme özelliklerini tam olarak belirlenmiş değildir. Birçok çalışmada farklı metotlar uygulanarak malzeme özellikleri çıkarılmaya çalışılmıştır. Bazı çalışmalarda yumuşak dokular lineer izotropik olarak modellenmiş bazı çalışmalarda ise hyperelastic ve viskoelastik olarak modellenmiştir. Kafatası birçok çalışmada homojen izotropik lineer elastik malzeme olarak kabul edilmiştir.[46-47]. Tablo1.2'de literatürde kullanılan kafatasının oluşturan kemik ve kafa dersi için kullanılan malzeme özellikleri verilmiştir.

Tablo 1.2. Literatür kafa derisi ve kafatası malzeme özellikleri

Yapı	Yaung's Modul [Mpa]	Possion oranı, v	Yoğunluk (kg/m^3)	Kaynak
Kafa dersi	16.7	0,42	1000	[48]
	16.7	0,42	1140	[49]
	16.7	0,42	1130	[50]
	34.5	0,4	1200	[51]
Kafatası	6500	0.2	2070	[51]
	6000	0.21	2100	[52]
	6900	0.3	3250	[53]
	8000	0.22	1210	[54]

İnsan beyninin mekanik özellikleri için son yıllarda kadavra üzerinde yapılan testler sonucu kurucu denklemler çıkarılarak malzeme özellikleri belirlenmiştir [30-35]. Lineer elastik ve lineer viskoelastik özellikler beyin için kabul görmüştür. Bazı araştırmacılar beyini lineer viskoelastik olarak modellerken [55], bazı araştırmacılar ise viskoelastik malzeme olarak modellemiştir[55]. Her iki model arasında benzer mekanik özellikler olabileceği gibi özellikle fazla süre zarfında mekanik özelliklerinin farklılıklar gösterdiği görülmüştür [54]. Fakat bu kabul hızlı yüklemelerde ve kısa süreli kuvvet yüklemelerinde ihmal edilebilir. Fakat beyin kafatası içinde yapışkan bir malzeme olarak hareket etmekte ve bu viskoelastik davranışını dikkate alınması gerekir. Lineer viskoelastik davranışa ek olarak beynin büyük yer değiştirmelerinin de birleştirilmesi gerekmektedir. Beynin viskoelastik davranışı kayma şeklinde hareketler için kayma gevşeme modülünün bir oranı olarak tanımlanmalıdır. Beynin bu viscoelastik davranışının kayma karakteristiği Maxwell modeli olarak aşağıdaki bağıntıda verilmiştir.

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \qquad (1)$$

Burada G_{∞} MPa cinsinden uzun terimli kayma modülünü, G_0 MPa cinsinden kısa terimli kayma modülünü ve birimi s^{-1} olarak β bozulma faktörü temsil etmektedir. Yukarıdaki tabloda kafatası ve kafa derisi için literatürde kullanılan bazı malzeme özellikleri verildi. Bu tabloya ek olarak aşağıdaki tablo 1.2 de kafa bölgesi iç yapıların literatürde kullanılan malzeme özellikleri verilmiştir.

1.3 Tramvatik Beyin Yaralanmalarında Beyin Eşik Değerleri

Travmatik beyin yaralanmalarında birçok çalışma yapılmış ve farklı sonuçlar elde edilmiştir. Beyinin iç basınç dağılımı ve kayma gerilmesi gibi değerleri araştırılmıştır. Beyin yaralanmalarının eşik değerlerinin belirlenmesi için Wayne State Universitesi kadavra ve hayvan deneklere kuvvet uygulayarak beyin yaralanmasının gerçekleşeceği eşik değerler grafiği oluşturulmuştur. Bu grafik, çarpma ivmesi ve kafatası karılmasına bağlı olarak yayınlanmıştır [56]. Özellikle trafik kazaları için kafa yaralanması kriteri (head injury criteria-HIC) [57] ve Gadd sertlik indeksi (Gadd severity index-GSI) bu

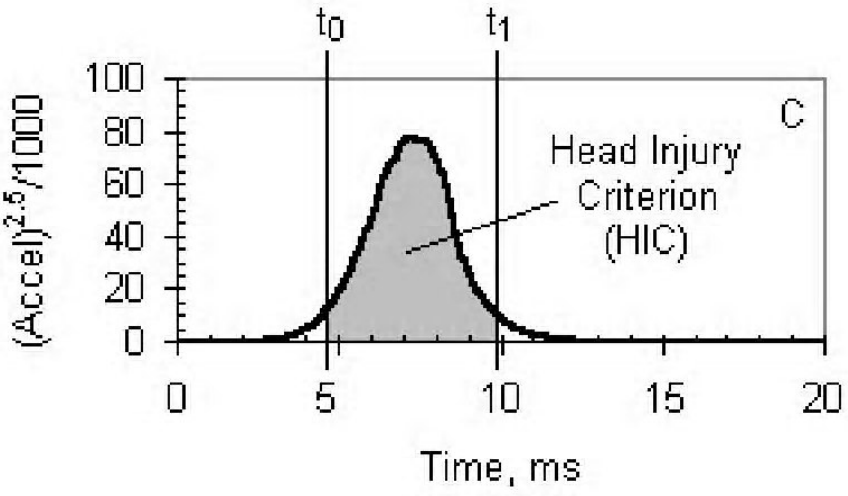
çalışmalarda kullanılmıştır [58]. GSI çarpmanın yaralanma potansiyelini gösteren bir değerdir.

$$SI = \int_0^T a^{2.5}\,dt$$

Yukardaki formülde "a"t anı ve çarpmanın ivmelenme değerini göstermektedir bu değer insan beyni için yaklaşık 1000 olarak belirleniş ve aşılması durumunda beyin yaralanması riski artmıştır [56]. Düşük yoğunluklu fakat uzun süreli etkiler için, Sı değeri kadavralarda yapılan ölçümlerden daha yüksek değerler vermektedir. Bu hatadan dolayı daha verili değerler elde edebilmek için Sı formülüne alternatif olarak ise HIC geliştirilmiştir.

$$HIC = max\left((t_1 - t_0)\left[\frac{1}{t_1 - t_0}\int_{t=t_0}^{t_1} a_t\,dt\right]^{2.5}\right)$$

Burada t_0 ve t_1 ivmelenmenin başladığı ve bittiği zamanlardır. Hızlanma süresince integral değeri ise HIC değerini maksimize etmek için kullanılmaktadır.



Şekil 1.17. Head Injury criterion (HIC) [36]

Tüm başın yaralanma kriterleri kafada oluşan ivmelenme hareketinin bir sonucu olarak açıklanmaktadır. Bu ivme değerleri kafanın içindeki çeşitli bölgelere yerleştirilen ivmeölçerler sayesinde kadavra üzerinden elde edilmektedir. Çarpma mekanizması yaralanmanın türüne bağlı olarak basınç gerilme ve yer değiştirme ile bağıntılıdır. Tüm bunların yanında ivmeli hareketlerde travmatik beyin yaralanmalarını etkilemektedir. Bu açıdan bu kriterler eşik değerleri belirlenmesi açısından önemlidir. Literatürde bu eşik değerleri çeşitli bölgeler için belirlenmiştir. Beyin yaralanmalarında beyin iç basıncı (intracranial basınç ICP) Zang ve arkadaşları tarafından basıncın 243 kPa'dan büyük olması durumunda beyin yaralanması olduğunu, 173 kPa'dan küçük durumlarda ise küçük yaralanmalar veya hiç yaralanma olmadığını rapor etmişlerdir [59]. Newman ise bu basıncın 300 kPa'a eşit veya büyük değerde olması durumunda orta beyin yaralanmasının gerçekleştiğini belirlemiştir. [60].

Zang ve arkadaşları ise darbenin yapıldığı yerde (coup) yaralanma basınç değerlerini 66-114 kPa, uygulanan darbenin tam karşı bölgesinde (countercoup) ise -101 ile -51 kPa basınç oluşması durumunda yaralanma olacağını belirtmiştir [61]. Kayma gerilmesi için eşik değerler ise zang ve arkadaşları tarından belirlenmiştir. Kayma gerilmesinin 6.2-10.6 kPa arası olması durumunda orta beyinde yaralanma gerçekleşmekte, 3.2-7.2 kPa olması durumunda ise orta beyin yaralanmasının olmadığı genel olarak kayma gerilmesinin 6.6 kPa büyük olması durumunda beyin yaralanması olduğu belirlenmiştir. [61]. Eğer kayma gerilmesi >7.8 kPa ise üst beyin sapında %50 oranında yaralanma olacağını bildirmiştir. Hipofiz bezinin hemen üstündeki hypotalamus bölgesinde ise yaralanma olması için kayma gerilmesi değerinin 3.3-5.7 kPa arası olması gerektiğini, bu değerin 1.9-3.7 kPa olması durumunda yaralanmanın olmayacağını yazmıştır[61]. Aşağıdaki çeşitli beyin yaralanmaları için Won Misses Stres değerleri verilmiştir.

- Miller ve ark. 7 veya 8.6 KPa, çürüme [62]
- Newman ve ark. >20 kPa, Orta beyin yaralanması [60]
- Anderson ve ark. >27 kPa, Beyin yaralanması [63]
- Willinger ve ark. 15-20 Pa, Beyin Sarsıntısı [64]
- Willinger ve Baumgartner. >18kPa, %50 nörolojik yaralanma[65]

Travmatik beyin yaralanmaların bu değerler kullanılarak yapılan sonlu elemanlar modeli analizi neticesinde elde edilen değerlerin yorumlanması sonuçlar bölümünde yapılmıştır.

Tablo 1.3. Literatür malzeme özellikleri [23]

Yapı	Young's Modul [MPa]	Possion oranı, v	Yoğunluk (kg/m3)	Bulk Modül (Mpa)	Viskoelastik Katsayı (MPa)	Malzeme Türü
Beyin (Tüm)	0,675		1140	5.63		Lineer Elastik
			1030	2190		Lineer Elastik
		0.4996	1040	2190		Lineer Elastik
	67.5		1140	2190	G_0=0.528, G_∞=0.168, β=35s^{-1}	Lineer Elastik / Viskoelastik
			1000		G_0=0.001036, G_∞=0.000185, β=16.5s^{-1}	Viskoelastik
				1130	G_0=0.33, G_∞=0.003, β=700s^{-1}	Viskoelastik
		0.4996	1040		G_0=0.043, G_∞=0.008, β=500s^{-1}	Viskoelastik
Beyaz madde		0.4996	1040	2190	G_0=0.043, G_∞=0.008, β=500s^{-1}	Viskoelastik
			1040	2190	G_0=0.041, G_∞=0.0078, β=700s^{-1}	Viskoelastik

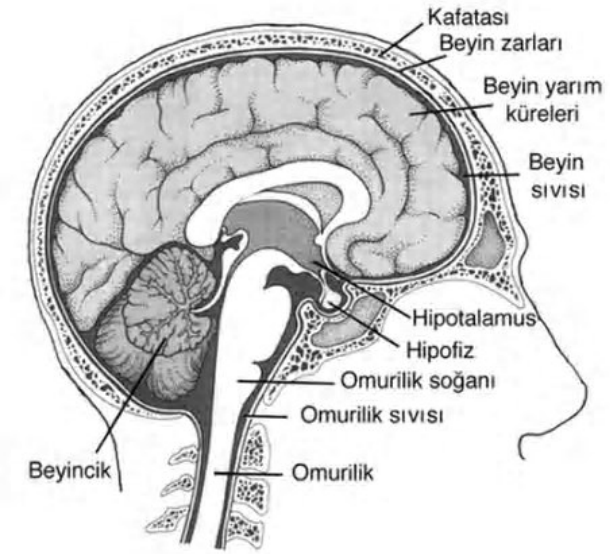
Gri madde			1040	2190	G_0=0.034, G_∞=0.0064, β=700s^{-1}	Viskoelastik
Pia Zarı	11.5	0.45	1130			Lineer Elastik
Dura Zarı	31.5	0.45	1130			Lineer Elastik
	31.5	0.45	1140			Lineer Elastik
Beyin Omirilik sıvısı	2.19	0.489	1040			Lineer Elastik
		0.5	1000	2190		Lineer Elastik

2. BÖLÜM

İNSAN KAFA BÖLGESİ VE HİPOFİZ BEZİ ANATOMİSİ

2.1 Kafa Bölgesinin Anatomi

İnsan vücudu birçok sert ve yumuşak dokudan oluşmaktadır. Tüm bu yapılar çok karmaşık alt unsurlardan meydana gelmektedir. Kafa bölgesini oluşturan yapılar insan vücudunun en karmaşık yapısını oluşturmaktadır. Bu yapı içinde ise en önemli unsur ise beyindir. Beyin insan vücudunda ki tüm sinir sistemini kontrol eden en önemli yapıdır. Beyin tüm vücut ağırlığının %2'sini oluşturmaktadır [23]. Hacimsel olarak ise tüm vücut hacmin % 25'ini teşkil etmektedir. Bu çalışmamamızda insan kafasını 4 temel başlık altında açıklayacağız. Bunlar deri, kafatası, zarlar ve beyinden oluşacaktır.



Şekil 2.1. Kafa Bölgesi anatomisi

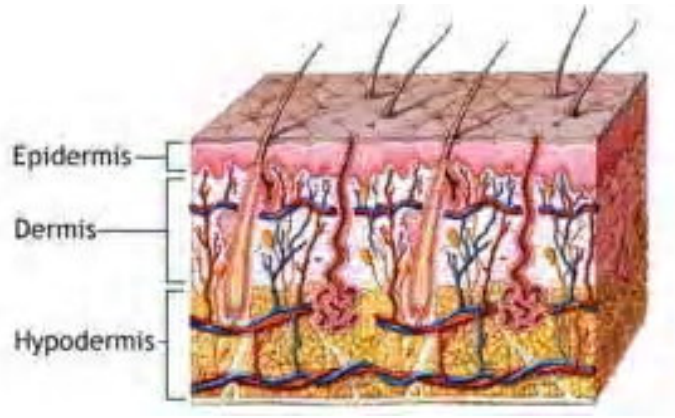
2.2 Deri

Deri insan vücudundaki kafatasını ve boynu saran en dış katmandır. Bu katman 3 temel katmandan oluşmaktadır. Bunlar epidermis, dermis ve hypodermis katmanlarıdır.

Epidermis; derinin en dış tabakasıdır ve çoğunlukla keratinosit olarak isimlendirilen hücrelerden oluşmaktadır. Damarsal yapılar içermez. Kalınlığı vücut bölgesine göre değişmektedir ve su içeriği kalınlığını değiştiren bir faktördür. Epidermiste keratinositler dışında Melanosit, Langerhans ve Merkel hücrelerinde bulunmaktadır.

Dermis; epidermal tabakanın altında, cildin ikinci tabakasıdır. Bu tabaka daha kalındır. Dermis ana bileşenleri olan kolajen ve elastin lifleri vardır. Epidermis ile karşılaştırıldığında, çok daha az sayıda hücre ve çok daha fazla lif bulunmaktadır. İki alt katmanı bulunmaktadır. Dermis; derinin elastikiyet ve direncini sağlamaktadır. Destek dokunun temel yapısını fibroblast hücrelerinin yaptıkları kollajen ve elastin fiberleri oluşturmaktadır. Bunlarda kollajen en önemlisidir.

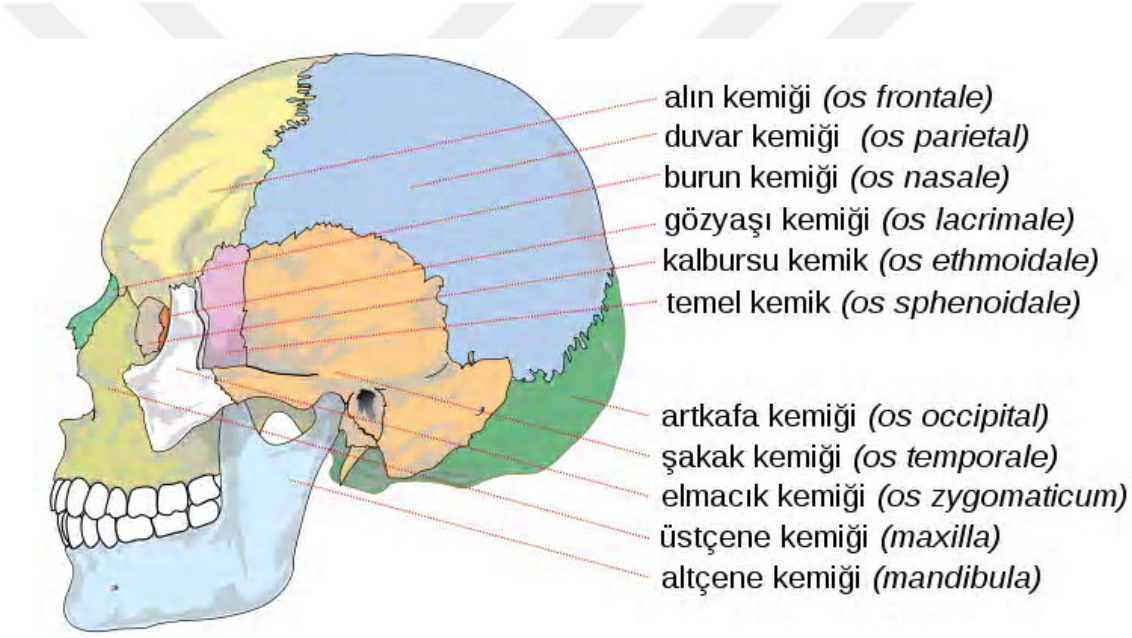
Deri altı doku-hypodermis; derinin en alt tabakasıdır. Liposit ismini verdiğimiz hücrelerden oluşmaktadır. Lipositler küçük bölmeler yapmakta bunlara panniculus denilmektedir. Endokrin görevleri androjenleri östrojene çevirmektir. Leptin yaparlar bunlarda beyinde tokluk hissini sağlamaktadır [74].



Şekil 2.2. Deri anatomisi [74]

2.3 Kafatası

Kafatası (cranium), beyni çevreleyen ve oldukça güçlü bir kemikten oluşan koruma sistemidir. 8 farklı kafatası kemiğinden ve 14 farklı yüz kemiğinden oluşmuştur. Kafatasının kemik yapısı kendine özgüdür. Kemiklerin birleşim noktaları girintili çıkıntılı bir yapıya sahiptir. Nedeni ise kafatası kemiklerinin birleşim noktalarının birbirine geçebilecek şekilde tasarlanmış olmasındandır. Kafatasının en önemli görevi beyne gelen darbelerden beyni korumaktır. Ayrıca kafatası boyun ve baş kasları ile desteklenerek güçlendirilmiştir. Yetişkin bir bireyde oldukça sert ve güçlü bir yapıya sahiptir. Ancak yeni doğan bir bebekte daha kırkırdakımsı başka bir yapıya sahiptir.

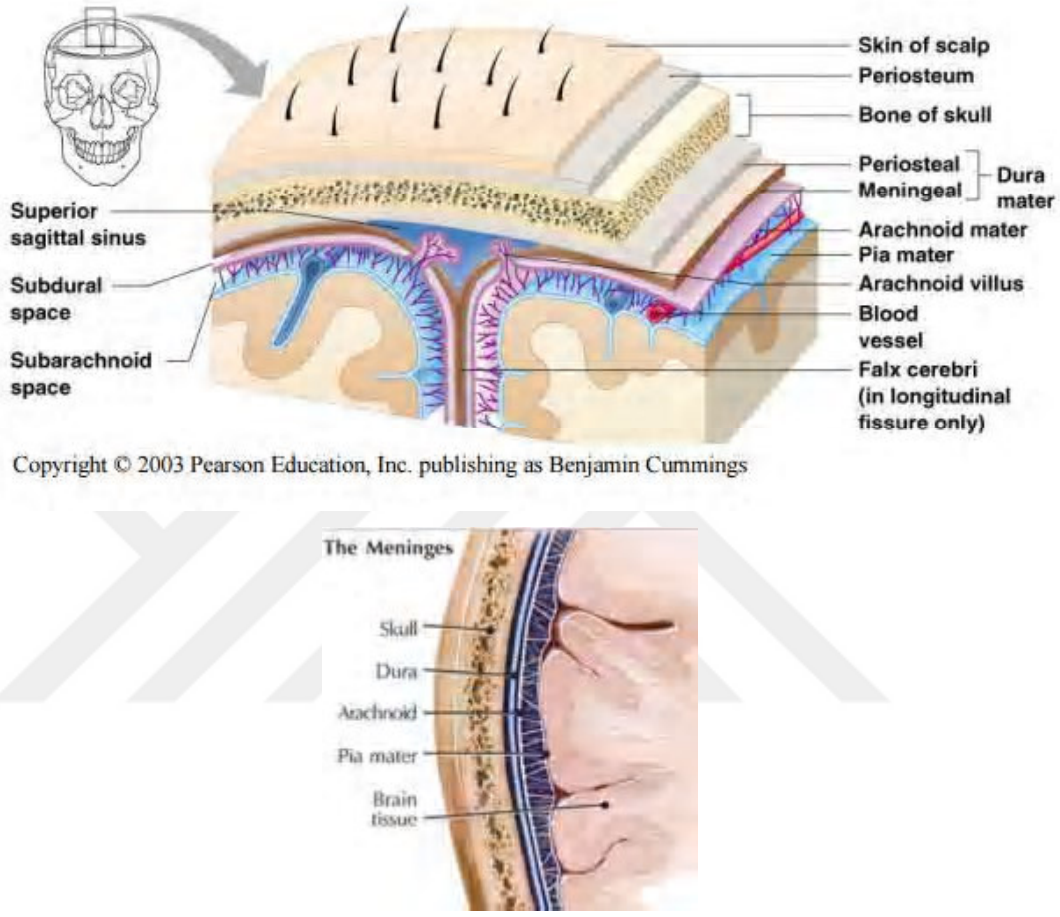


Şekil 2.3. Kafatası anatomisi

2.4. Zarlar (MENİNGS)

Beyin Zarı, tıp dilinde meninks adı verilen bu zarların görevi beyin ve omuriliği korumaktır. Üç tabakadan oluşan beyin zarlarında en dış tabakaya, Duramater (sert zar), ortada bulunan ikinci katman, Araknoid (örümceksi zar) ve en iç tabaka, Pia materdir (ince zar). Beyni ve omuriliği saran bu üç katmanlı zarsı bir kılıftır. Araknoid (örümceksi zar) ile pia mater (ince zar) arasındaki boşluğu beyin- omurilik sıvısı

doldurur. Beyin zarları ve beyin-omurilik sıvısının temel görevi merkezi sinir sisteminin korunmasıdır [75].



Şekil 2.4. Deri Bölümleri

2.4.1 Dura Zarı (Dura Matter)

Dura mater, beynin zarının katmanlarını oluşturan zarlardan en dışta bulunan ve kalın, sağlam ve yoğun lifli bir dokudan oluşan en sert zardır. Bu zarın iç yüzeyi diğer iki zar katmanında olduğu gibi yassı ve çokgen hücrelerle kaplıdır. Diğer iki zardan çok daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Temel görevi arkonoid zarını sarmak ve korumak olan çeşitli işlevleri yüklenebilen bir zardır. Dura materin kafatası içinde kalan bölümü, beyin dokularından aldığı kanı kalbe taşıyan büyük toplardamar kanallarını çevreler ve destekler. Ara bölme denen çok sayıda çıkıntıyla beyne destek olur [75].

2.4.2 Araknoid Zar

Araknoid, pia mater ve dura mater arasında bulunan ve pia materi saran bu zar son derece ince, saydam ve kolay örselenebilen bir yapıya sahiptir. Lifli dokulardan meydana gelmiştir ve sıvıyı geçirmeyen yassı çokgen hücrelerle oluşmuş bir katmanla kaplıdır. Araknoid pia mater gibi beyin yüzeyindeki bütün girinti ve çıkıntıları işlemez. Araknoid sinir sistemi ile duvarları arasında bazen dar, bazen geniş boşluklar bulunan bol bir torbaya benzetilebilir [75].

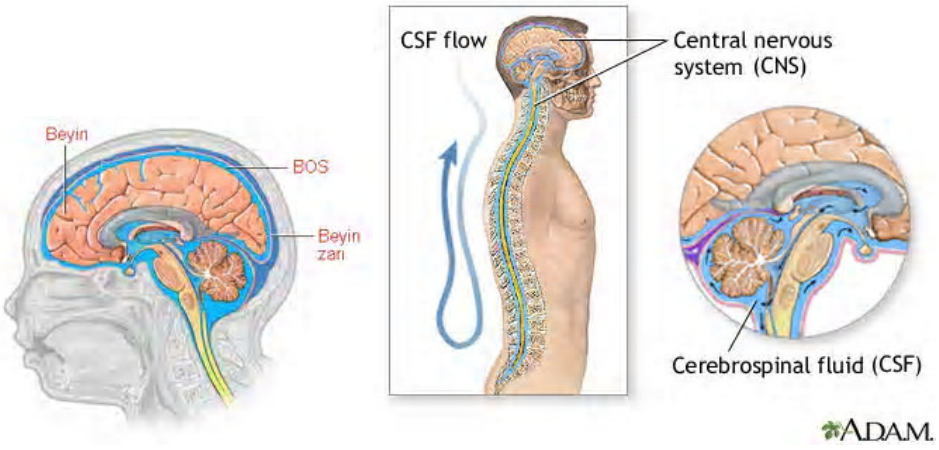
2.4.3 Pia Mater

Pia mater, beyne en yakın ve doğrudan doğruya beyin ve omurilik yüzeyine temas eden, bu yapılara sıkıca sarılmış olan iç örtüdür. Diğer katmanlar gibi pia mater de lifli dokudan yapılmış, çok ince bir yapıya sahiptir ve sıvı geçirmeyen yassı çokgen hücrelerden oluşmuş bir katmanla kaplıdır. Beyne ve omuriliğe giden kan damarları pia materden geçer. Pia mater bu damarlarla birlikte beynin iç kısımlarına doğru ilerler ve kan damarları ile arasında küçük bir boşluk bırakarak sinir dokularına sıkıca yapışır.

Pia mater beyin ve omuriliği en ince girintilerine kadar sarar. Araknoid ise girintilerin üzerinden atlar ve araknoid ile pia mater arasında boşluklar oluşur. Bu boşluklara Subaraknoid Boşluk denir. Dura mater ile araknoid arasında kalan boşluğa Subdural Boşluk ve Dura mater ile kafatası arasındaki boşluğa ise Epidural Boşluk adı verilir [75].

2.5 Beyin Omurilik Sıvısı (BOS-CSF)

Beyin omurilik sıvısı (BOS), beyin ve omurilik içindeki boşluklar ile bunların etrafındaki zarların içinde dolaşan berrak bir sıvıdır. BOS'un dolaştığı alanların dışına çıkmaması, yani dış ortama kapalı olan bir sistemde yer alması gerekir. Beyin omurilik sıvısı kafaya gelen darbelerde beyni koruma adına önemli vazifeleri vardır. Diğer bir vazifesi de beyni ve omuriliği yumuşak bir ortamda tutarak yastık görevi görmek ve kemiklerin ezici etkilerinden korumaktır. Bu sıvı her gün yenilenmekte ve hareketli bir biçimde belli bir basınç oluşturarak dolaşmaktadır [75].

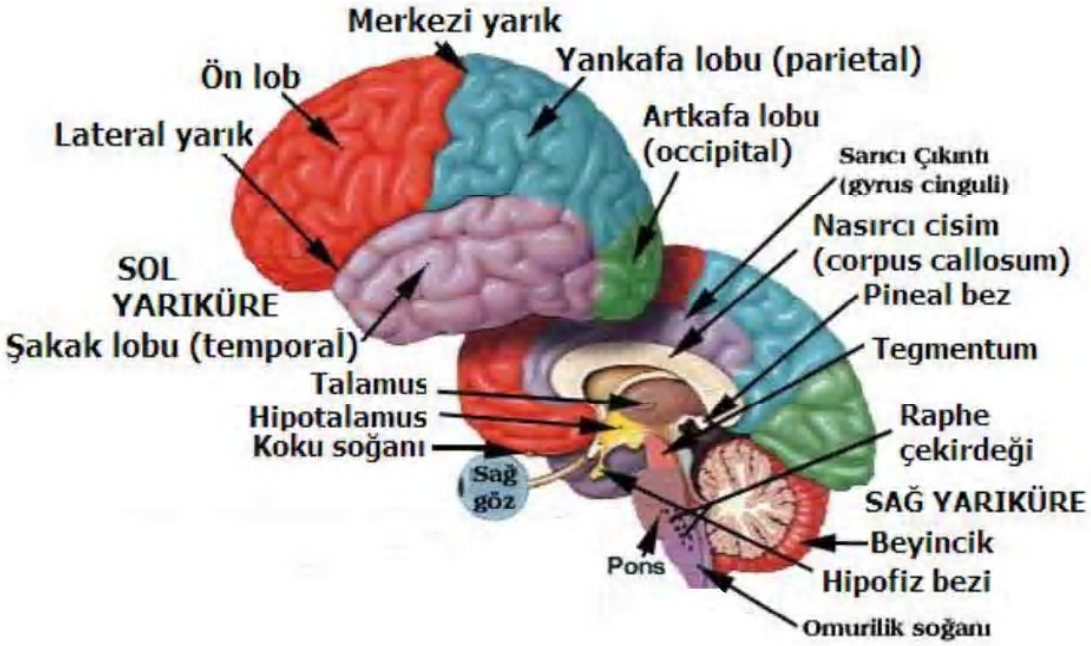


Şekil 2.5. Beyin omurilik sıvısı

Yetişkin bir insanda toplam 140 ml beyin omurilik sıvısı bulunmaktadır. Bu sıvının 25ml kadarı ise beyin boşluğunda yer almaktadır. BOS vücut tarafında dakikada 0.2-0.7 ml kadar üretilmektedir. Bu oran günde yaklaşık 700 ml'ye denk gelmektedir. Bos düzenli bir şekilde kandan alınan sıvı ve maddeler ile üretilip dolaşırken bir taraftan da dolaşımını tamamlamış beyin omurilik sıvısı emilerek ortamdan uzaklaştırılır. Temel maddesi kan olsa da kandan daha farklı ve daha az yoğun bir maddedir. Tüm bel bölgesini dolaştığı için belden alınan numune ile bazı hastalıklarda tespit edilmektedir [75].

2.6. Beyin

Bir erişkinin beyni ortalama 1300-1400 gramdır. Kafatası boşluğunda yer alan beyin,100 milyar nöron ve trilyonlarca "glia" denilen destek hücrelerinden oluşur. Beyin, kafatası kemik sistemi içerisinde iyi korunur. Beyni koruyan yapılar, kalın saçlı deri (skalp) ile altındaki kas, faysa tabakası ve kafatasını oluşturan kemiklerdir. Kafatası bir kask gibi tüm beyni travma ve darbelerden korur. Tüm beyin; beyin sapı, beyin, ara beyin ve beyincikten oluşur [76].



Şekil 2.6. Beyin Bölümleri [76]

2.6.1 Tüm Beyin Sapı (Truncus encephali)

Tüm beyin sapı, anatomik olarak omuriliği beyne bağlayan bir köprü gibidir. Üst Merkezlerle, medulla sipinalis arasındaki bilgi taşıyan sinir liflerinin geçtiği bölgedir. I., II. cranial sinirler dışında diğer cranial sinirler buradan çıkar. Tüm beyin sapı köprü ve orta beyin olmak üzere üç kısımdan oluşur [76].

2.6.2 Soğanilik (Bulbus, medulla oblangata)

Beyin sapının en alt bölümünde bulunan medulla oblangata, medulla spinalisin devamı olup birinci boyun omuru atlasın ön kemeri hizasından başlar ve art kafa kemiğinde bulunan foramen magnum denilen delik düzeyinde devam eder. Yukarı kısmı ise pons ile birleşir. Omuriliğin üst kısmı ile pons arasında beyinciğin altındadır [76].

2.6.3 Köprü (Pons)

Beyin sapının ortasında köprü gibidir. Medulla oblangata ile mesencephalonu birleştirdiği için bu adı almıştır. Pons; 2,5 – 3 cm uzunluğunda, 3,5 -4 cm genişliğindedir. V. (N. Trigeminus -üçüz sinir), VI. (N. Abducens- gözü dışa döndüren

sinir), VII. (N.Facialis yüz siniri) ve VIII. (N. Vestibulo cochlearis, N. Acusticus- işitme ve denge siniri) kranial sinirlerin çekirdekleri burada bulunur. Solunum kontrolüne katkıda bulunur. Afferent ve efferent sinir yolları ponstan geçer. Santral sinir sisteminin parçalarını birbirine bağlar [76].

2.6.4 Orta Beyin (Mesencephalon)

Pons ve ara beynin arasında yer alan orta beyin, beyin sapının en kısa bölümüdür. III. (N. Oculomotorius -göz oynatıcı sinir) ve IV. (N. Trochlearis -Göz kaslarına giden sinir) kranial sinir çekirdekleri burada bulunur. Beyin sapından cerebral hemisferlere (beyin yarımkürelerine) bilgi taşır. Pupilla refleksi ile yürüme ve yer değiştirme merkezi buradadır. Dopamin salgılayan merkezleri taşır. Dopamin eksikliğinde parkinson hastalığı, fazlalığında ise şizofreni görülür. Beyin sapının büyük bölümü, beyaz madde arasında dağılmış az miktarda gri maddeden oluşmuştur. Orta beyinde retiküler formasyon alanı bulunur. Retiküler formasyon alanı aynı zamanda omurilik ve diencephalon içinde de yayılmıştır. Retiküler formasyonun hem duyusal hem de motor fonksiyonları vardır. İskelet kasının kasılma tonusunu ayarlayan yüksek beyin bölgelerinden uyarılar alır [76].

2.6.5 Beyin (Cerebrum)

Beyin, tüm beynin en büyük ve en karmaşık parçasıdır. Üzeri girintili çıkıntılıdır. Önden arkaya doğru uzunlamasına derin bir yarıkla sağ ve sol yarım küreye (hemisfer) ayrılır. Bu iki yarım kürenin arasındaki yarığa, fissura longitidunalis cerebri denir. Her iki hemisfer tabanda corpus callosum ile birbirine bağlanır. Cerebrumun sağ yarımküresi vücudun sol, sol yarımküresi de vücudun sağ tarafını yönetir. Örneğin; sağ el sol yarımküre, sol el sağ yarımküre tarafından kontrol edilir [76].

Cerebrumun gri cevherden oluşan en dış tabakasına, serebral korteks denir. Korteks kelimesi latince “kabuk” kelimesinden gelmektedir. Kalınlığı 2-6 mm arasındadır. İnsanlarda, serebral korteksin yüzeyi pek çok girinti ve çıkıntıyla kaplıdır. Korteks deki Çıkıntılara gyrus, girintilere ise sulcus denir. En yüksek sinir işlevlerinin yapıldığı alandır. Kortekste motor merkez ve duyu merkezi bulunur. Korteks afferent sinir yolunun sonu ve efferent sinir yollarının başlangıç kısmını oluşturur. Hemisferlerin iç

kısmı beyaz maddeden meydana gelmiştir. Beyaz cevher içinde miyelinli liflerden başka bazal ganglionlar denilen gri katman kitleleri bulunur. Bazal ganglionların işlevleri kesin olarak bilinmemekle birlikte, beyincik ve beyin korteksi ile birlikte çalışarak iskelet kaslarının motor etkinliklerini düzenlediği sanılmaktadır. İstekle başlatılan bir hareketin otomatik olarak devam etmesinde rol oynadığı tahmin edilmektedir [76].

Beyin yarım kürelerinin dış yüzeyinde sulcus centralis (rolando oluğu), sulcus lateralis cerebri (sylvıus yarığı), sulcus parieto – occipitalis, sulcus calcarinus ve sulcus cinguli gibi önemli oluklar bulunur. Her yarım küre dört ana loba ayrılmıştır. Frontal, parietal, temporal ve oksipital olmak üzere her lobun farklı işlevleri vardır. Bu loblar, adlarını komşu oldukları kafa kemiklerinden alır.

2.6.6 Frontal Lob (Alın lobu)

Beynin en gelişmiş ve en büyük lobudur. Beyin yarım kürelerinin dış yüzünde bulunan, arkada rolando oluğu ile paryetal lobtan, yanlarda ise sylvius yarığı ile temporal lobtan ayrılır. Alın lobu üzerinde motor ve duyu merkezleri ile konuşma merkezi (broca merkezi) bulunur [76].

2.6.7 Parietal Lob (Yan kafa lobu)

Yan kafa lobunu, önde rolando oluğu, aşağıda sylvius yarığı, arkada ise sulcus parieto occipitalis sınırlar. Bu lob üzerinde duyu merkezlerinin yanı sıra duyuların değerlendirildiği öğrenme, hafıza ve mantık gibi merkezlerde bulunur [76].

2.6.8. Temporal Lob (Şakak lobu)

Yukarıda sylvius yarığı ile sınırlandırılan bu lob ile art kafa lobu arasında belli bir sınır yoktur. Bu lob üzerinde işitme duyusunun alınması ve düzenlenmesi ile ilgili temel işitme merkezleri bulunur. Koku ve tat merkezleri de temporal lobda yer alır [76].

2.6.9 Oksipital Lob (Art kafa lobu)

Hemisferin arka kısmında bulunan piramit biçimindeki lobdur. Görme ve görüntüleme Merkezleri bu alanda yer alır. Bunun hasarında görme efektleri ortaya çıkar [76].

2.6.10 Ara Beyin (Diencephalon)

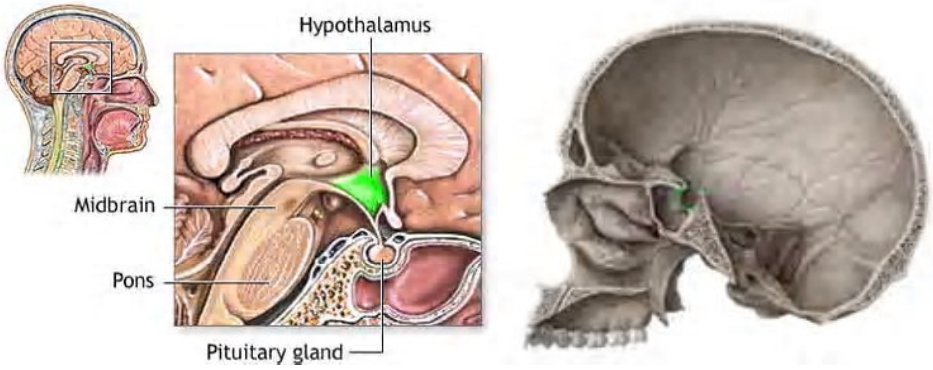
Ara beyin, orta beyin ile beyin yarım küreleri arasındadır. 3. karıncık (ventrikül) içine yerleşmiştir. Ara beyin; thalamus, hypothalamus, epithalamus ve supthalamustan meydana gelir [76].

2.6.11 Thalamus

Thalamus, ara beynin en büyük ve en alt bölümüdür. İçteki bölüm anlamındadır. Gri cevherden yapılmıştır. Ana görevi; vücuttan gelen duyu bilgisini daha yüksek beyin kabuğu bölgelerinin okuyabileceği bir biçime çevirerek ilgili bölgelere yollamak ve yine beyin kabuğundan gelen emirleri daha alt seviyedeki ilgili bölgelere iletmektir. Koku hariç cerebruma giden tüm bilgilerin gidiş, aynı zamanda geliş yeridir. Alınan duyular, burada düzenlendikten sonra cerebruma yollanır [76].

2.6.12 Hypothalamus ve Pituitary gland (Hipofiz bezi)

Hypothalamus, thalamusun altında yerleşiktir. Hipofiz bezi ince bir sapla hypothalamusa bağlıdır. Hipofizin salgıları hipothalamus tarafından kontrol edilir. Biyolojik süreçlerin büyük bir bölümünü düzenleyen hipofiz, vücudun en önemli iç salgı bezlerindendir. Hücrelerin yenilenmesi ve bölünerek çoğalabilmesi, başka bir deyişle, büyüme ve yaşamın sürekliliğinin sağlanabilmesi için gerekli birçok madde hipofizde bir araya gelir; bu maddeler metabolizma etkinliklerinin büyük bir bölümünü başlatır ve denetler. Hipofiz Bezin ağırlığı 0,5 gr'dan biraz fazladır. Hipofiz, kafatasının içinde, kafa tabanını oluşturan kemiklerden kamamsı kemiğin çukuru üzerinde oturur. Şekil 2.7.'de sol taraftaki yeşil boyalı kısım hipofiz bezinin kafatası içinde geldiği yerdir ve pituitary gland fossa olarak adlandırılır. Bu boşluk gibi benzer şekilde kafatasının içinde oluşturulmuştur. Beyni ve omuriliği çevreleyen zarlardan en dışta yer alan sert zar (dura matter) bu çukurun içini tümüyle sararak üstü açık bir kesecik oluşturur. Bu kesecikte yer alan hipofiz, hipotalamusun dışındaki tüm komşu oluşumlardan ayrılmıştır. Beyni oluşturan yapılardan biri olan hipotalamus, hipofizin üstünde yer alır ve beze bir sapla bağlıdır. Hipofiz 0,5 cm yüksekliğinde, önden arkaya l cm uzunluğunda ve 1-1,5cm eninde küçük bir organdır; birbirinden tümüyle ayrı iki bölümden, ön lob ve arka lobdan oluşur. Beyin bölgesi oluşturan bu küçük bez sayesinde birçok hormonal faaliyet sağlanmaktadır [76].



Şekil 2.7. Pituitary gland fossa (Yeşil renkli kısım)

Hypotalamusun işlevleri şunlardır, Açlık ve tokluk merkezi buradadır. Bu iki merkez birbirine zıt çalışır. Hipofiz bezi ve diğer bezlerden hormon salgılanmasını kontrol eder. Susama merkezi buradadır. Bu merkez uyarıldığında su dengesinin sağlanması için ADH (antidiüretik hormon) salgılayarak daha çok suyun geri emilmesini sağlar. Uyku ve uyanıklık halini ayarlar. Retiküler formasyon dan beyin korteksine giden sinir yolları hipotalamustan geçer. Bu sinir yollarının zarar görmesi durumunda, (travma) uyku veya koma durumu ortaya çıkar. Seksüel faaliyetleri yönetir. Ağrı, korku, kızgınlık, heyecan ve şiddet gibi hislerin kontrolünde rol alır. Vücut sıcaklığını ayarlama merkezi buradadır. İlgili reseptörlerden aldığı bilgilerle azaltarak ya da artırarak sıcaklığın dengede tutulmasını sağlar [76].

2.6.13 Epithalamus

Epithalamus, ara beynin arka ve üst bölümüdür. Gri cevherden yapılmıştır. Burada, Melatonin hormonu salgılayan pineal cisim (epifiz bezi) bulunur.

2.6.14 Subthalamus

Subthalamus, ara beynin önünde thalamusun aşağısında orta beyin ile thalamus ve hypothalamusun arasındadır. Motor aktiviteyi ayarlar.

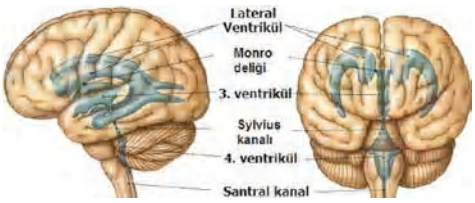
2.6.15 Beyincik (Cerebellum)

Beyincik, beynin ikinci büyük parçasıdır. Beyin yarım kürelerinin arkasında ve altında, pons ve medulla oblangatanın arkasında, occipital lobun altındadır. Kafa arka çukuruna

yerleşmiştir. 125-150 gr ağırlığındadır. İki yarım küreden oluşmaktadır. Bu iki yarım küre arasında vermis denilen bölüm vardır. Dış kısmı, gri madde; iç kısmı, ak madde İçerir. Ak madde boz madde içinde dallanmalar yaparak hayat ağacı adını alır. Cerebellumdan gelen sinir lifleri thalamusa oradan da serebral kortekse geçer. Eklem, tendon ve kas reseptörlerinden gelen sinyalleri alır. Korteks serebri ile hareketleri kontrol eder. Özellikle koşma, daktilo yazma, yazı yazma, piyano çalma, konuşma gibi hızlı kas aktivitelerini kontrol eder. Motor aktivitelerin sırasını belirler. Beyincik, iç kulaktaki denge merkezi ile birlikte vücudun dengesini sağlar. Beyinciğin işlevsel bozukluğunda denge bozukluğu (sarhoş yürüyüşü) görülür [76].

2.6.13 Beyin Boşlukları (Ventriküller)

Beyinde, birbirleri ile bağlantılı dört boşluk bulunur. Bu boşluklara, ventrikül adı verilir. Ventriküllerde beyin omurilik sıvısı (BOS, liquor cerebrospinalis) bulunur. BOS sürekli sirkülasyon halindedir. Ventriküller subarachnoid aralık ile bağlantılı olup omuriliğin ortasındaki canalis centralis ile uzanır. Ventriküllerin içi, ependim hücreleri ile kaplıdır. Boşlukları örten ependim tabakası bazı alanlarda pia-mater ile birleşerek pia-ependim zarını oluşturur. Bu iki tabaka ventrikül boşluğuna doğru bol damarlı, parmaksı çıkıntıların oluşturduğu bir yapılanma gösterir ve plexus choroideus olarak tanımlanır. Plexus choroideus da BOS üretilir 1. ve 2. ventrikül: (Ventriculus lateralis) Ventriculus lateralis, beyin yarımküreleri içinde bulunan, hacimleri 7-10 cc kadar olan boşluklardır. 3. ventrikül: (Ventriculus tertius) Ventriculus tertius, diencephalon da bulunur. Hipotalamus ile talamus arasında yerleşmiştir. Arkada aquaductuscerebri (Sylvius kanalı) aracılığı ile 4. ventrikül ile bağlantılıdır. 4. ventrikül: (Ventriculus quartus) Ventriculus quartus, önden medullaoblangata ve pons, arkadan cerebellum tarafından sınırlandırılmıştır [76].



Şekil 2.8. Beyin boşlukları ve bağlantıları

3. BÖLÜM

SONLU ELEMANLAR MODELİNİN HAZIRLANMASI

3.1 MRI Taraması

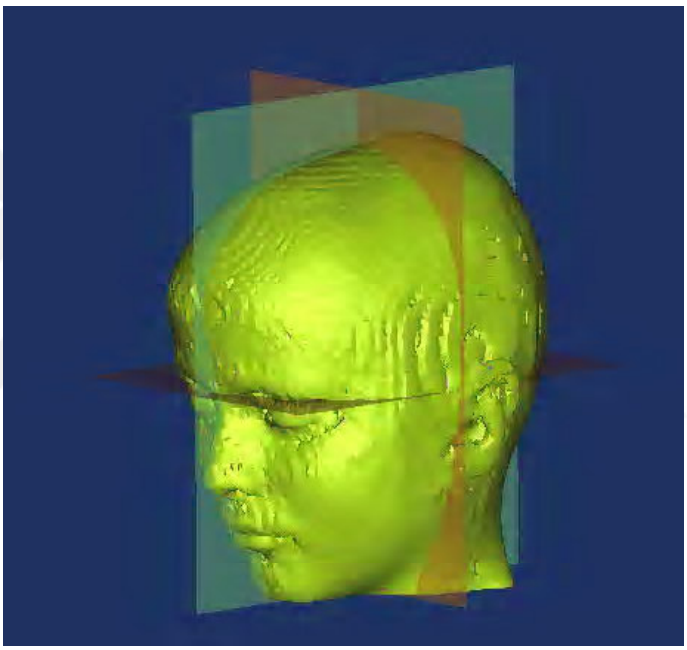
Anatomik modellemeler yapabilmek için tıbbı görüntüleme yöntemleri kullanılmıştır. Bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) veya ultrasound gibi hacimsel görüntü işleme yöntemleri bir hastaya özel üç bouyutlu (3D) dijital modellerin üretimine olanak sağlar. Bu tip modellemeler yumuşak doku altında bulunan kemik veya kas dağılımı görüntülerini kulanarak kafa bölgesinin bilgisayar destekli tasarım veya montaj işlemlerinin yapılmasını mümkün kılar.

MRI, su bazlı bir manyetik alan kullanarak yüksek manyetik enerji seviyesinde dokuları taşıyan hidrojen atomlarının eksitasyonuna dayalı bir hacimsel işleme yöntemidir. Dokular arasında gidip gelen mayetik alanlar oluşturarak yüksek ve düşük enerji seviyerinden farklı dokuları tespit eder. Bu radyo dalgaları tarafından elde edilen enerji düzeyleri bir yapı içinde yeniden inşaa edilirek görüntüler oluşturulur. Tüm anatomiyi kapsayan dilimler halindeki görüntü bir düzlem içinde bir araya getirerek hacimsel yapıya dönüştürülür. Sinyal yoğunluğu siyah ile beyaz arasında değişen gri renk tonunda noktalar belirler.

Taranan hacimdeki her bir piksel yoğunluğu kayıt altına alınır. Herhangi bir konumdaki doku kodlanmış gri tonlama metodu ile ayırt edilebilir. Fakat bilgisayarlı tomografinin aksine özel gri tonlar hali hazırda bulunmaz. Yumuşak doku tipleri için farklı gri tonlarında farklı sonuçlar elde edilerek yapı inşa edilir. Ayrıca dokuların gri skala

hassasiyeti taranan hacim için değiştirebilir. Gri tonlar arasındaki farklılıklar ise doku farklılıklarını ortaya koyar.

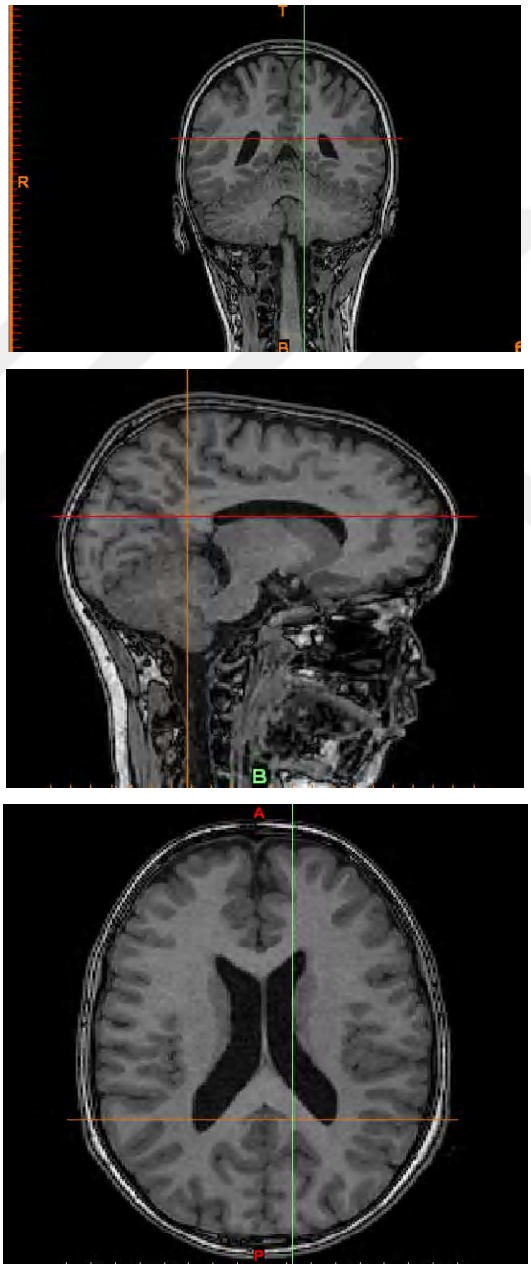
Herbir dilim daha sonra bir araya gelerek tomografik hacimsel yapıyı oluşturur. Bu hacimsel yapı plane, sigital ve coronal olarak 3 farklı boyutta işlenir. Bu tomografik veri kümesi genellikle dijital görüntü yığını DICOM olarak depolanır. Elde edilen görüntü dilimeri komşu dilimlerin gri değerleri ile karşılaştırılarak bir araya getirilir. Aşağıdaki şekilde tipik bir düzlemde oluşturulan kafa modeli görülmektedir.



Şekil 3.1. MRI görüntülerinin alınması

Bu çalışmada manyetik resonans görüntüeri orta yaşlı erkek gönüllü hastanın kafa bölgesi elde edilmiştir. MRI görüntüleri Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümü'nden Samsung marka manyetik rezonans cihazı kullanılarak oluşturulmuştur. Anatomik bölge olarak seçilen kafa bölgesi görüntü hassasiyeti 1 mm dilimlerden oluşacak şekilde seçilmiştir. 1 mm dilim aralığının seçilme nedeni ise hipofiz bezinin anatomik olarak çok küçük ve Türk Eğeri içinde saklı olmasıdır. Böylece gri skala olarak hipofiz bezinin beyindeki yeri tam olarak belirlenerek hacimsel olarak çıkarılması kolaylaştırılmıştır. Tüm kafa bölgesi MRI dilim sayısı olarak 256 farklı görüntü alınmış ve bir araya getirilmiştir. Oluşturulan her bir dilim dicom uzantılı

olarak dışarı aktarılmıştır. Kafa bölgesi MRI görüntüleri için en iyi yağunluk ayarlanarak görüntü alınmıştır. Hasta sırtüstü alma işlemi sırasında görüntü kontrastına zarar verebilecek hareketlerden kaçınması söylenmiştir. Görüntüleme dilim mesafeleri en iyi çözünürlüğü bulmak için değiştirildi ve uzun tarama süreleri tercih edildi. Yüksek çözünürlüklü görüntüler için tarama zamanı olarak 15 dakikayı aşan süreler kullanıldı. Böylece en iyi MRI görüntüsü elde edilmiş oldu.



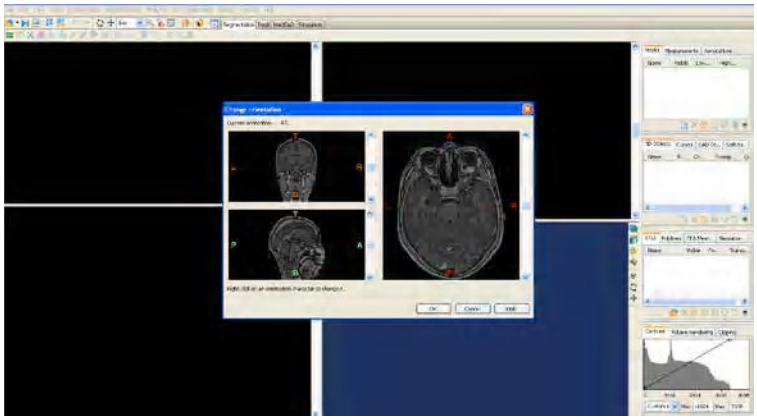
Şekil 3.2. Kafa bölgesinin TT 01 MRI görüntüleri

3.2 Metot

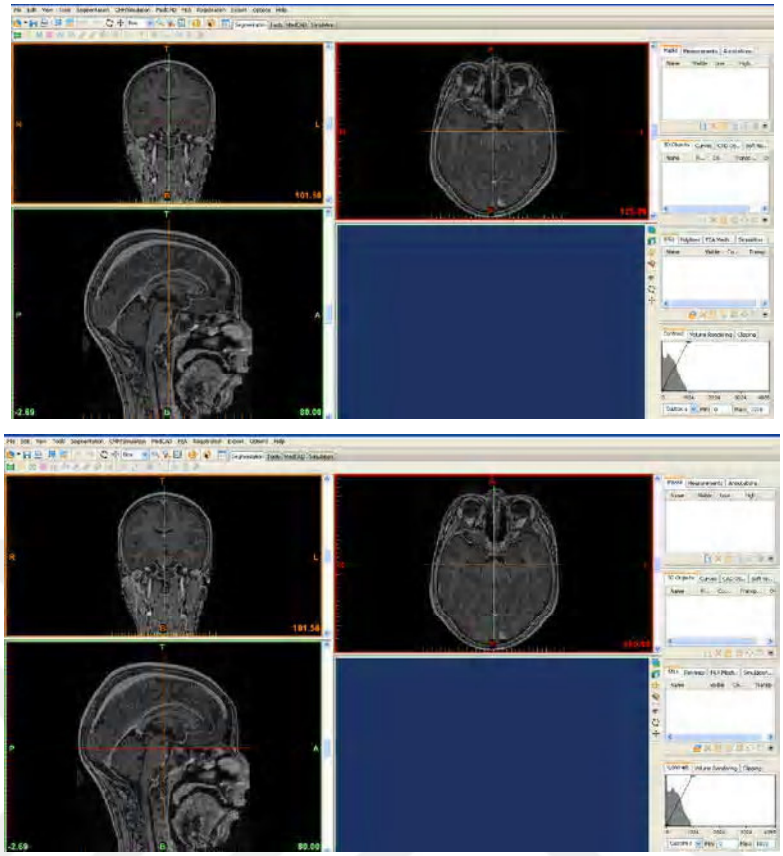
Bu çalışmada Materialise MIMICS [77], 3-MATIC [77] ve ABAQUS 6.13.1[78] programları kullanılmıştır. Dicom Uzantılı MRI görüntülerinden anatomik 3 buyutlu model elde etmek için MIMICS 10.01 ve MIMICS'den elde edilen .stl uzantılı dosyaları sonlu elemanlar modeline uygun hale getirmek için 3-MATIC ve sınır koşulları, yükleme durumları ve gerilme-yerdeğiştirme anlizlerini göremk için ABAQUS 6.13.1 bilgisayar programı tercih edilmiştir.

3.2.1 MIMICS

MIMICS medikal görüntü işleme yazılımı olup, MRI ve CT gibi anatomik görüntülerin 3 boyutlu olarak oluşturulması kullancı arayüzü ile segmentasyon görüntü düzenleme araçları kullanılarak kemik, deri ve yumuşak dokuların oluşturulmasına olanak sağlar. Medikal doku bilgisi alt kümelere ve maskelere ayrılır. Her maskede piksel olarak ayrılmış dilimlerin arasında interpolasyon yöntemi ile ağlar örülür. Örülen bu ağlar yüzeyler arası kemerleşme algoritması kullanılarak bağlanır [79]. Seçilen bölge tüm yapıdan ayrı görüntülenebilir. Daha sonra bu yapı STL+ arayüzü kullanılarak 2 boyutlu veya 3 boyutlu düzenlemeye uygun .stl formatında 3-Matic, geomegic veya hypermesh gibi görüntü işleme ve düzeltme yazılımlarına aktarılabilir. Stl dosyaları karışık 3 boyutlu modeller için çok verimli bir formattır. Ayrıca stl formatı uzay boşluğunda oluşturularak, bir yapı içindeki maskelerin aynı kordinat merkezli olarak konumlandırılmasını sağlar.

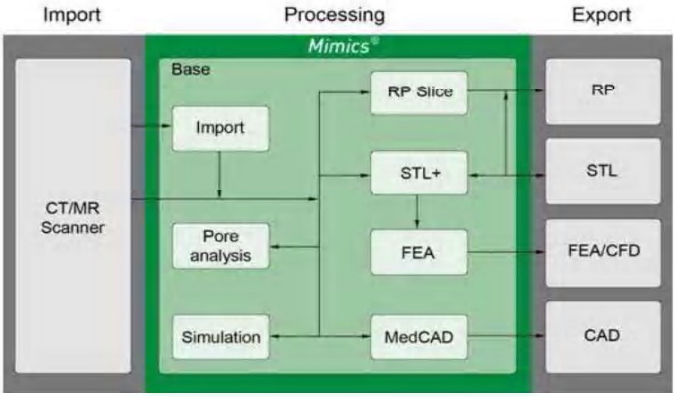


Şekil 3.3. Kafa bölgesinin MRI görüntüsü



Şekil 3.3 Kafa bölgesinin MRI görüntüsü (Devam)

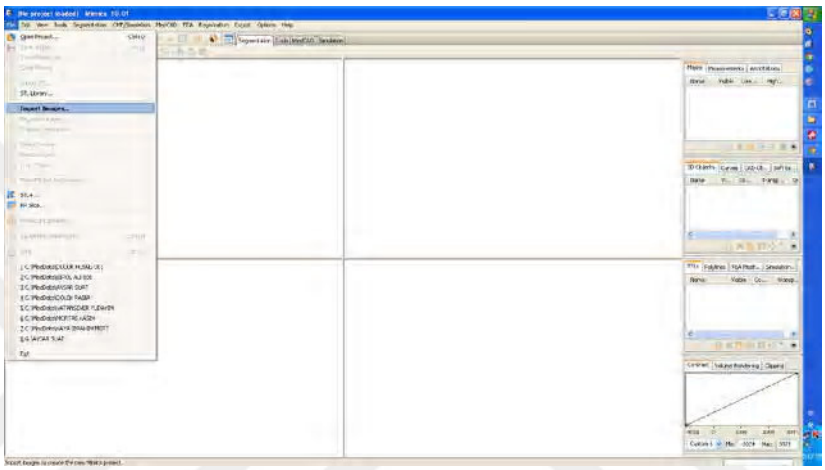
MİMİCS programında üretilen 3 bouyutlu model ayrıca ABAQUS, ANYSYS veya NASTRAN gibi programlara aktarılabilir. Bu programda üç boyutlu model oluşturulduktan sonrada hacimsel meşleme ABAQUS programına aktarılabilir.



Şekil 3.4. Sonlu elemanlar akış şeması [79]

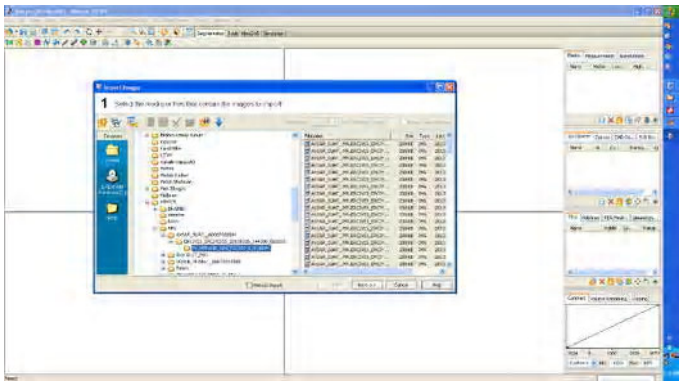
3.2.2 MRI Görüntülerinin Aktarılması

Öncelikle MRI görüntüleri MIMICS programına aktarıldı. Burada kafa bölgesini oluşturan beyin, hipofiz bezi ve diğer anılan organlar oluşturularak .stl formatında 3-matic programına aktarılmıştır. Bunun için öncelikle dicom uzantılı MRI görüntüleri aşağıdaki şekil 3.5'deki gibi otomatik aktarma arayüzünde Select File > Import ile açılır [79].

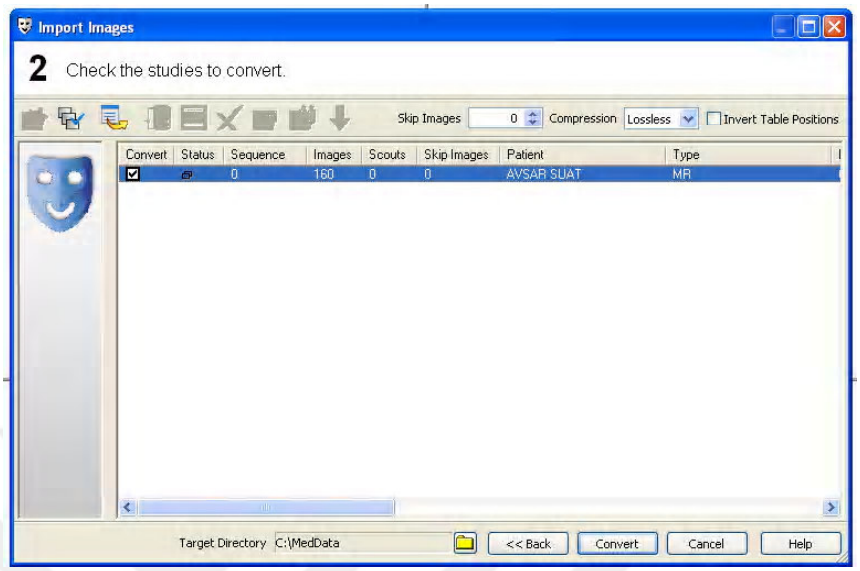


Şekil 3.5. Dicom uzantılı MRI görüntüsünü açma

Açılan pencereden MRI görüntülerinin olduğu dosya seçilerek MRI görüntüleri MIMICS programına aktarılır. Açılan "import images" pencerisinde taranan MRI görüntüsü ile ilgili özellikler de yer almaktadır. Burada dönüştür butonu (convert) seçilerek görüntüler Şekil 3.6'daki gibi açılmış olur.

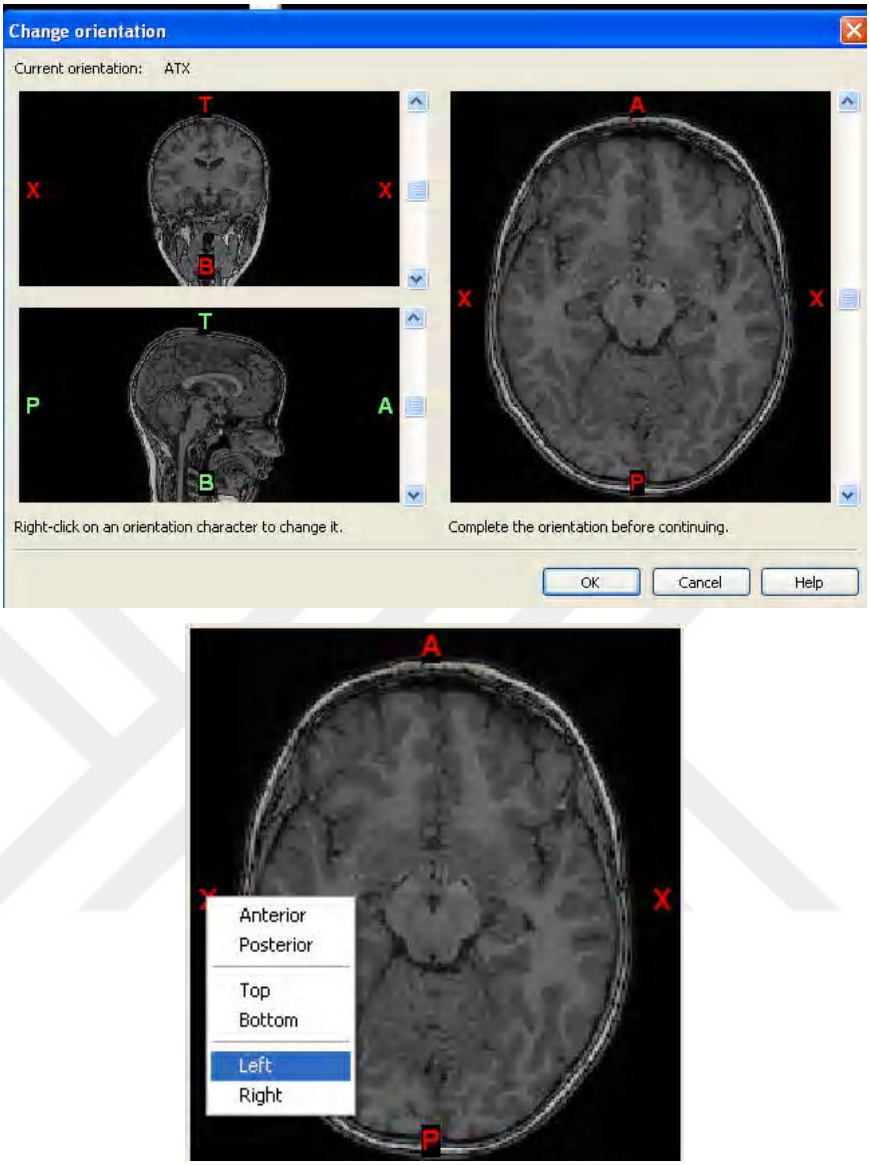


Şekil 3.6. Dicom uzantılı MRI görüntüsünü seçme



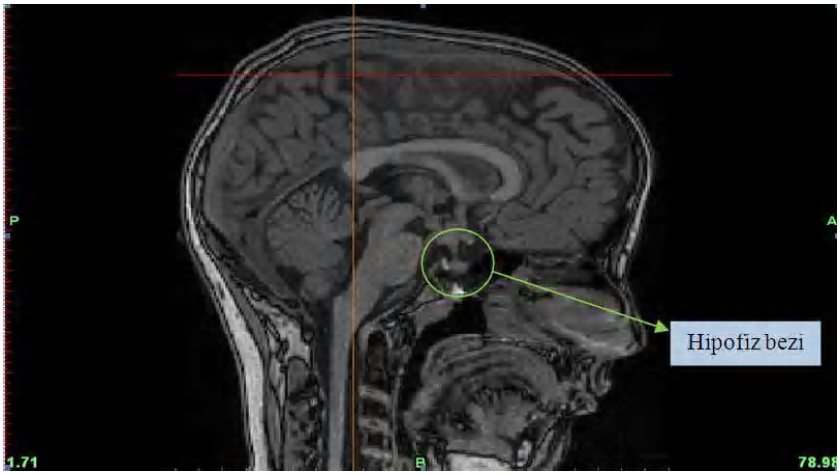
Şekil 3.7. Dicom uzantılı MRI İmport arayüzü

Bu işlemlerin ardından değişim yönü penceresi Şekil3. 8'deki gibi görünecektir. Burada eksik oryantasyon parametreleri tamamlanmak için "X " işaretlenir. Sigital ve koronal düzlemlerdeki doğru yonler seçilemelidir. Şekil 3.7'de görünen harfler doğru yonleri seçmek için önemlidir. Burada sırasıyla top (yukarı) ve bottom (aşağı) için T ve B, left (sol) ve rigt (sağ) için L ve R, anteriör(ön) ve posterior (arka) için A ve P yönleri seçilir. Doğru yönlerin seçilmesi ile "ok" tuşuna basılarak MRI görüntüleri açılmış olur. Yukarıdaki Şekil 3.7 deki gibi bir arayüz açılır. Açılan bu arayüzden gri renk skala farklılıkları kullanılarak beyin bölgesi 3 bouyutlu modeli oluşturulur.



Şekil 3.8. Kafa bölgesi MRI yön Belirleme

MRI görüntüsü 160 enine kesitten oluşmaktadır. Görüntü çözünürlüğü 216 x 256, fov değeri ise 21.09, tilt değeri 0.00 olarak kayıt altına alınmıştır. Yüksek kalite çözünürlük ve görüntü kalitesi için kesit aralığı 0.9766 mm seçilmiş ve kafayı oluşturan tüm parçlar özelliklede hipofiz bezinin görünürlüğü sağlanmıştır.



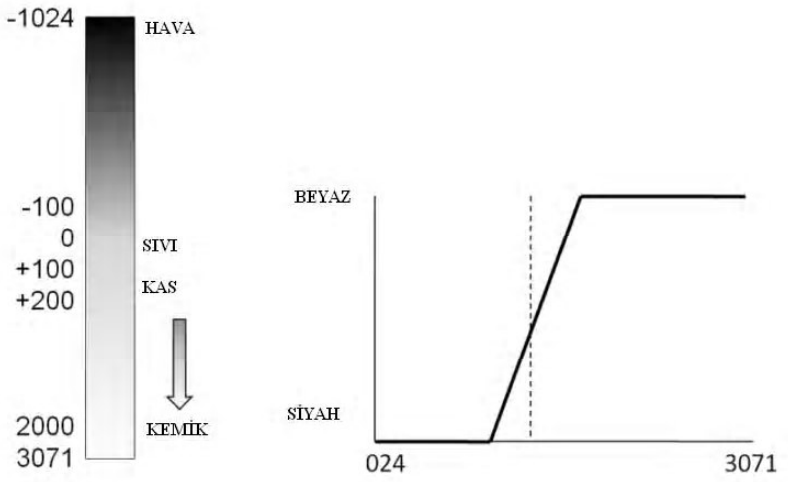
Şekil 3.9. Hipofiz bezi yeri

MIMICS programında modelleme ve segmentasyon işlemi için aşağıdaki adımlar izlenir.

- Gri tonlamalar kullanılarak maskelerin oluşturulması
- Maskelerden 3 bouyutlu anatomik yapının oluşturulması
- Segmentasyon işleminin yapılması
- Oluşturulan modelin .stl formatında 3 matic programına aktarılması

3.2.3 Maskelerin Oluşturulması

Anatomik görüntüde kafa bölgesindeki yumuşak ve sert dokular farklı gri tonlarda bulunmaktadır. Şekil 3.10.'da görüldüğü üzere hava boşluğundan sert kemik dokusana kadar uzanan tonların piksel değerleri görülmektedir. Gri tonlar arasında modelini oluşturacağımız yumuşak/sert dokuyu ayırt edebilmek için öncelikle modele eşikleme dediğimiz gri ton seçme yöntemini uygulamamız gerekmektedir. Eşikleme yaparak elde edeceğimiz anatomik bölgenin gri skalasını belirlemiş ve böylece hangi değerler arasında çalışmamız gerektiğinide belirlemiş oluruz [79].

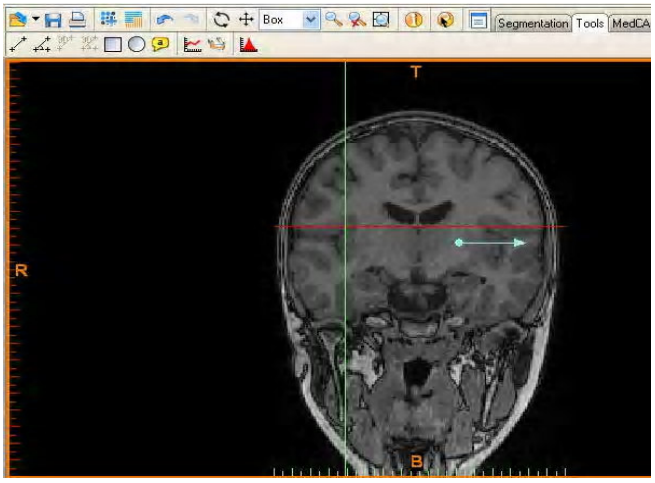


Şekil 3.10. Doku renk skalası [79]

3.2.3.1 Beyin Bölgesinin Oluşturulması

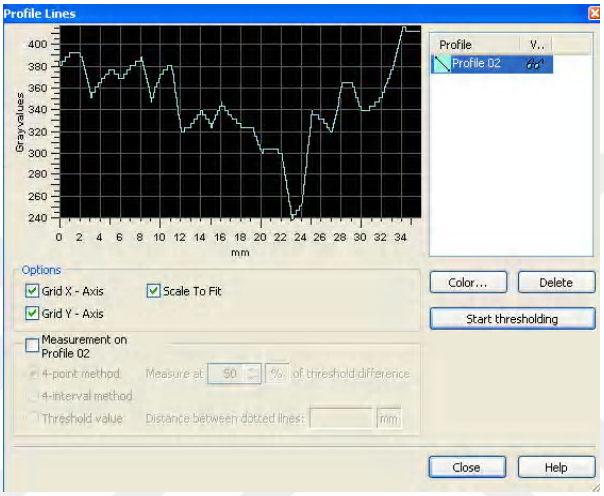
Beyin bölgesini oluşturmak için MRI görüntüsünden gri skala değerlerini görmek için profile çizgisini kullanmak gerekir. Bunun için;

1- Toll > profile line düğmesi tıklanır. Daha sonra 3 boyutlu modeli oluşturulacak olan dokunun uzerinde Şekil 3.11'de görüldüğü gibi bir ok çizilir. Böylece anatomik bölgenin eşik değeri belirlenmiş olur.

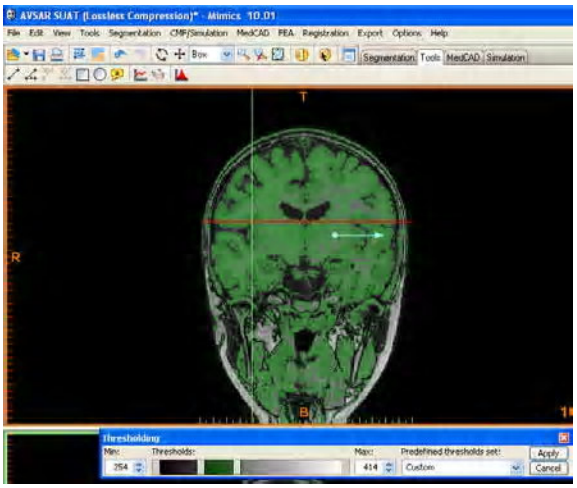


Şekil 3.11. Oluşturulacak maskenin renk skalası seçimi

2- Yumuşak doku gri skalasını daha iyi görebilmek için “scala to fit” tıklanır ve eşik değeri detaylandırılarak maske oluşturulur. Çıkan pencerede gri değerin 450 ile 240 arasında olduğu görülmektedir. “Start thresholding” tuşuna basılarak maske oluşturulur. Yeşil renk skalası maskemizi temsil etmektedir. Renk skalası sağa sola kaydırılarak profil çizgisi içinde kalması sağlanır. Böylece Şekil 3.12’deki gibi tüm yumuşak doku bölgesi seçilmiş olur. Uygula tuşuna basılarak “profile lines” penceresi kapatılır.

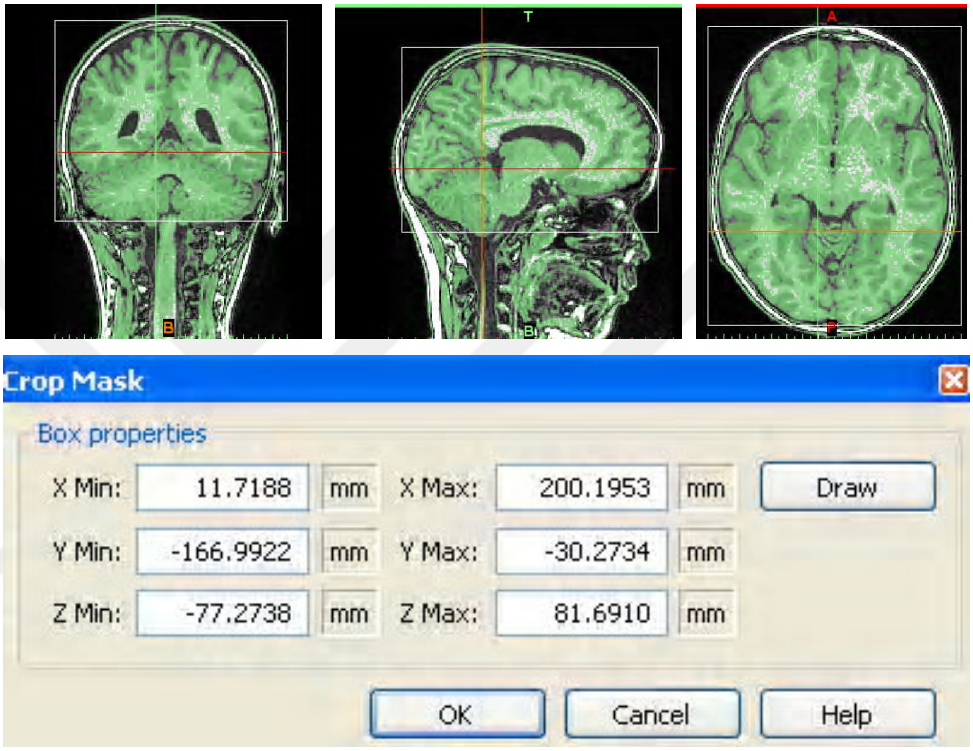


Şekil 3.12. Maske eşik değeri



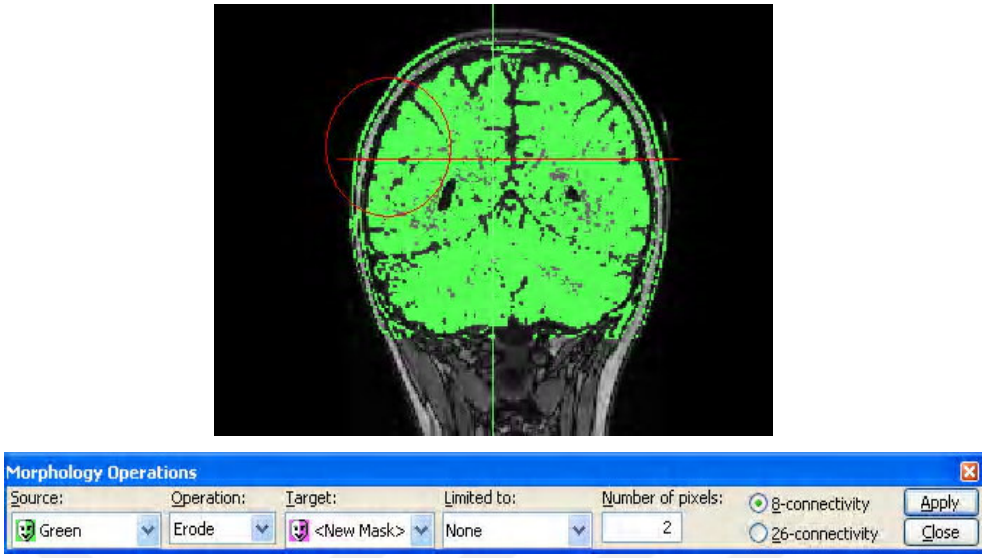
Şekil 3.13. Maske eşik değeri belirleme

3- Burada beyin bölgesine ihtiyacımız olduğundan dolayı sadece beyin bölgesini seçmemiz gerekmektedir bunun için "crop mask" uygulaması yapılır. Sekmentasyon tuşuna basılarak beyin bölgesi sınırlar içerisine alınır. Seçilen bölgede boşluk gibi işlevsel bozukluklar bulunduğundan dolayı görüntü bazı filtreleme ve kusur giderme işlemlerine tabi tutulur.



Şekil 3.14. Maske kesme

4- Bu işlem sonrası Şekil 3.15'de ki gibi beyin ile kafa derisinin hala renk olarak bağlı olduğu görülür. Bu bölgelerin beyin ile bağlantısının koparılması gerekir. Bir sonraki adım olarak bu bölgeleri "bölge yetiştirme filtresi" ile düzeltiriz. Segmentasyon segmesinden "morphological operation" tıklanarak yeşil renkte beyin bölgesine tıklanır. Bu operasyon maske kenarlarında bulunan piksellerin tüm maskeden çıkarılmasını sağlamaktadır.



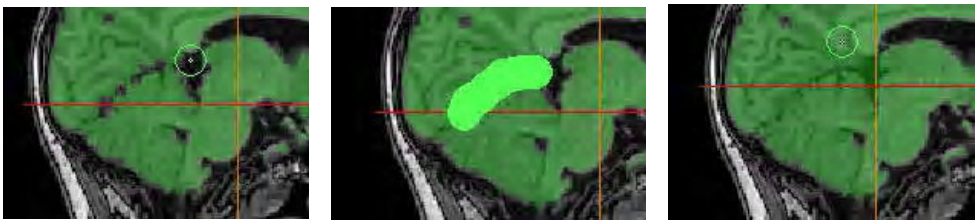
Şekil 3.15. Morphological operasyon uygulama

5- Bu işlem yapılırken operasyon segmesine "erode", kaynak kısmına yeşil maske seçilerek uygula tuşuna basılır. Yeni maskenin oluşması sağlanır. Maskede hala pikseller arası boşluk bulunmaktadır. Bu boşlukların doldurulması için maskelerin düzenlenmesi gerekir. Bunun için maske düzenleme ve çoklu maske düzenleme filtreleri kullanılmalıdır. Burada dikdörtgen veya dairel kalem kullanılarak boyama, silme ve eşikdeğeri belirleme işlemi yapılabilir.



Şekil 3.16. Maske düzenleme

Maske düzenleme ile sadece bir dilim üzerinde değişiklik yapılmakta ve bir sonraki dilimde aynı boşluk devam etmektedir. Kalemin boyutları değiştirilerek boyama işleminin yapılacağı yere göre büyütüp kuçultulerek istenilmeyen dokularında eşikleme işlemeni katılması engellenmiş olur. Aşağıdaki Şekil 3.17'de maske düzenleme ile maskenin oluşturulması gosterilmiş ve hassas bölgeler için kullanılmıştır.



a) b) c)

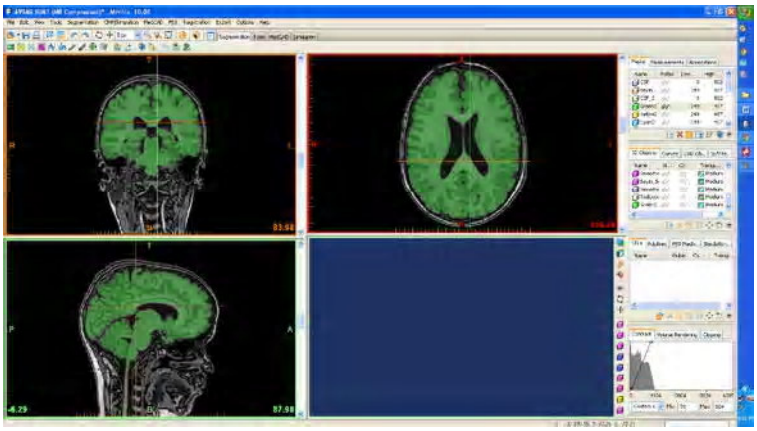
Şekil 3.17. a) Düzeltme yapılmadan önce, b) Düzeltme yapılırken
c) Düzeltme yaptıkdan sonra

Yukarıda şekilde görüldüğü gibi maskelerde boşluk bulunan her bir dilim tek tek duzenlenir. Bu işlem her zaman kullanışlı olmaya bilir. Eğer maskedeki boşluk kendinden sonraki dilimlerde de tekrarlanıyorsa bu aşamada kendinden sonraki dilimlerde geçici bir maske oluşturan çoklu dilim düzenleyici kullanılabilir. Boylece daha hızlı maske meydana getirilerek modelin oluşması kolaylaştırılabilir.



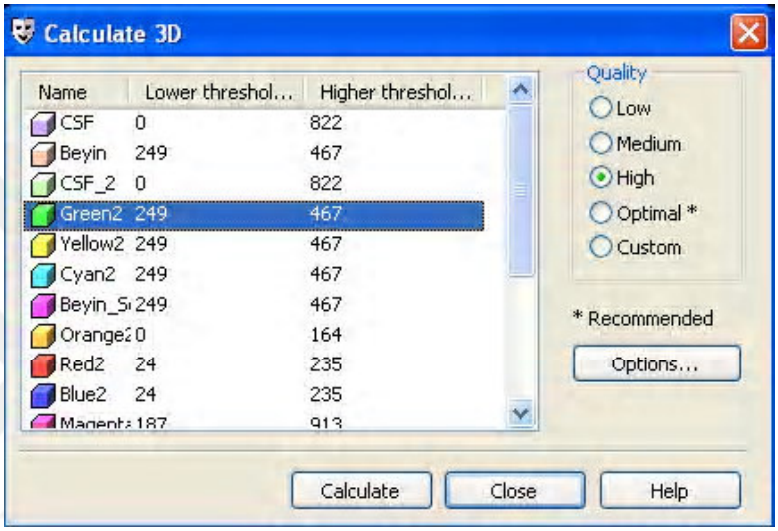
Şekil 3.18. Çoklu dilim düzenleme

6- Tüm işlemler beyin için yapıldaktan sonra aşağıdaki gibi bir maske elde edilir. Elde edilen maske, tüm dilimler için en ufak piksel boşluğu kalmayacak şekilde filtrasyon işlemine tabi tutulmuştur. Burada kullanıcının en iyi maske yi elde edene kadar filtreleri kullanması gerekmektedir.



Şekil 3.19. Maske son hali

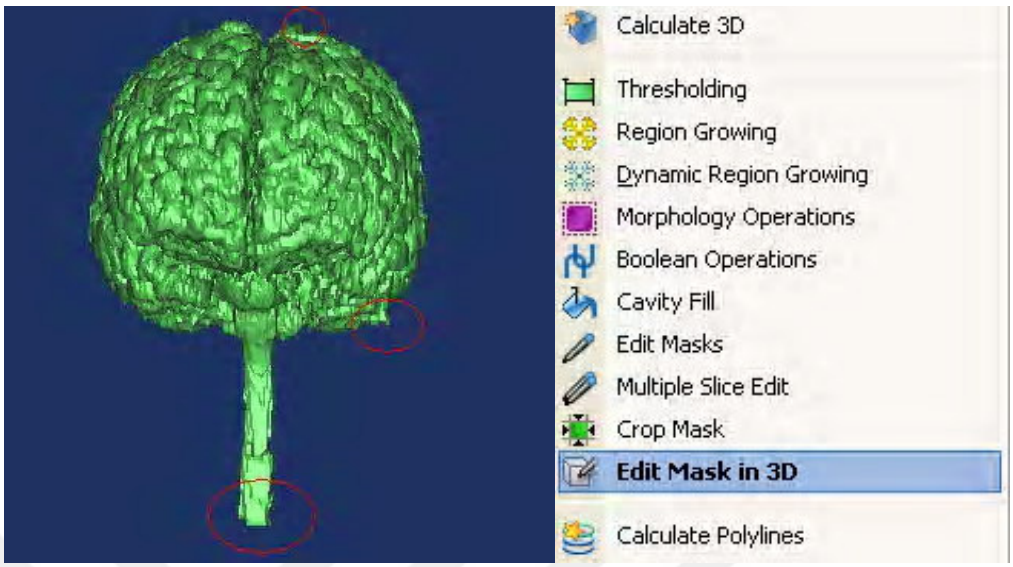
7- Oluşturulan maskenin 3 boyutlu hacimsel veriye dönüştürülmesi için ise MIMICS ara yüzünden 3 boyutlu maske hesapla butonu tıklanır. Burada oluşturulacak olan son maskenin seçilmiş olması gerekmektedir. Hesaplama işlemi uygalınınca aşağıdaki Şekil 3.20'deki gibi bir arayüz çıkmaktadır. Bu arayüz bize oluşturulacak 3 boyutlu hacimin kalitesi sunmaktadır.



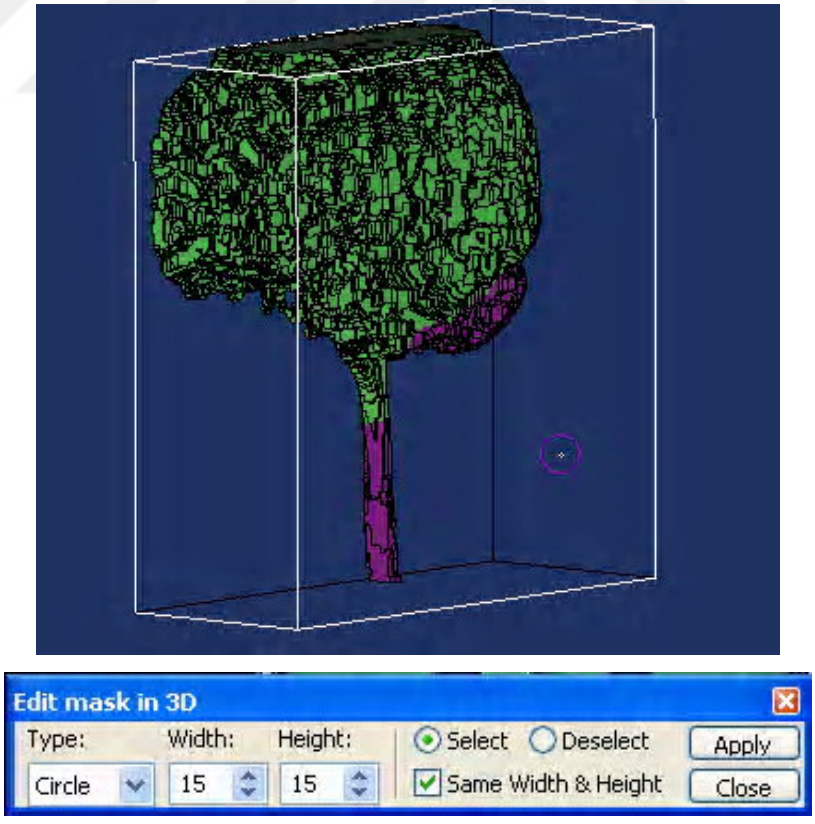
Şekil 3.20. Maske üç boyutlu modelini oluşturma

Son oluşturduğumuz yeşil renkli maske seçilerek düşük, orta ve yüksek gibi kalite seçeneklerinden en doğru modeli oluşturma için yüksek kalite işaretlenerek hesapla butonuna basılır. Oluşturulan maskeden böylece aşağıdaki Şekil .3.21'deki gibi beyin bölgesi çıkarılmış olur. Görüldüğü üzere elde edilen şekil hala geometrik bozukluklara sahiptir. Geometrik bozuklukları ise manuel olarak 3 boyulu şekili düzelterek gidermek mümkündür.

Bu kusurları düzeltmek için 3D model hesapla segmesinin hmen yanındaki o işareti tıklanarak 3D maskeyi düzenle seçilier ve beyindeki istenmeyen şekiller seçilerek silinir ve bozucu parçalardan arındırılmış olur. Burada kalem olarak diktörgen veya daire istenilen boyutlarda seçilebilir. "Select" kutucuğu işaretlenir ve uygulama düğmesine tıklanarak bozuk yüzeyler silinir.

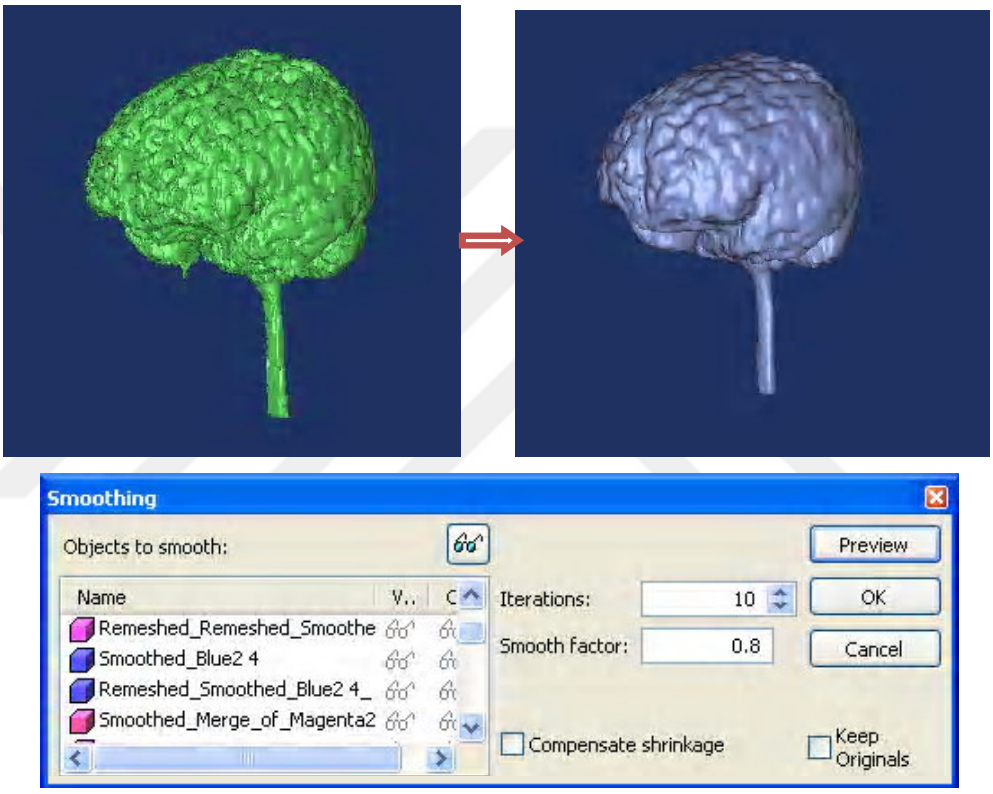


Şekil 3.21. Üç boyutlu model kusurları ve düzünleme



Şekil 3.22. Maske düzenleme

Sonlu elemanlar modeli için hala çok fazla keskin hatlar ve bozukluklar mevcut olduğu için MIMICS'de bazı düzeltmeler yapılarak 3-matic programına hazırlamak gerekir. Bunun i.in keskin kenarların yumuşatılması dolgunlaştırılması gerekmektedir. Bunun için "smooth" işleminin uygulanması gerekir. Aşağıdaki şekilde "smoot" komutu kullanılarak elde edilen geometri görülmektedir.



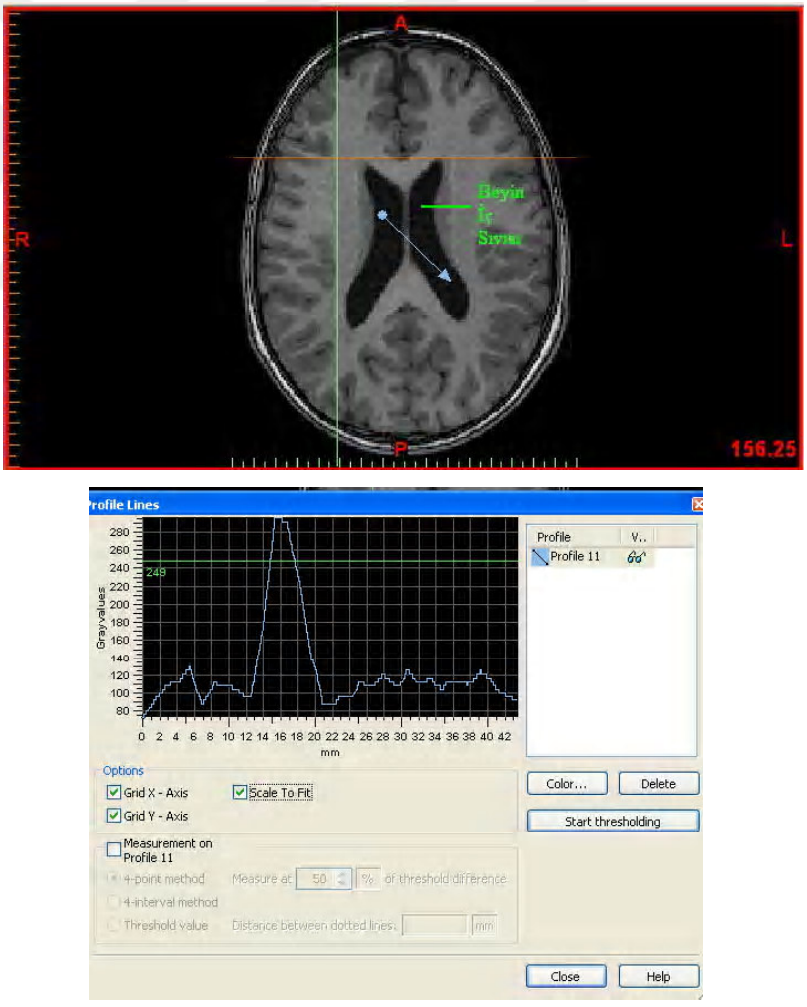
Şekil 3.23. Maskeye yumuşatma komutu uygulanması

yukarıdaki şekil 3.23'de yumuşatma işlemi yapıldıktan sonra beyin bölgesinin daha az bozuk geometriye ve köşelere sahip olduğu görülmektedir. Böylece 3B model elde edilmiş ve 3 matic programına aktarılabilir hale gelmiştir. Beyin bölgesinin 3B modeli oluştururlurken sırasıyla aşağıdaki işlemler gerçekleştirilmiş ve model düzenlenebilir hali ile 3 matic programına hazır hale getirilmiştir.

- Profil çizgizi oluşturma (Profil line)
- Eşik değeri belirleme (Thersholding)
- Beyin Bölgesini belirleme (Crop Mask)
- Filtreleme (Morpholigical, edit mask, multiple sice edit mask, edit mask in 3D)
- Yumuşatma uygulama (Smoothing)

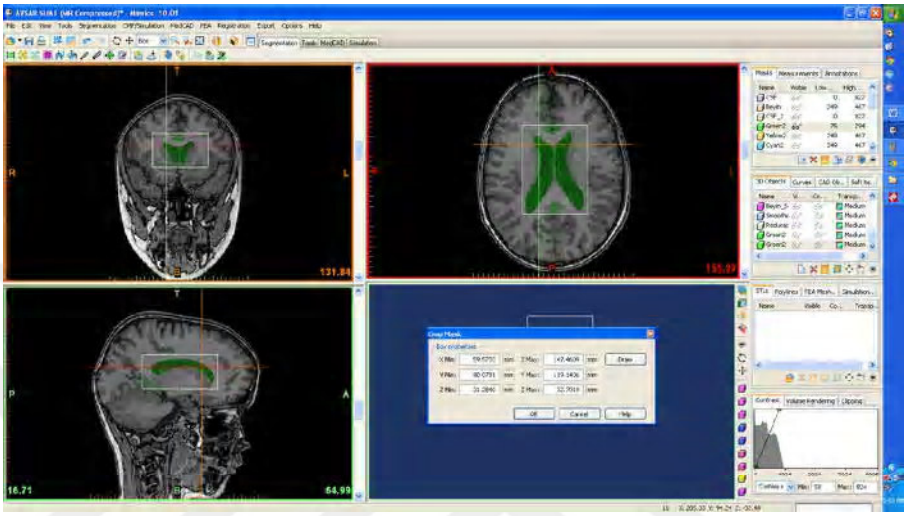
3.2.3.2 Beyin İç Sıvısı

Beyin iç sıvısını oluşturmak için MIMICS arayüzü kullanılark yeni maske oluşturulması gerekmektedir. Bunun için ilk olarak profile line kullanılarak siyah skalanın eşik değeri belirlenmeldir.



Şekil 3.24. Beyin İç Sıvısı Renk Eşiği

Eşik değerine başla (Start thresholding) tıklanarak maske oluşturulur. Oluşturulan maskede eşik değerinin 75 ile 284 gri skala arasında olduğu görülür. Bu işlemin akabinde beyin iç sıvısı beyinden ayrı oluşturulacağı için kutu içine alınarak ayrılır.



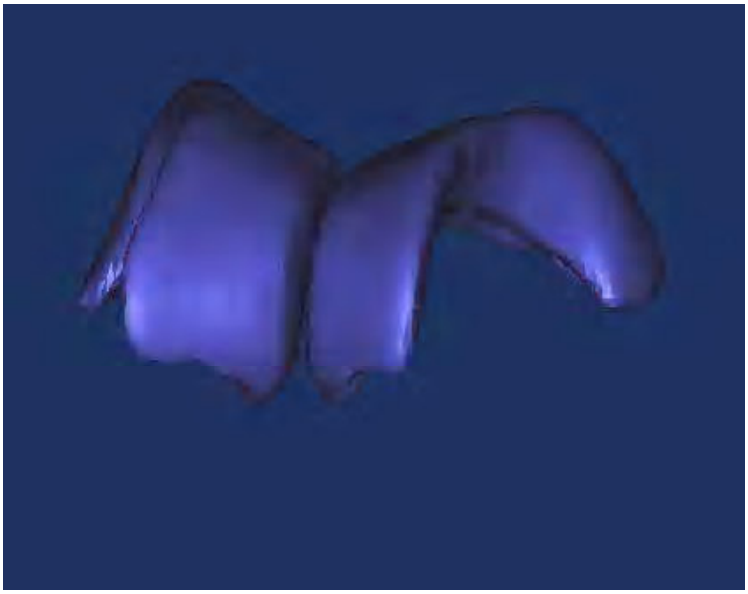
Şekil 3.25. Beyin İç Sıvısı Maske Kesme

Beyin iç sıvısı için yeni bir maske oluşur. Oluşan maskede beyin ile temasta olan bölgeler filtarasyon işlemi ile düzenlenir. Yukarıda beyinin hacimsel olarak oluşturulmasında uygulanan işlemler ile üç boyutlu model elde edilebileceği gibi farklı işleemelerde yapısal model oluşturulabilir. Bunun için bölgesel büyütme (Region Growting) kullanacağız. Oluşturulan maskenin üzeri tıklanarak beyin bölgesi ile sınırların ayrılmasını sağlayıp yeni bir maske aşağıdaki gibi oluşur.



Şekil 3.26. Beyin İç Sıvısı Bölgesel Büyütme

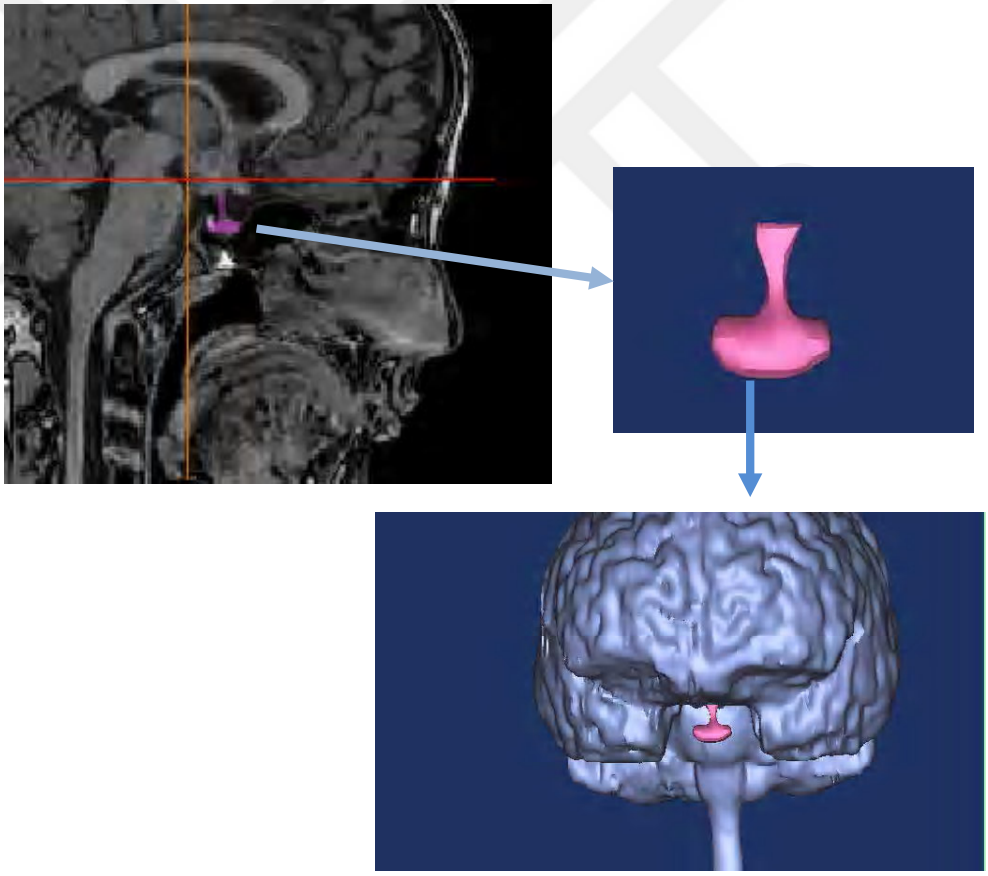
Oluşan maskede bir önceki bölümde anlatıldığı gibi maske düzenleme ile beyin iç sıvısı maskesind bulunan boşluklar kişisel olarak doldurulur. Bu işlemlerden sonra 3D model oluşturmak için "calculate 3D from mask" tıklanarak hesaplama işlemi yapılır. Oluşan volümetrik hacim de tekrardan yumuşatma işlemi yapılarak geometrik kusurlardan model temizlenerek meşleme için hazırlanmış olur. Aşağıdaki Şekil 3.27'de beyin iç sıvısının elde edilen son hali görülmektedir.



Şekil 3.27. Beyin iç sıvısı üç boyutlu görünümü

3.2.3.3 Hipofiz Bezinin Oluşturulması

Beyin bölgesinde hipotalamusa bir sapla bağlı olan hipofiz bezi beynin en önemli ve en küçük yapısı olması sebebiyle çoğu MRI görüntüsünde net görülmemektedir. 1 mm dilimlerle hipofiz bezi için hazırlanan görüntüden hipofiz bezi çıkarılarak beyin bölgesine entegre edilecektir. Bunun için yukarıda bahsedilen görüntü işleme teknikleri kullanılarak hipofiz bölgesi oluşturulmuştur. Şekil 3.28'de görüldüğü üzere Görüntüde maske kesme "crop mask" uygulaması yapılarak çalışılacak olan bölge özel hale getirilmiş ve sadece hipofiz bölgesi eşik değeri belirlenmiştir. Daha sonra maske düzenleme "edit mask" ile her bir MRI diliminde boyama işlemi yapılarak hipofiz bezi maskesi oluşturulmuştur.

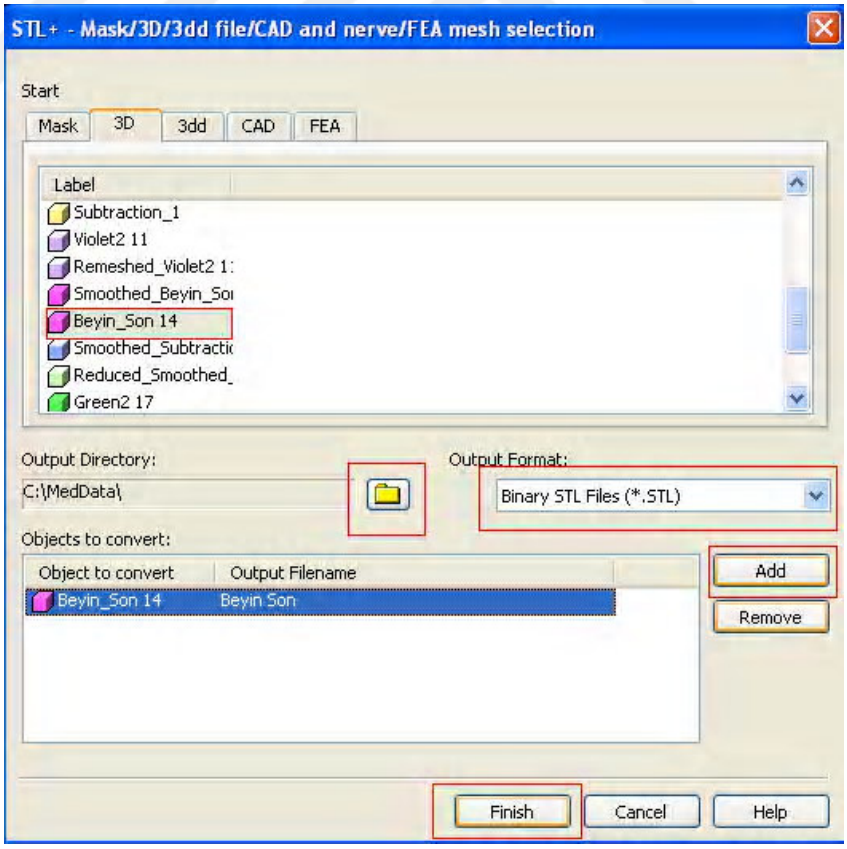


Şekil 3.28. Hipofiz bezi oluşturma

3.2.2 3-Matic Programında Düzenleme

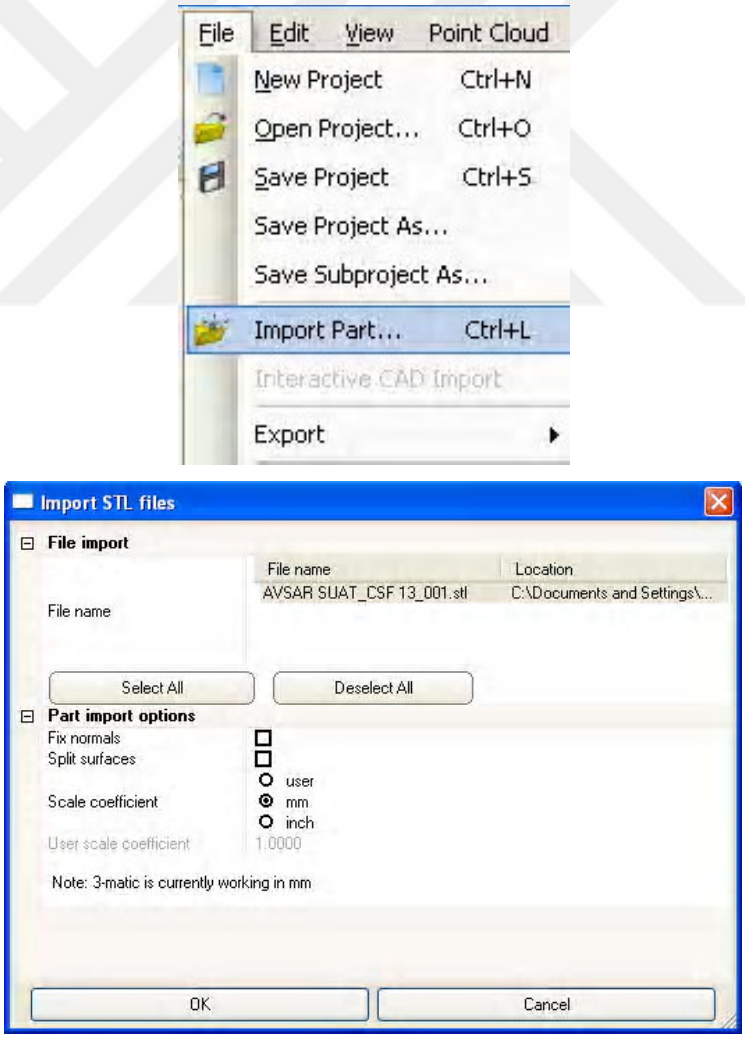
3-Matic programı ise materialise firmasının MIMICS ile uyumlu çalışan bir yazılımı olup MRI görüntulerinden elde edilen 3 boyutlu modelde meydana gelen yuzey bozulmaları veya düzlemesel hataların daha sonra açıklanacak olan bazı filtrasyon işlemlerinin tabi tutularak kusursuz meşlemeye uyumlu hale getirildiği bir yazılımdır.

MIMICS programında oluşturulan üç boyutlu objelerin 3-Matic programına aktarılarak düzenleme ve meşleme işlemlerinin yapılabilmesi için öncelikle MIMICS programından .stl uzantılı olarak dışarıya kayıt edilmesi gerekir. Bunun için Stl+ modulu kullanılır. Stl+ tıklanarak Şekil 3.29'de görülen pencere açılır. Burada oluşturulan üçboyutlu objelerin listesi bulunmaktadır. Buradan 3D model seçilerek ekle tıklanır. Bu işlem yapıldıktan sonra "Finish" butonuna basılarak obje .stl uzantılı olarak dışarıya aktarılmış olur.



Şekil 3.29. Oluşturulan 3 boyutlu yapının .stl kayıt edilmesi

Bu işlem yapıldıktan sonra .stl uzantılı dosyanın 3-Matic programına aktarılması gerekmektedir. Program > File > İmport Part tıklanarak .stl uzantılı dosya açılır. Açılan pencerede programın kullanılacağı birim olarak mm seçilerek tamama tıklanır ve üç boyutlu model açılmış olur. Açılan model de yüzey kusurları bulunmaktadır. Bu keskin köşeli kusurlar meşleme sonrası sonlu elemanlar analizi sırasında yük iletimi sırasında yüksek gerilme ve meşlerin fazla deformasyona uğramasına neden olmaktadır. Bunu neticesinde sonlu elemanların problemi çözme süresi uzamakta ve genelliklede hata vererek çözümün durmasına sebep olmaktadır. Bu seple bu kusurların giderilerek yeniden meşlenmesi ve bu şekilde sonlu elmanlar programına aktarılması gerekir.

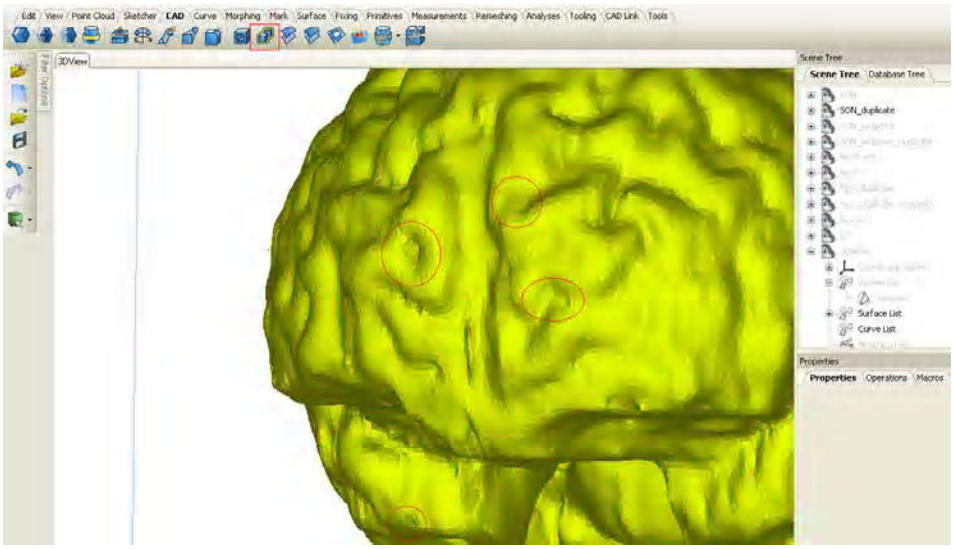


Şekil 3.30. Stl Dosyanın açılması

Yukardaki şekil 3.30'da görüldüğü gibi MIMICS de oluşturulan beyin ve hipofiz bezi 3-Matic de açılır. Burada kusurlu yuzeylerin düzeltilmesi ve segmantasyon işlemi için aşağıdaki uygulamalar yapılır.

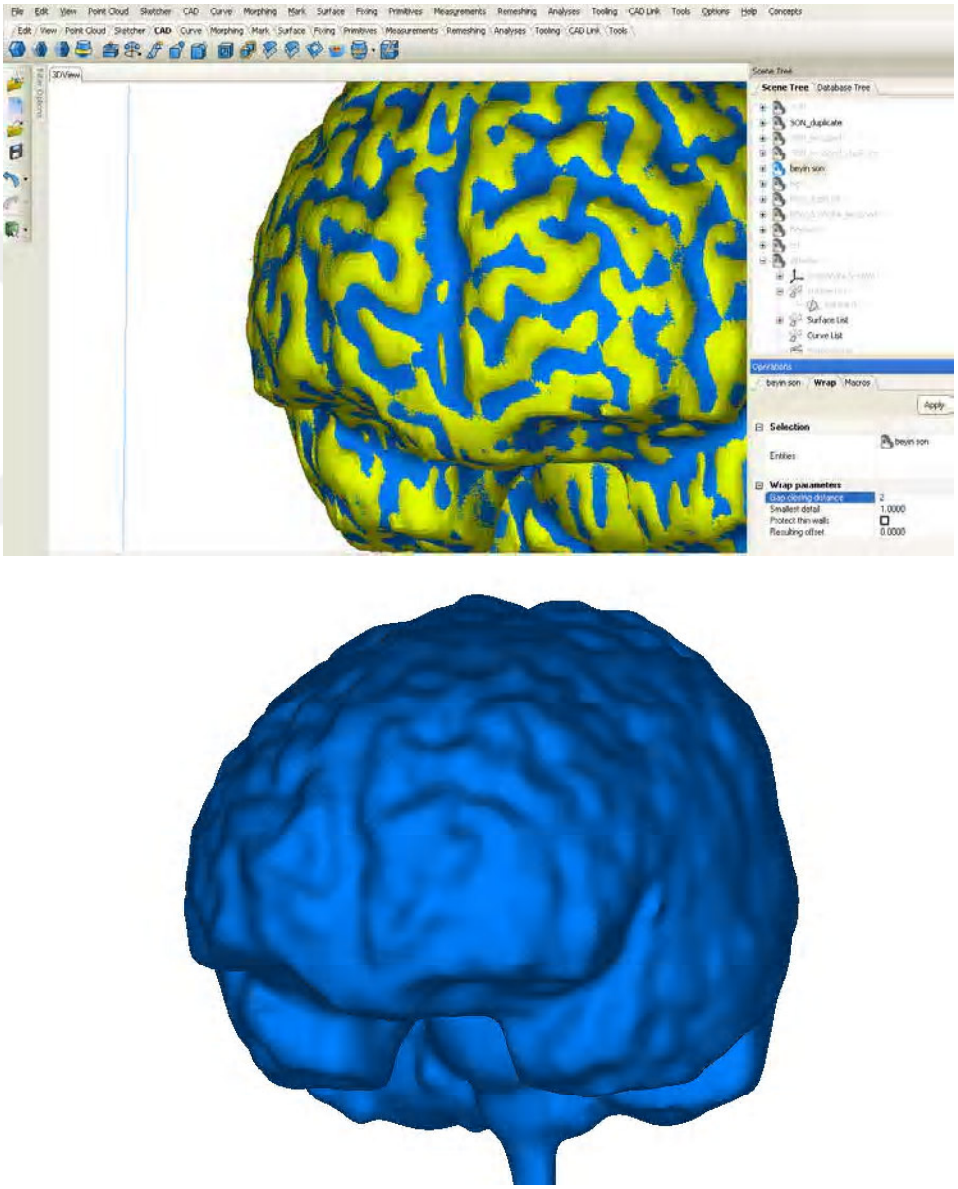
– Wrap Uygulaması
– Yüzeylerin yumuşatılması
– Otomatik meşleme
– Quality Preserving Reduce Triangles
– Boolean CAD operations
– CAD Link export to STEP or IGES

Wrap fonksiyonu elde edilen 3 boyutlu modelde bulunan küçük yüzeysel boşluklar ve sivri köşeleri doldurmak için kullanılır. MRI görüntüsünden elde edilerek oluşturulan beyin bölgesi .stl uzantılı olarak yukarıda açıklandığı gibi 3- matic programında açılır. Beyin yüzey bölgesinde sivri köşeler ve derin boşluklar wrap fonksiyonu kullanılarak kapatılmalıdır. Boylece yüzey kalitesi artırılır.



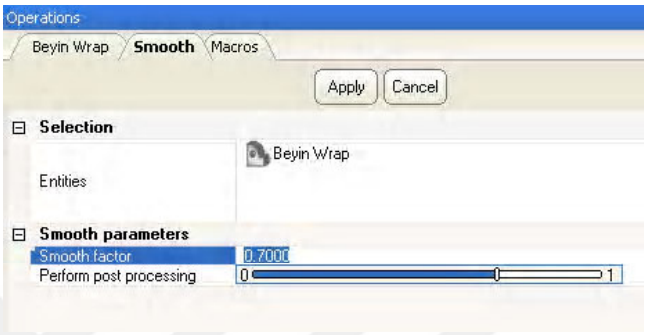
Şekil 3.31. Yüzeysel kusurlar

Yukarıdaki şekilde MIMICS programından aktarılan beyin görülmektedir. Yapı üzerinde yüzeysel kusurlar bulunmaktadır. Bu kusurlar "wrap" fonksiyonu kullanılarak giderilir. Burada boşluk doldurma ve detay toleransları değiştirilerek en kaliteli yüzey elde edilir. Aşağıdaki şekilde wrap uygulaması yapıldıktan sonra boşlukların nasıl dolduğu görülmektedir. Sarı renkteki beyin boşlukların doldurulması ile mavi renkli daha pürüzsüz ve yüzey kusurları giderilmiş olarak mavi renkli olarak elde edilir.



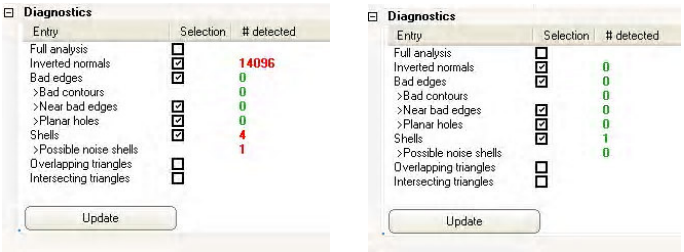
Şekil 3.32. Yüzeysel boşlukların giderilmesi

Boşlukların doldurulması ile elde edilen beyin içi yumuşatma algoritması (smooth) uygulanmalıdır. Böylece keskin yüzeylerden tamamen kurtulmuş olunur. Yumuşatma algoritması kullanılırken en alt düzlemdeki düz yüzeyin korunması için düzlemleri koru seçeneğinin işaretli olması gerekmektedir. Yumuşatma tıklanır ve beyin seçilir. Yumuşatma parametresi olarak yumuşatma faktörü belirlenerek uygula yapılır. Böylece keskin ve sivri köşeler duzgun ve yumuşak geçişlere sahip olur.



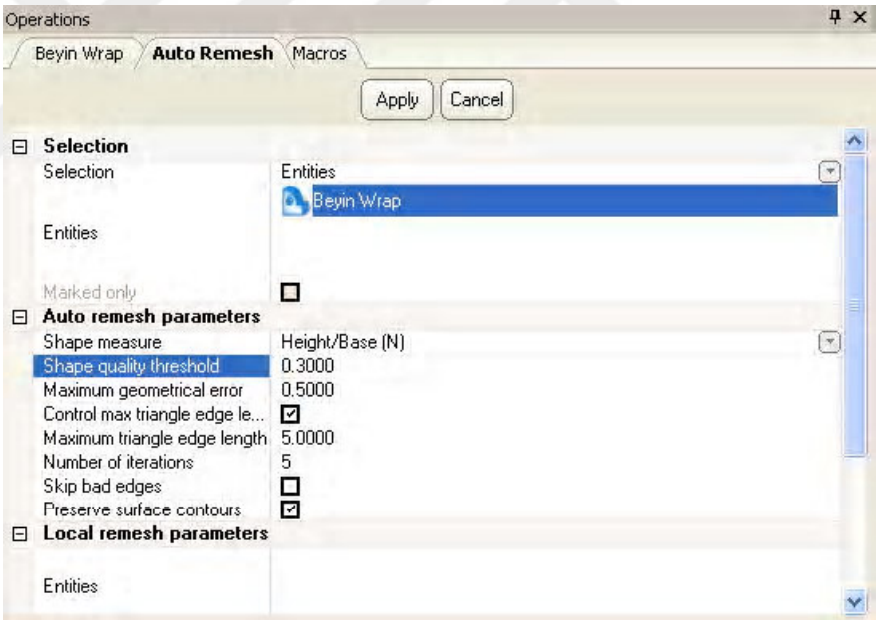
Şekil 3.33. Yumuşatma algoritması uygulanışı

Keskin yüzeyler düzeltildikten ve boşluklar doldurulduktan sonra sonlu elemanlar modeli için beyin yapısının örgülenmesi (meşleme) gerekmektedir. Bu işlem yapılmadan önce otomatik olarak kusurların düzeltilmesi için 3 matic otomatik düzeltme yapılmalıdır. Otomatik düzltme tıklandıktan sonra beyin seçilir ve update tıklanır şekil 3.34.'de görüldüğü gibi kırmızı renkte kusurlar görülmektedir. Bu kusurları gidermek için follow advice tıklanarak tekrardan update edilir ve kırmızı renkte olan kusurların giderilerek yeşil renkli ve sıfır değerine ulaşmaları otomatik düzeltme yapılarak sağlanır. Böylece otomatik meşleme öncesı yüzey bozuklukları giderilmiş olur.



Şekil 3.34. Şekildeki kusurlar (kırmızı) ve giderilmesi (Yeşil)

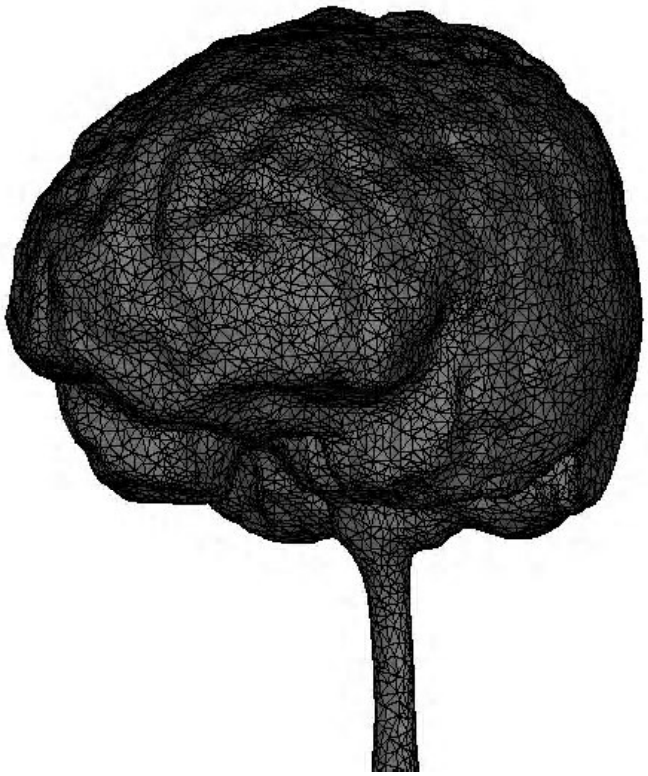
Otomatik meşleme yapmak için "remeshing" toolbar kullanılacaktır. Buradan otomatik mesleme tıklanır. Burada bazı parametrelerin doldurulması gerekmektedir. Şekil kalitesi eşikdeğeri sonlu elemanlar analizi için 0.3 ile 0,4 değerleri arasında olması tavsiye edilir. Maksimum geometrik hata otomatik meslme öncesi ve sonrası yapıdaki yüzey hatası arasındaki sapmayı verir. Budeğer ne kadar küçük olursa meşleme sonrası parça meşleme sonrası parçaya o kadar çok yakınsayacaktır. Maksimum kenar uzunluğu, mesleme sırasında oluşacak üçgensel yapının bir kenarının maksimum uzunluğunu belirler. İterasyon sayısı ise en iyi mesh kalitesini yakalamak için bu işlemleri kaç kez uygulaması gerektiği sayısıdır. Şekil ölçme olarak "Height/Base (N)" seçilir. Şekil kalitesi 0,3 geometrik hata 0,5 maksimum uzunluk ve iterasyon sayısı 5 seçilerek otomatik meşleme yapılır.



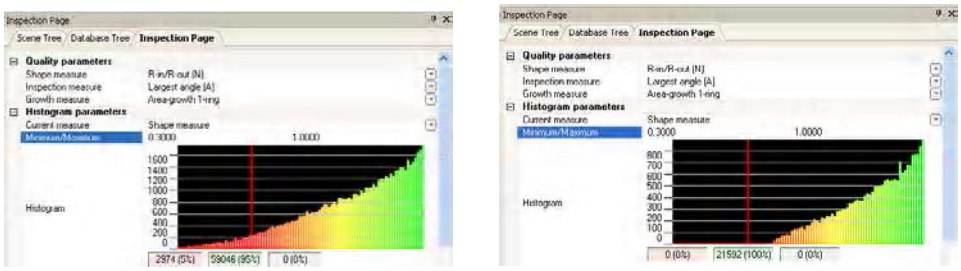
Şekil 3.28 Otomatik meşleme

Bu işlemin ardından yapılan meşlemenin histogram değerlerine bakılarak yapılan meşlemenin doğrulunun görülmesi gerekmektedir. Bunun için tıklanır. Açılan histogram penceresin şekil bozuklukları yüzde olarak görülmektedir. Şekil ölçme değeri 0,3 ile 1 arasında belirlenir. Burada histogram değerlerinin 0,3 den büyük olması gerkir. Renklerin turuncudan yeşile doğru hata oranını göstermektedir. Histogram çizgileri 0,3 den büyük olması durumunda yeşile doğru değişen bir renk alacaktır. 0,3 değerinden

küçük şekil ölçüsü %0 olması durumunda meşlemenin doğruluğu sağlanmış olur. Aşağıdaki Şekil 3.35'de ilk meşleme sonrası oluşan yapının histogram değerleri ve 0,3 den küçük düşük kaliteli 2974 adet üçgensel ağın olduğu ve bu oranın tüm yapının % 5'i olduğu görülmektedir. Doğru meşleme sonucunda bu oran %0'a düşürülmüş olup 0,3 en büyük yapı sayısı 21592 değerine ulaşmıştır.



Şekil 3.35. Meş işlemi yapılmış beyin

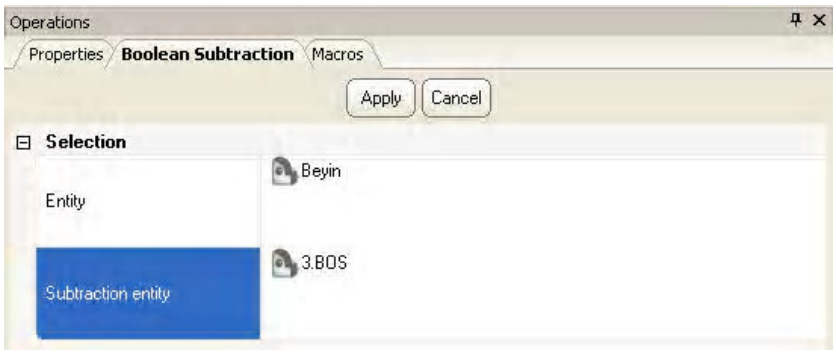


Şekil 3.36. Beyin bölgesi mesh kalitesi grafiği

Otomatik meşleme sonrası tamamen optimize edilemeyen düşük kaliteli üçgensel yapılar kalmaktadır. Şekil 3.36'da, 0,3'den küçük 21592 üçgensel yapının olduğu görülmektedir. Yinede yapısal olarak bozuk üçgenyapılar meşlemede mevcuttur. Bu sayının azaltılması için düğmesi tıklanır. 0,3 den büyük üçgensel örgü sayısının bu işlemden sonra 17.482 değerine düştüğü görülür. Böylece daha kusursuz bir meşleme yapılmış olur.

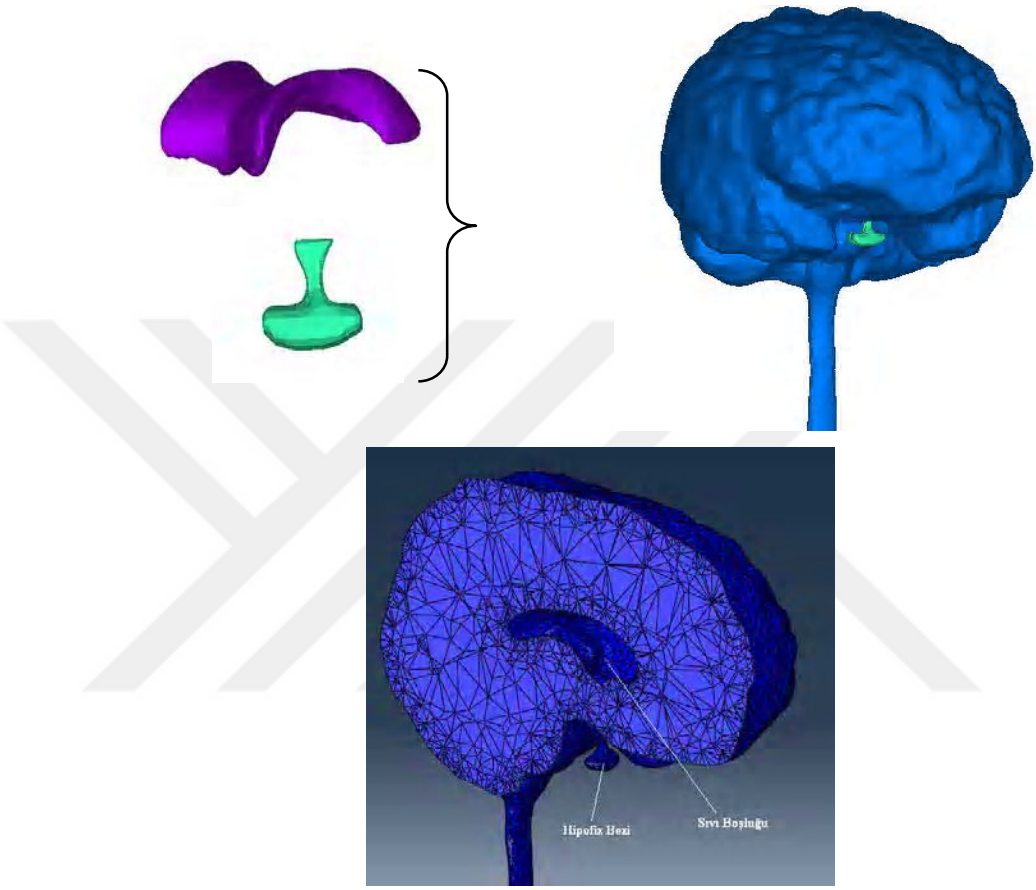
Meşleme işleminden sonra segmentasyon yapılması gerekmektedir. Burada beyin içinde 3. beyin omirlik sıvısı (ventricle) bölgesinin boşaltılması ve hipofiz bezininde hypotalamus bölgesine yerleştirilmesi gerekmektedir. Bunun için boolean işlemlerininden iki objeyi birbirinden çıkarma (subtraction) ve iki objeyi birleştirme (union) işlemlerinin yapılması gerekmektedir.

İlk olarak MIMICS'de oluşturulan hipofiz bezi ve üçüncü beyin omirlik sıvısı bölgesi 3 matik programına aktarılarak yukarıdaki bölümde anlatıldığı gibi işlmelerden geçirilir. Daha sonra bu yapıların aslının korunması için birer kopyası "dublicate" tıklanarak oluşturulur. CAD link altında bulunan "boolean subtraction" uygulaması tıklanır. Daha sonra aşağıdaki Şekil 3.37'de görüldüğü üzere seçim kısmında önce beyin bölgesi sonrada çıkarılacak olan beyin omirilik sıvısı kısmı seçilerek uygula tıklanır. Neticede Şekil 3.39'da ki gibi beynin iç bölgesinde sıvının bulunduğu yerde bir boşluk meydana getirilmiş olur.



Şekil 3.37. Beyin "boolean subtraction" uygulaması

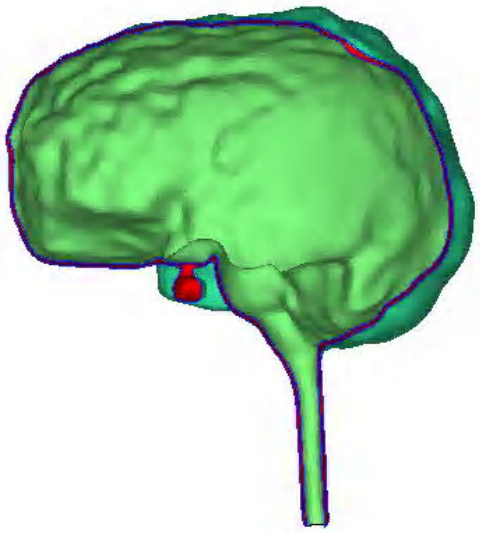
Benzer şekilde hipofiz bezininde beyin hipotalamus bölgesine montajı gerekmektedir. Bunun için "boolean union" uygulaması seçilir. Birleştirilecek olan beyin ve hipofiz bezi tıklanarak işlem tamamlanır.



Şekil 3.38. Ventricle boşluğu ve hipofizin beyinle entegrasyonu

Yukarıdaki şekil 3.38'de beyin bölgesinin omurlik sıvısı için boşaltılmış ve hipofiz bezinin eklenmiş hali görülmektedir. Son olarak yukarıdaki işlmeler bütün yapılar için uygulanır. Beyini saran ve beyin omirilik sıvısı (BOS) olarak bilinen anatomik yapıyı oluşturmak için wrap fonksiyonun öteleme (ofset) özelliği uygulanır. Wrap tıklandıktan sonra beyin bölgesi seçilir. Seçim yapıldıktan sonra ofset değeri yazılarak beyin bölgesi hacimsel olarak büyütülmüş olur. Son hali beyin omirlik sıvısıdır. Elde edilen beyin omirlik sıvısıından boolean substraction uygulanarak beyin çıkarılır. Böylece beyni saracak şekilde içi boşaltılmış beyin omirilik sıvısı elde edilmiş olur. Aşağıdaki Şekil

3.39'da beyin omirlik sıvısının son hali bulunmaktadır. Görüldüğü üzere tüm beyin bölgesi kadar bir boşluğa sahip ve beyin ile hipofiz bezini tam saracak şekle sahiptir.



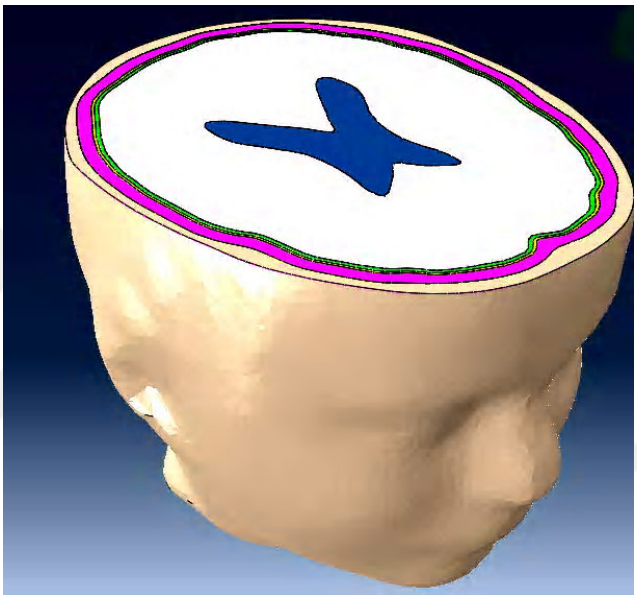
Şekil 3.39. Beyin omirilik sıvısının oluşturulması

Benzer şekilde wrap, boolean subtraction fonksiyonları kullanılarak diğer anatomik yazpılar oluşturulur. Aşağıdaki Tablo 3.1'de elde edilen yapılardan çıkarılan bölgelerin listesi verilmiştir. Beyinden üçüncü bölge beyin omirlik sıvısı, omirlik sıvısından beyin, dura zarından beyin omirlik sıvısı, kafatasından dura zarı ve kafaderisinden kafatası çıkarılarak birbirlerini örten boşluklara sahip olarak elde edilmişlerdir.

Tablo 3.1. Birbirinden çıkarılan yapılar

Yapı	BOS	Beyin	BOS	Dura Zarı	Kafatası
Beyin	X				
BOS		X			
Dura			X		
Kafatası				X	
Deri					X

Tüm model 3- matic programında oluşturulur. Aşağıdaki Şekil 3.40'da görldüğü gibi deri, hipofiz bezi, beyin dura zarı, beyin omirilik sıvısı, leteral ventricle ve kafatası monte edilir. Üç boyutlu model oluşturulduktan sonra sonlu elemanlar için dışa aktarılması gerekir. Bu işlem iki farklı şekilde yapılabilir. Birincisi model sonlu elmanlar modeline .iges veya .step formatında katı model olarak aktarılarak program içinde meşleme yapılır. İkinci yol olarak hacimsel meşleme olarak bilinin "orphane mesh" olarak daha hızlı ve hatasız olarak sonlu elemanlar modeline aktarılır.



Şekil 3.40. Tüm kafa bölgesinin son hali

3.3. Sonulu Eleman Modeli Oluşturma Ve Analiz

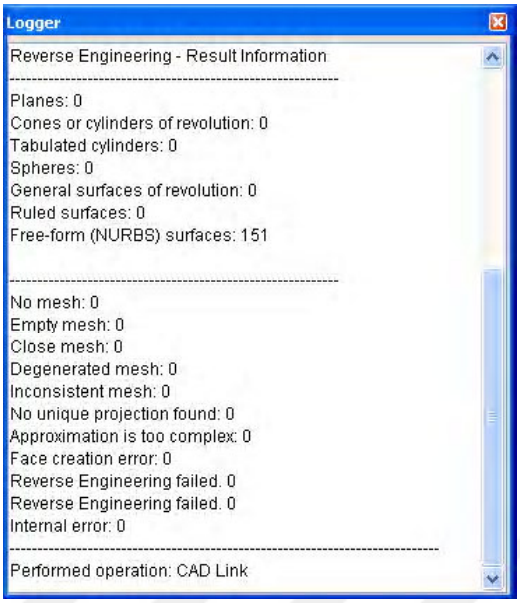
Optimize edilen manyetik rezonans görüntüleri belirlenmesi ve başarılı bir şekilde beyin, saç derisi, kafatası, dura zarı, beyin ömirliik sıvısı ve hipofiz bezinin oluşturulmasından sonra bu verilerin sonlu elemanlar analizine uygun benzetimlerin yapılarak aktarılması gerekir. Aşağıdaki bölümde 3-Matic programı kullanılarak tüm kafayı oluşturan bileşenlerin sonlu elemanlar analizine hazır hale getirilmesi anlatılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi uygunluk işlemini yaparken modelin ABAQUS programına aktarılması için gerçekleştirilicek olan adımlar en iyi veri aktarımını

sağlamak için tekrarlanılabilir olmalı ve en uygun seçenek modelin yapısına göre bulunmalıdır. Model hazırlama 3 boyutlu hacimsel geometrinin 3-Matic ile oluşturulması ile başlar. Sonraki analiz adımları ise ABAQUS programında gerçekleştirilir. Oluşturulan hacimsel yapı program içerisinde yer alan CAD sekmesi kullanılarak .iges veya .step dosyası olarak ABAQUS programına aktarılır durumda hazırlanır. Bir sonraki adımda ABAQUS modeli meşleyebilir, malzeme özelliklerini girebilir ve farklı yük durumlarına göre gerilme analizlerini yapabilir.

3.3.1 Model Hazırlama ve Step- İges Formatında Aktarım

3-Matic CAD link modülü, her hangi bir CAD veya sonlu elemanlar analizi yapabilen yazılım tarafından tanınabilen 3B üçgensel yapılardan oluşmuş yapıya dönüşümü sağlamaktadır. Bu modül. Yüzey ve noktabulutu döünüşümleri yapabilmektedir. Burada oluşturulacak olan .step veya .iges formatlarından her ikisini ABAQUS programı okuyabilmekte ve modeli oluşturabilmektedir.

İlk olarak Meşlemesi optimize edilen beyin açılır. 3-Matic CAD link modülü tıklanır. Şekilde görüldüğü gibi bir arayüz karşımıza çıkar. Buradan tekrar CAD link kullanılarak beyin bölgesinin ABAQUS'e aktarımı sağlanır. Buradan giriş bölümünden beyin seçilerek üçgensel yapılar için yoğunluk ve toreans değerleri belirle seçeneği kullanılarak otomatik olarak seçilir. Dosya tipi olarak .step veya .iges formatı seçilerek uygula tuşuna basılır. Bu işlem yapıldıktan sonra 3-Matic bize yapılan işlemin doğruluğunu gosteren bir geribildirim raporu verir. Bu raporda "nurbs" ve "plane" sayıları oldukça önemlidir. Diğer parametrelerin mutlaka sıfır olması gerekmektedir. Aksi durumda yeniden yüzeysel işlemler yapılmalı ve değerlerin sıfır olması sağlanmalıdır. Aşağıdaki Şekil 3.41.'de beyin bölgesi için elde edilen geri bildirim gösterilmektedir.



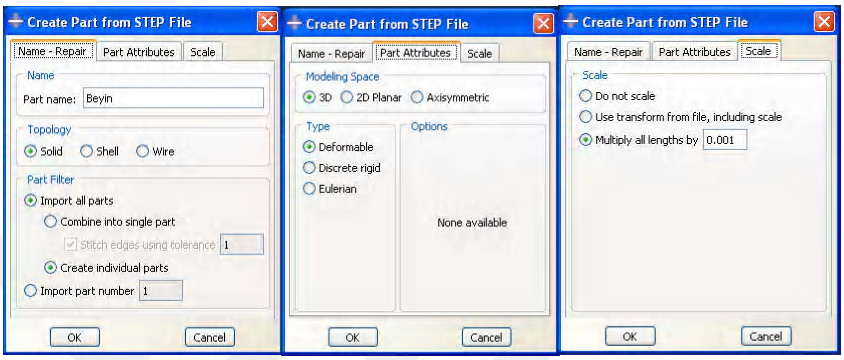
Şekil 3.41. 3-Mmatic CAD link geri bildirim

3.3.2 Modelin ABAQUS Programına Aktarılması

ABAQUS programı günümüzde yaygın olarak kullanılan sonlu elemanlar programlarından bir tanesidir. Genellikle farklı parçalardan bir araya gelen yapıların ve sistemlerin malzeme karakterlerinin simülasyonu ve bunların davranışlarını incelemek için kullanılır. Uygulama kafa bölgesine gelen darbelerin gerilme, yer değiştirme ve yük uygulamaları neticesinde oluşacak ayrıntılarını bize vermektedir.

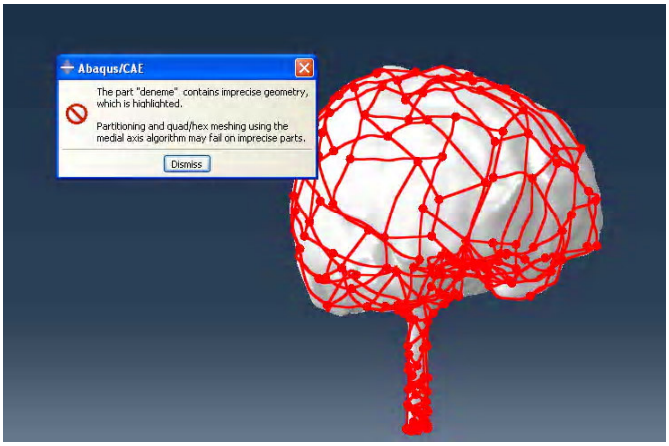
MIMICS ve 3 M programları üç boyutlu modelleri MRI görüntülerinde olduğu gibi milimetre olarak çalışmaktadır. Buna karşın ABAQUS programında kullnıcılar kendi birimlerini kullanmaktadır. Uzunluk birimi metre olduğunda kuvven Newton, elestiklik modülü Pascal ve malzeme yoğunluk kg/m^3 olmaktadır. Uzunluk birimi olarak kullanıcı milimetre kullanırsa, kuvvet Newton, eleastiklik modülü N/m^2 (MPa) ve malzeme yoğunlu ise ton/mm^3 olmaktadır. Bu şartlar göz önüne alınarak kullanıcı "Step" veya "İges" dosyalarını açarken katı modele bir ölçekleme uygulamalıdır. Parçanın metre olarak ölçeklendirilmesi durumda kullanıcı ölçeklendirme değeri olarak metrenin binde birini kullanmalı ve model ölçülerini 0,001 ile çarparak ABAQUS'te modeli açmalı. Böylece program içinde ölçüleri metre olarak kullanabilir duruma getirmelidir.

Bunun için oluşturulan step model ABAQUS'e aktarılmalıdır. Dosya bölümünde "import part" kullanılarak parça açılır. Opsiyon olarak "topology" kısmında "solid" , "stich edge" kısmına 2 mm yazılmalı ve ölçeklendirme kısmında kenar çarpanı olarak ise 0,001 girilmelidir.



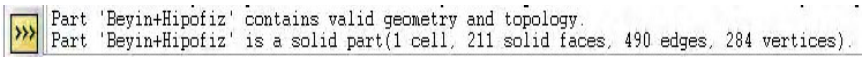
Şekil 3.42. Oluşturulan modelin ABAQUS programına aktarılması

Üç boyutlu katı beyin modeli aşağıdaki Şekil 3.43'deki gibi görülür. Burada altıgen örgülemenin yapılamayacağını belirten bir uyarı gelmekte ve bu kenarlar kırmızı renk ile gosterilmektedir. Reddet tuşuna basılarak devam edilir. Burada önemli nokta kullanıcının aktarılan katı modelin doğruluğundan emin olmasıdır. Parça yöneticisinden kullanılarak oluşan parçanın içerdiği katı model ve hücre sayısınıa bakılır.



Şekil 3.43. Beyin katı modeli

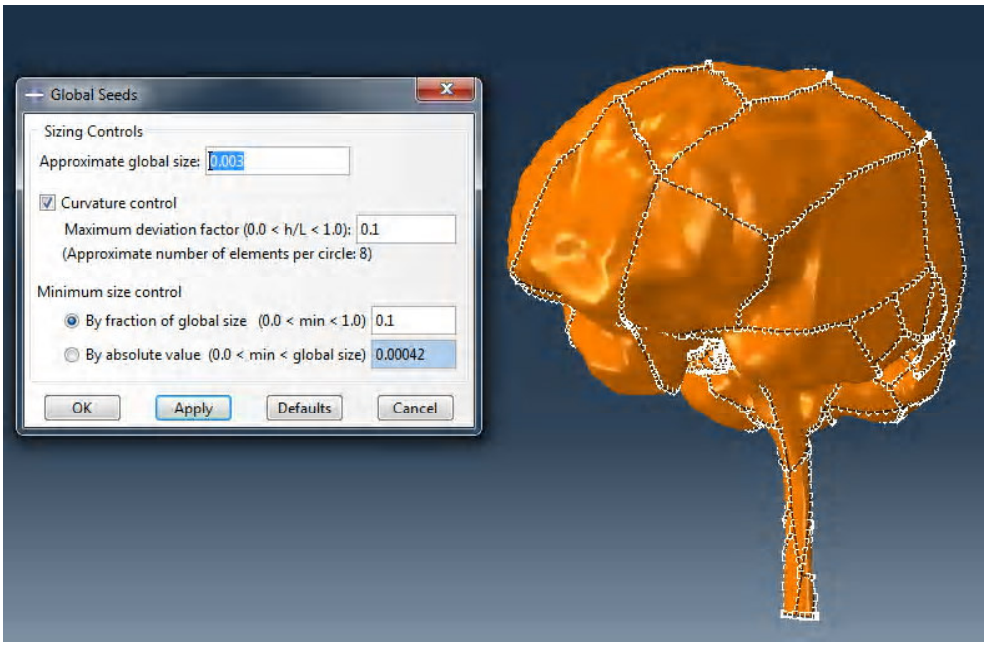
Kullanıcı aktarılan 3B modelin doğruluğunu parça yöneticisinden kontrol etmelidir. Bu işlem yapıldığı zaman aşağıdaki gibi bir geribildirim ile karşılaşır. Eğer katı yüzeyler oluşmamış ise 3-matic programına tekrar dönülerek parametrelerin yenilenerek denenmesi gerekir.



Şekil 3.44. Beyin katı modeli doğrulaması

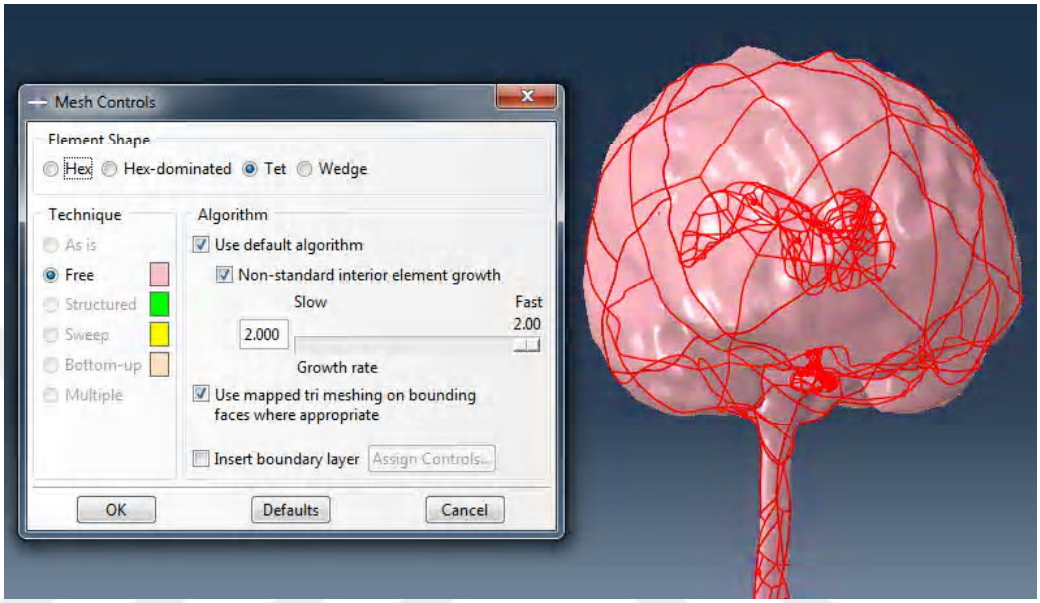
3.3.3 Model Meşleme

ABAQUS programı MIMICS gibi medical görüntü işleme programında elde edilen modellerin meşle yapılması için uyumlu bir sonlu elemanlar programıdır. Her iki programda dış yüzey örgülemesi için uygundur. Meşleme için öncelikle oluşturulacak olan meşin kenar uzunluk m olarak seçilir. Aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi bu oran 0.003 m olarak otomatik olarak seçilir.



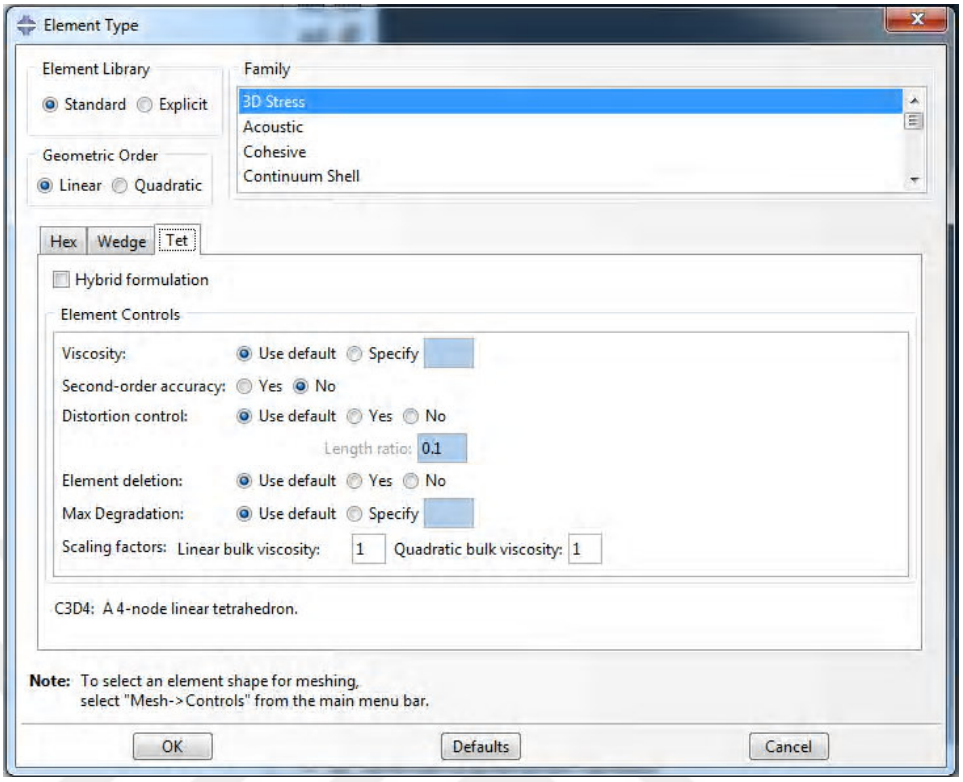
Şekil 3.45. Meşleme öncesi kenar bölme

Kenar uzunlu seçildikten sonra meş kontrol yapılır. Burada 3 Matic programı üçgen yapılar oluşturduğundan dolayı meş türü olarak ABAQUS programında üçgen meş olan dört üçgen yüzlü şekil (tetrahedron) seçilir. Element büyütme algoritması için varsayılan algoritma seçilerek uygulamaya devam edilir.



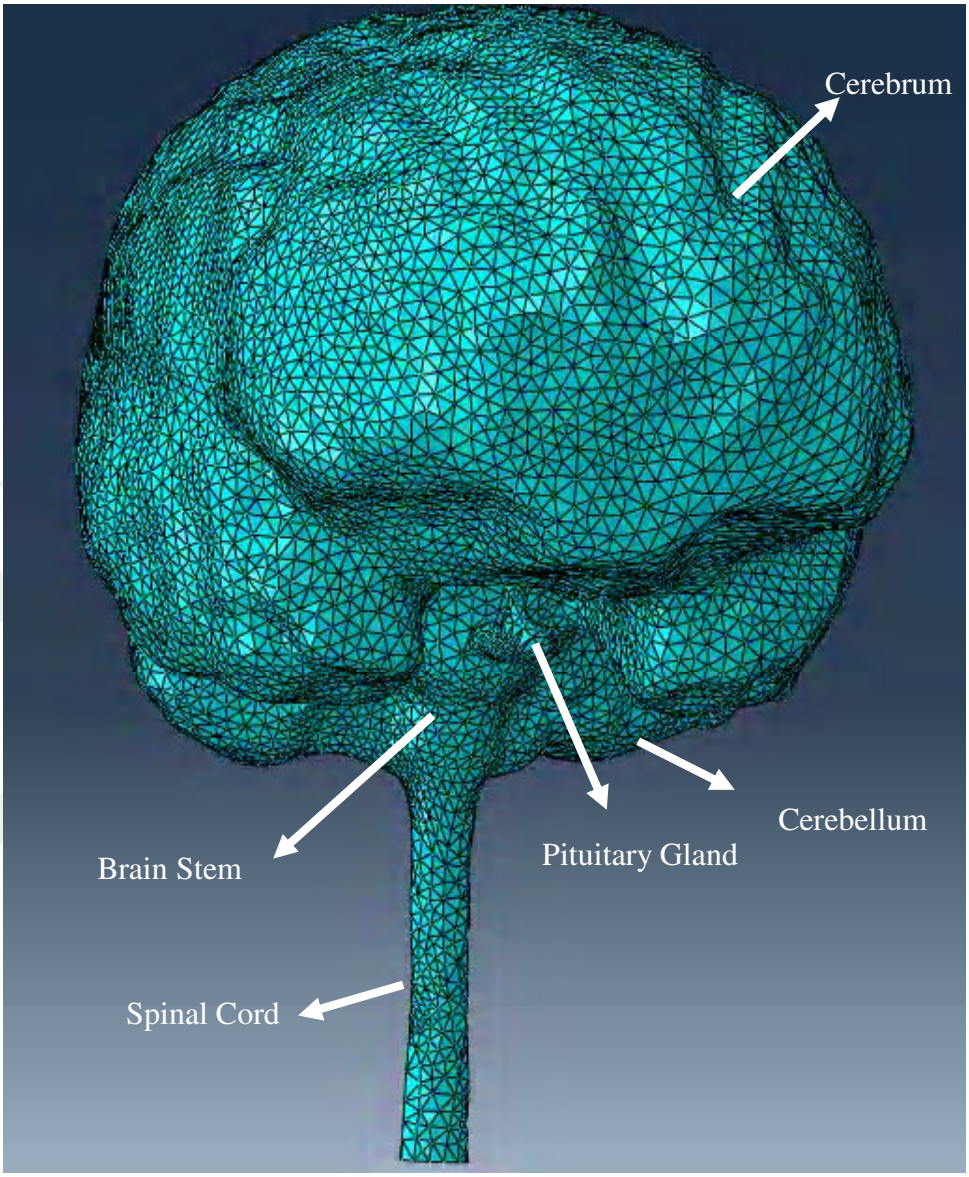
Şekil 3.46. Beyin bölgesi meş kontrol

Element türü için, Element kütüphanesinden standart, familya kısmından 3D stress ve geometri kısmından lineer seçilerek aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi C3D4 dört düğüm noktalı lineer dörtyüzlü element tipi seçilmiş olur.



Şekil 3.47. Beyin bölgesi element türü belirleme

Element tipi, kenar uzunluğu ve örgüleme kontrol yapıldıktan sonra tüm parçanın örgülenmesi için " Mesh Part" tıklanır ve meşleme işlemi tamamlanır. Şekil 3.48.'de görüldüğü gibi beyin cerebrum, cerebllum, spinal cord, brain stem ve pituitary gland (hipofiz bezi) kısımlarından oluşmuş şekilde elde edilir. Tüm bu aşamalar anılan diğer yumuşak ve kemik dokular için uygulanarak beyin omirlik sıvısı, 3. Bölge BOS, dura zarı, kafatası ve deri olarak oluşturulur. Tüm kafa modeli tüm parçaları ile oluşturulduktan sonra sınır koşulları yükleme durumu, malzeme özellikleri ve bu katmanların birbiri ile olan temas koşulları belirlenerek gerilme analizi yapılır.



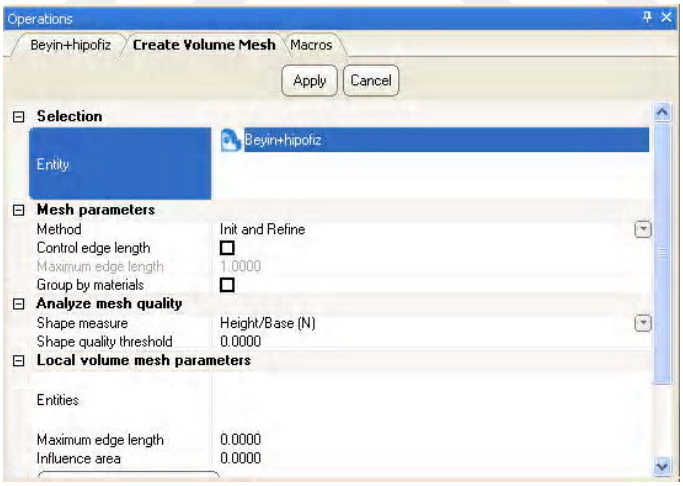
Şekil 3.48. Tüm beyin ve bölümleri

3.3.4 Hacimsel Örgüleme (Orphane Mesh) Olarak Oluşturulması

Bir önceki bölümde üç boyutlu modelin oluşturularak "step" formatında ABAQUS programına aktarılmasından ve burada nasıl meşleme işleminin yapılacağından bahis edildi. Günümüz şartlarında tersine mühendislik uygulamalarında önemli bir yere sahip olan sonlu elemanlar çalışmalarında sıkça kullanılan yöntemlerden biride orphane mesh olarak bilinen hacimsel meşleme yöntemidir. Bu yöntem sonlu elemanlar programı haricindeki başka bir sayısal programın kullanılarak meşlemnin yapılması ve

kullanılmasını içermektedir. ABAQUS programında meşleme yapılırken istenilen homojenliğin sağlanması gibi sıkıntılar dışarıdan yapılabilecek hacimsel meşleme ile aşılabilir. Bu bölümde MIMICS programında oluşturulan 3D modelin 3 matic programında işlendikten sonra hacimsel meşleme olarak ABAQUS programına nasıl aktarılacağı anlatılacaktır. Hacimsel meşleme yapıldıktan sonra ABAQUS programında segmentasyonu yapılabilir, sınır şartları belirlenebilir ve malzeme özeliklikleri değiştirilebilir. Bu esnekliğin sağlanmış olması ile gerilme analizleri rahatlıkla yapılabilecktir.

Hacimsel meşlemenin yapılabilmesi için öncelikle yukarıdaki bölümlerde anlatıdığı gibi meşlemenin modelin yüzeysel işlemlerden geçmiş olması gerekmektedir. Bu adımlardan sonra model tekrar meşleme mödülü altında açılır. Meşleme modülünde hacimsel meşleme oluştur tıklanarak şekil 3.49'da görülen ara yüze ulaşılır. Burada gerekli parametreler doldurulduktan sonra uygula butonu tıklanarak hacimsel meş oluşturulur.



Şekil 3.49. 3-Matic hacimsel meş oluşturma

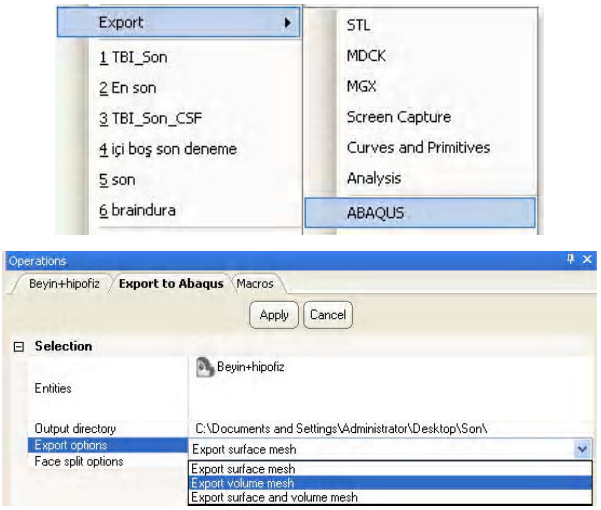
Hacimsel doku oluşturulduktan sonra beyin bölgesinde iç kısımda lethreal ventricle boşluğunun olması gerekir. Aşağıdaki Şekil 3.50'de 3 MATİC programın iki tane hacim oluşturduğu görülür. Bunlardan bir tanesi hipofiz+beyin bölgesine diğeri ise beyin içindeki boşluğa aittir. Beyin içindeki bu sıvı boşluğunun ABAQUS'e aktarılması

durumunda iç kısım tamamen dolu olacağı için oluşan bu hacimden beyin iç boşluğuna ait olan kısmın silinerek aktarım işlemenin yapılması gerekmektedir.



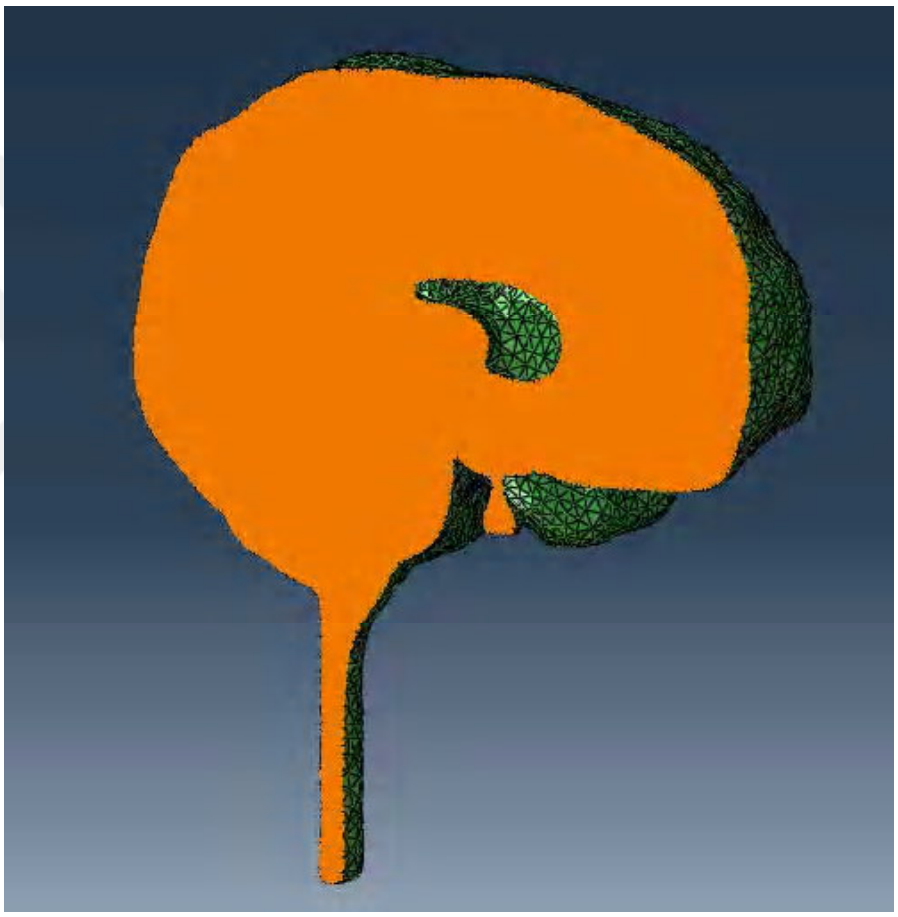
Şekil 3.50. Oluşan fazla hacmin silinmesi

Bu işlemin ardından beyin bölgesi "leteral" boşluk ile dosyalar bölümünden dışa aktar ile ABAQUS seçilerek aktarılır. Burada önemli bir hususta aktarım sırasında aktarım opsiyonu kısmında hacimsel meşin seçili olmasıdır. Aksi takdirde model sadece içi boş yüzeysel meş olarak aktarılacaktır. Bu bölümde ABAQUS ve hacimsel meşleme seçildikten sonra .inp formatında model dışa aktarılmış olacaktır.



Şekil 3.51. Yapının ABAQUS için uygun aktarılması

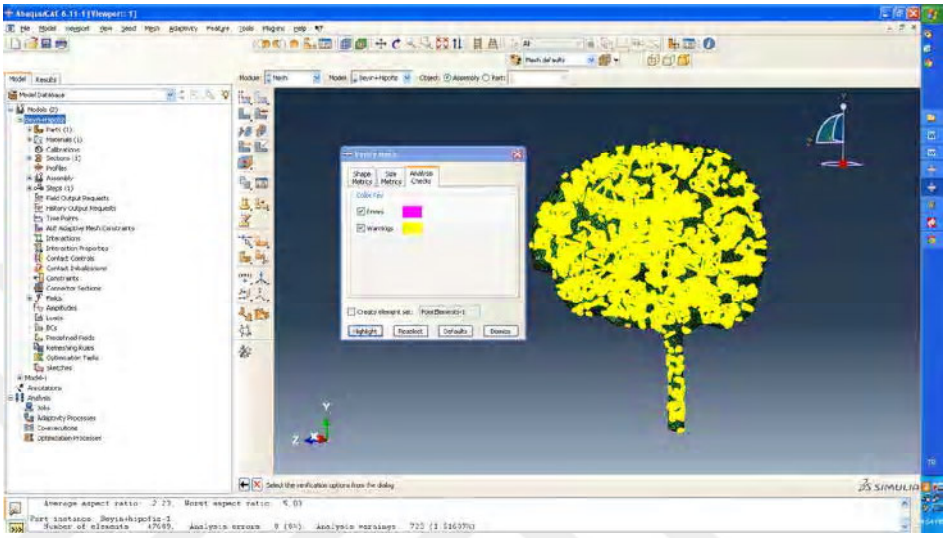
Dışa aktarım işlemi yapıldıktan sonra modelin ABAQUS programında açılması işlemi yapılmalıdır. Bunun için abqus programı açılır. İşlem ağacı kısmından model tıklanarak dosya aktarımı (import) tıklanır. Buradan .inp uzantılı dosya seçilerek hacimsel meş şekil 3.52.'deki gibi açılmış olur. Benzer şekilde tüm model oluşturularak ABAQUS programında malzeme özellikleri, temas şekilleri ve sınır koşulları uygulanarak travmatik beyin yaralanması analizi yapılabilir.



Şekil 3.52. Beyinin ABAQUS orphane mesh hali kesiti

Bu işlemin ardından aktarılan hacimsel meşin ABAQUS içine aktarılırken herhangi bir bozulmanın veya hatanın olup olmamasına bakılmalıdır. Bunun için meş doğrulama yapılarak modelde hatalı meşlemenin olup olmadığı görülmelidir. Burada kırmızı renkte olan yerler hatalı, sarı renkli olan yerler ise uyarı niteliği taşıyan meşlemelerdir. Bu hata oranın ABAQUSde %2 yi aşmaması gerekir. Aksi halde tekrardan modelleme yapılarak bu oran azaltılarak analizler yapılmalıdır. Şekil 3.53'de bu oran 47680 üçgensel elaman

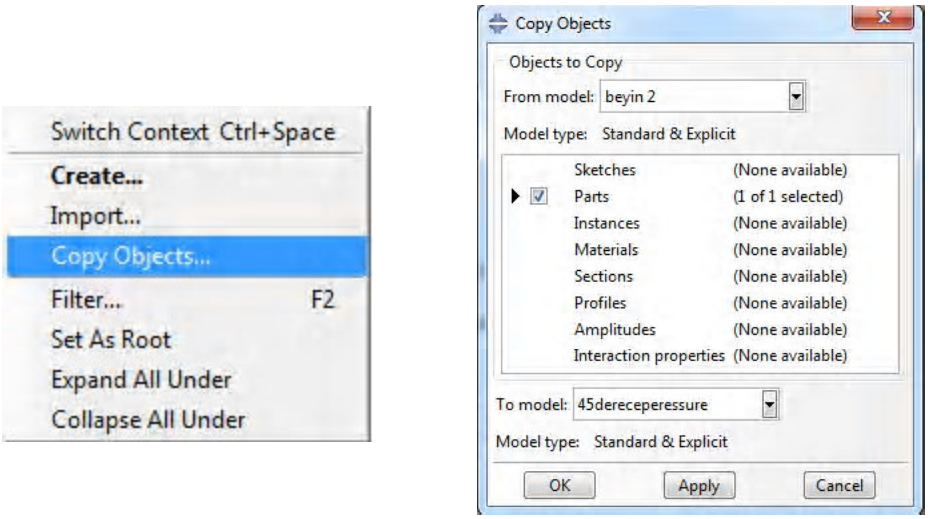
sadece %1.51 de uyarı verdiği görülmekte ve kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu kabul edilmektedir. Benzer şekilde tüm modeller için aynı işlemler uygulanarak tüm modelin hata oranı bulunmalıdır. Bu aşamadan sonra tüm kafa modelinin ABAQUS'de segmantasyonun yapılarak analize hazır hale getirilmesi gerekmektedir.



Şekil 3.53. ABAQUS meş doğrulama

3.3.5 Modelin ABAQUS Programında Segmentasyonu

Kafa bölgesi için oluşturulan beyin-hipofiz bezi, Lateral ventricle, beyin omirlik sıvısı, dura zarı, kafatası ve kafa derisi ayrı ayrı ABAQUS'e aktarılır. Dosya kısmından içe aktarma (import) seçilerek her bir parça .inp uzantılı olarak açılır. Açılan her bir parça ayrı bir model olarak oluşur. Bu modellerin segmentasyonun yapılabilmesi için tüm parçaların tek bir model içinde birleştirilmesi gerekir. Bunun için obje kopyalama işlemi yapılır. Obje kopyalama işlemi oluşturulan parçanın tüm özellikleri ile birlikte yapılır. Şekil 3.54'de görüldüğü gibi modeller bir araya getirilir.



Şekil 3.54. Oluşturulan tüm yapıların tek modelde toplanması

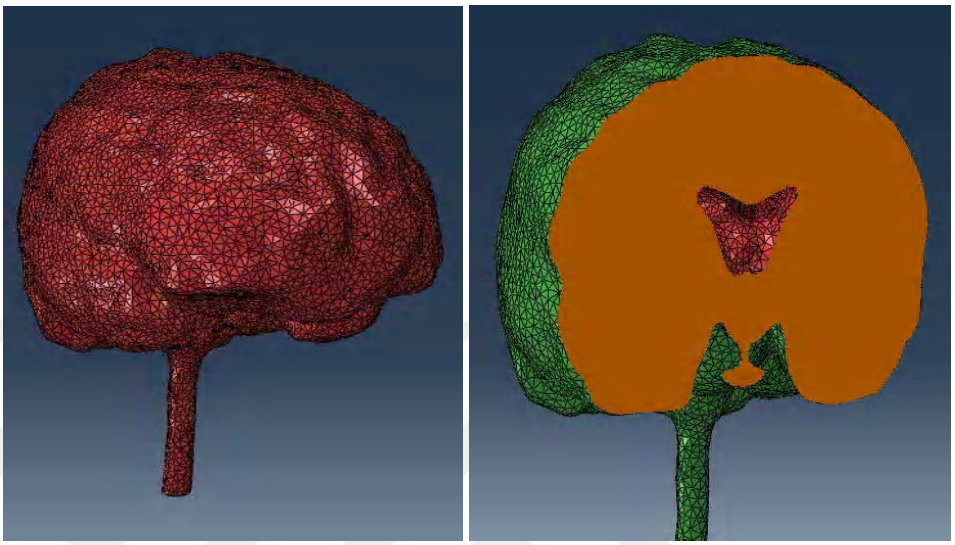
Bir araya kopyalanan tüm parçalar tekbir model altıda toplanır. Kafayı oluşturan her bir yapı "Create Instance" tıklanarak seçilir ve bir araya getirilir. Kafa dersi, beyin omirlik sıvıları, dura zarı, kafa ve kafatası sırası ile birleştirilerek şeki..deki gibi tüm model olutuştulur.

3.3.6 Kontak-Temas Şekilleri

ABAQUS'de iki farklı temas şekli bulunmaktadır. Bunlar hareketli temas ve sabit temas olmak üzere iki şekildedir. Sabit temasta iki farklı yapı birbirine bağlı gibi tekbir yapı gibi hareket edebilirler. Bu tarz temas şekli " Tie" olarak bilinir ve kemik dokular ile etkileşim halindeki yapılarda kullanılır. Hareketli temas söz konusu olduğunda ise yüzey-yüzey (surface to surface) veya nod-yüzey (Node to surface) temas şekilleri kullanılır. Bu temas şekli ise iki yumuşak dokunun temas halinde olması durumunda kullanılır.

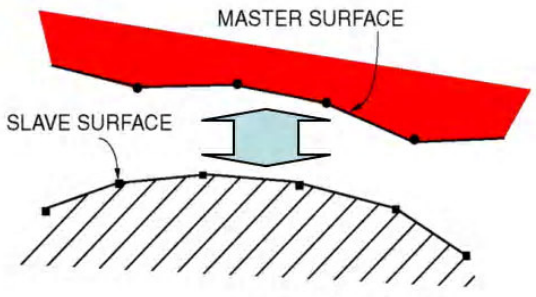
Temas şekilleri belirlenmeden önce yumuşak ve sert dokularda temas edecek olan yüzeylerin belirlenmesi gerekmektedir. Bunun için her bir yapıda iç ve dış yüzeyler oluşturulmuştur. Aşağıdaki Şekil 3.56'da beyin bölgesi için kırmızı renkte görülen dış kısım seçilerek "Beyin dış" yüzeyi ve Lateral ventricle boşluğunu oluşturan bölge için "Beyin iç" yüzeyi oluşturulmuştur. Böylece temas şekilleri tanımlanırken tüm yapıların

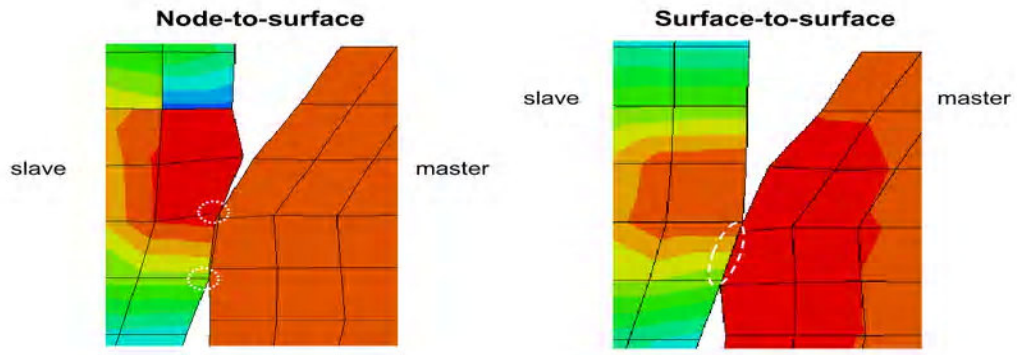
teması sağlanmıştır. Benzer şekilde tüm yapılar için yüzeyler oluşturulmuştur. Lateral ventricle dış yüzey, dura zarı iç ve dış yüzey, beyin omirlik sıvısı iç ve dış yüzey, kafatası iç ve dış yüzey ve deri iç yüzeyleri oluşturulmuştur.



Şekil 3.55. Beyin dış ve iç yüzeyin seçilmesi

İki yüzey arasındaki temas şekli oluşturulurken iki yapıdan hangisinin daha sert yâda hangisinin daha yumuşak olduğu önemlidir. Yoğunluğu daha yüksek olan yapı esas (master) ve düşük yoğunluklu olan yapı ise köle (Slave) olarak tercih edilir. Aşağıdaki, şekillerde yüzey-yüzey ve node- yüzey temas şekilleri verilmiştir. Eğer oluşturulan yapıda iki yüzey arasında bir penetrasyon –batma söz konusu ise node-yüzey temas şekli kullanılmalıdır. İki yüzey arasında bir batma söz konusu değil, sadece iki yüzey temas halinde oluyor ise yüzey temas şekli seçilmelidir.





Şekil 3.56. ABAQUS temas şekli

"Tie" temas şekli için. "Constrasins" çift tıklanarak model ağacından seçilir. Tie temas şekli modelde kafa derisi ile kafatası arasında oluşturulur. Yoğunluğu daha fazla olan kafatası master, yoğunluğu kafatasına göre daha az olan kafa derisi ise köle (slave) olarak seçilir. Daha önceden oluşturulan yüzeyler kullanılarak bütün yüzeyler eksiksiz seçilmiş olur. Temas metodu için ise yüzey-yüzey (surface to surface) tercih edilmelidir. Diğer yapılar için yumuşak dokular arası "surface to surface contact" temas şekli uygulanır. Temas modülde temas oluştur çift tıklanarak yüzey temas şekli explict olarak seçilir. Burada tie temasta olduğu gibi daha yoğun olan yüzey ilk yüzey olarak belirlenir. Mekanik formulasyon " penalty contact method" seçilir. Kayma formülü sonsuz kayma (Finite sliding) tıklanır. Kontak temas özelliği için "Contact > Mechanical > Tangentinal Behavior > Firictionless" adımları sırası ile uygulanarak seçilir. Aşağıdaki Tablo 3.2' de kullanılan temas şekilleri verilmiştir. Tüm iç ve dış yüzeyler temas edecek şekilde tanımlanmış ve tam olarak kontakları sağlanmıştır. Böylece uygulanan kuvvetin tüm katmanlar arasında doğru bir şekilde iletilmesi sağlanmıştır.

Tablo 3.2. Yapılar arası temas türleri

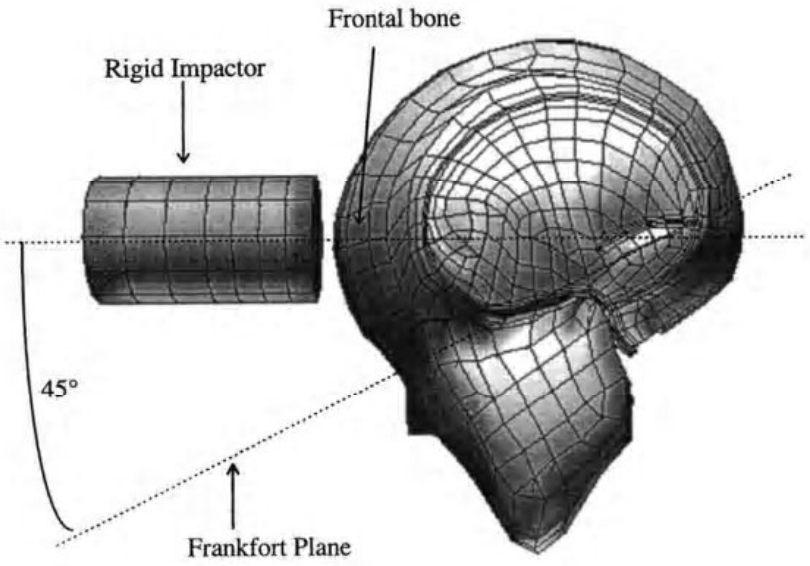
Birinci Yüzey	İkinci Yüzey	TEMAS
Beyin İç	Lateral Venticle dış	Surface to surface contact
Beyin dış	Beyin Omirilik sıvısı iç	Surface to surface contact
Dura zarı İç	Beyin Omirilik sıvısı dış	Surface to surface contact
Kafatası iç	Dura zarı dış	Surface to surface contact
Master	Slave	TEMAS
Kafatası dış	Kafa derisi İç	Tie Constraint

Travmatik beyin modelinde kafa bölgesi ön tarafına (frontal) doğrultuda Nahum deneysel verileri uygulanır.

3.3.7 Sonlu Elemanlar Modelinin Doğruluğunun Tespiti

Travmatik beyin yaralanmalarında MRI görüntülerinden oluşturulan sonlu elemanlar modeli sıkça kullanılmaktadır. Bunun en önemli sebebi ise veriler için gerçek kadavra gibi modellerin kolaylıkla bulunamaması veya benzerinin gerçeği yansıtmamasıdır. MRI ve CT görüntüleri ise gerçek boyutlarda olması sebebiyle en azından sonlu elemanlar modelinin oluşturulmasında doğru ölçülerin elde edilmesini sağlamaktadır. Bu yüzden oluşturulan sonlu elemanlar modelinin gerçekliğinin gösterilmesi gerekmektedir. Literatürde bu aşamaya "de-facto" standart denmektedir. Daha önceden bir kadavra üzerinde yapılmış olan deney neticesinde elde edilen verilerin sonlu elemanlar üzerinde denenmesi ile elde edilen değerler ile ne kadar yakınsadığı baz alınarak sonlu elemanlar modelinin doğruluğu gösterilmeye çalışılır. Bu doğrulamadan sonra istenilen analizler yapılarak litaratür kabulü yapılır.

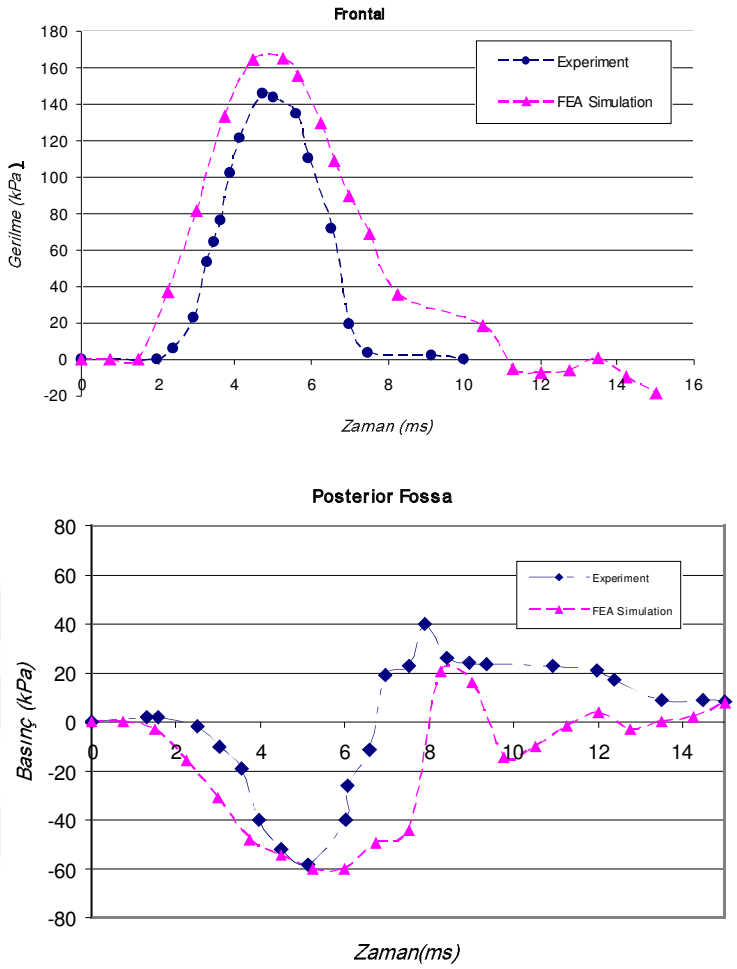
Literatürde sonlu elemanlar modelini doğrulamak için Nahum[8] deneyi olarak bilinen de facto standart kullanılmaktadır. Birçok araştırmacı bu veriler ile oluşturduğu sonlu eleman modelini doğrulayarak çeşitli analizler yapmıştır. [66-80-81-82-83] Nahum yapmış olduğu deneyde kadavra kullanmıştır. Deney yapılırken Şekil 3.58'de görüldüğü gibi tüm kafa Frankfort anatomikal çizgi üzerinde 45^0 dönderilerek yatay düzleme yerleştirilmiştir. Daha sonra 5,6 kg ağırlığındaki silindirik bir cisim 9,94 m/s lik hızla kafaya çarpmıştır. sensörleri ile darbe sonucu oluşan kuvet zaman eğrileri elde edilmiştir. Bu deneylerde test no 37 verileri paylaşıldığından bu değerler baz alınarak model doğrulaması yapılmıştır.



Şekil 3.57. Nahum deneyinin yapılışı [66]

Deney sonrası çarpan cisim neticesinde ön yüzeyde 7900 N' luk bir kuvvetin yarı siniş eğrisi şeklinde 10 ms içinde gerçekleştiği tespit edilmiştir. Bu değeri elde etmek için ABAQUS programında yaklaşık 1500 mm^2 'lik alana 4,3 MPa yayılı yük sınır koşulları kullanılarak çarpma kuvveti girilmiş ve deneysel veriler ile karşılaştırılmıştır.

Nahum kuvvet eğrisi girildikten sonra kafatası bölgesinde frontal ve posterior fossa bölgelerinin deneysel verileri ile karşılaştırılmış ve yaklaşık sonuçlar elde edildiği aşağıdaki Şekil 3.59'da görülmüştür. Elde edilen veriler oluşturulan sonlu modeli için doğrulama kriterini karşılamış ve hipofiz bezi verileri için uygunluğunu göstermiştir.



Şekil 3.58. Nahum deney sonuçlarının simülasyon sonuçları ile karşılaştırılması

4. BÖLÜM

TRAMVATİK BEYİN YARALANMASININ ARAŞTIRILMASI VE SONUÇLAR

4.1 Giriş

Bölüm 3 de anlatıldığı gibi model oluşturulduktan ve Bölüm 3'deki gibi sonlu elemanalar modelin doğrulaması yapıldıktan sonra spor yaralanmalarında oluşabilecek 4 farklı senaryo oluşturularak hem beyin hem de hipofiz bezi gerilme ve yer değiştirme analizleri yapılarak bölüm sonunda taretışılacaktır. Yüz yaralanmaları son birkaç yıldır araştırma konusu olması sebebiyle bu 4 farklı senaryoda kemik dokusuna çeşitli bölgelerden çarpma simulasyonu yaparak maksimum gerilmeler hem beyin hem de hipofiz ve buna bağlı olan hipotalamus bölgeleri için analiz edilecektir. Yüz iskeleti ve kafatası benzer yapılarda olması nedeniyle beyin yaralanmalarına çene bölgesine gelen hareketlerde kuvvet iletiminde önemli rol oynamakta ve hipofiz bezinin davranışları etkilemektedir. Kafa bölgesindeki darbeler sonucunda oluşan kırılmalar ve ezilmeler beyin travmasına neden olmaktadır. Bu konu ile alakalı klinik veriler ile istatiksel bir çalışma yapılmış ve hastaların %79,4 CT görüntülerinden beyin yaralanmasına maruz kaldıkları tespit edilmiştir [84]. Kafa bölgesine çarpan cisim uygulamasını daha önceden nahum [8] ve Schneider ve arkadaşlarıda [85] kullanmışlardır. Bu çalışmalarda Schneider temas alanı 6,45 cm^2 olan cisim kullanmıştır. Bu çalışmalarda önden (frontal) kafatası çarpmalarda 350-700 kg aralığında ve çene kemiği (Mandibula) çarpmalarında 2447-4000 N aralığında çarpma kuvvetleri oluşmuştur. Cisim çarpma hızları ise 2,2 m/s ile 5,5 m/s arasında değişmiştir[86].



Durum 1: Kafatası Önden(Frontal) Çarpma Modeli



Durum 2: Kafatası Yandan(Lateral) Çarpma Modeli



Durum 3: Alt çene (Mandibula) Çarpma Modeli



Durum 4: Alt çene (Mandibula) Açılı Çarpma Modeli

Şekil 4.1. Kafatası ve çene kemiğine farklı açılarda çarpma durumları

4.2. Yük Ve Temas Sınır Koşulları

Hipofiz bezinin travma neticesinde oluşan gerilme analizini yapmak ve mekanik davranışını daha iyi anlamak için 4 farklı çarpma senaryosu uygulandı. Sonlu elemanlar modeline 3,2 kg ağırlığında katı çarpmaör 3,25 m/s^{-1} hızla çarptırıldı [86]. Çarpan cisim kadavra modeli Cormier's ve arkadaşlarında olduğu gibi 26.88 mm çapında 100 mm uzunluğunda çarpma yüzeyi 645 mm^2 olarak modellendi [23]. Çarpan cisim kafa bölgesine forontal (ön) çarptırıldı. Her bir katman arasında temaslar tanımlandı. Kafatası- deri, kafatası dura zarı, dura zarı- Csf ve brain-csf sürtünme katsayısı 0,2 "tangentinal" kayma [62] ve normal hard basınç-overclosure sınır koşulları olarak belirlendi.

4.3 Sonuçlar Ve Değerlendirme

Bu çalışmada yapılan analizleri anlamak için sonlu elemanlar modelinde bazı parametrelerin incelenmesi gerekmektedir. Von misses gerilmesi bunların başında gelmektedir. Birçok araştırmacı von misses gerilmesine bakarak analizleri yorumlamaya çalışmaktadır. Bu gerilme ise en genel manasıyla asal gerilmelerin ve kayma gerilmelerinin ortalaması olarak açıklanabilir. Yani tüm gerilmeler bir tek gerilme gibi hesaplanmaktadır ve aşağıdaki formül kullanılır.

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2}\left[(\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_y)^2 + 6(\tau_{yz}{}^2 + \tau_{xz}{}^2 + \tau_{xy}{}^2)\right]}$$

Sonuçlar değerlendirilirken von misses değerini aşan gerilmelerinde göz önüne alınması gerekmektedir. Bunun için ayrıca gerilme değerleri, yer değiştirme ve kayma gerilmelerinde ayrı ayrı görülmelidir. Hipofiz bezinin ve beynin mekanik davranışlarını anlayabilmek için dört farklı durum için ayrı ayrı analizleri bu bölümde yorumlanacak ve literatür eşik değerleri neticesinde meydana gelen bozulmalar değerlendirilecektir.

Literatürde bu gerilmeler neticesinde bazı eşik değerleri elde edilmiştir. Zang ve arkadaşları darbenin yapıldığı yerde (coup) yaralanma basınç değerlerini 66-114 kPa, uygulanan darbenin tam karşı bölgesinde (countercoup) ise -101 ile -51 kPa basınç

oluşması durumunda yaralanma olacağını belirtmiştir [61]. Kayma gerilmesi için eşik değerler ise Zang ve arkadaşları tarafından belirlenmiştir. Kayma gerilmesinin 6,2-10.6 kPa arası olması durumunda orta beyinde yaralanma gerçekleşmekte, 3.2-7.2 kPa olması durumunda ise orta beyin yaralanmasının olmadığı genel olarak kayma gerilmesinin 6.6 kPa büyük olması durumunda beyin yaralanması olduğu belirlenmiştir. [87]. Eğer kayma gerilmesi >7.8 kPa ise üst beyin sapında %50 oranında yaralanma olacağını bildirmiştir. Hipofiz bezinin hemen üstündeki hypotalamus bölgesinde ise yaralanma olması için kayma gerilmesi değerinin 3.3-4.7 kPa arası olması gerektiğini, bu değerin 1.9-3.7 kPa olması durumunda yaralanmanın olmayacağını yazmıştır [60]. Aşağıdaki ise çeşitli beyin yaralanmaları için Won Misses stress değerleri verilmiştir [23].

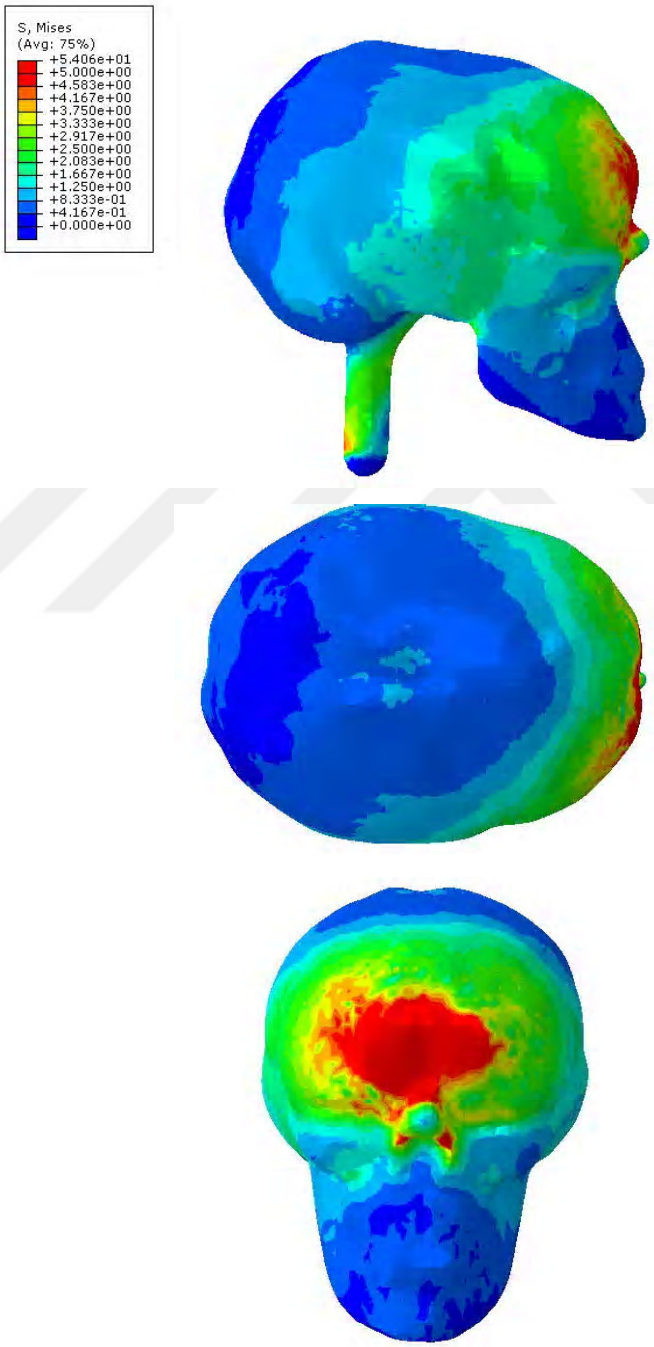
- Miller ve ark. 7 veya 8.6 kPa, çürüme [62]
- Newman ve ark. >20 kPa, Orta beyin yaralanması [88]
- Anderson ve ark. >27 kPa, beyin yaralanması [89]
- Willinger ve ark. 15-20 kPa, beyin sarsıntısı [64]
- Willenger ve Baumgartner. >18kPa, %50 nörolojik yaralanma[65]

Ward ve arkadaşları kafatası içi basınç değerleri ile alakalı yapmış olduğu çalışmada beyin bölgesinin 235 kPa değerini aşması durumunda beyin yaralanması olduğunu, 173 kPa ‘dan küçük olması durumunda ise ikinci derecede yaralanma olduğunu veya hiç yaralanma olmadığını rapor etmiştir [90].

4.4. Durum 1: Kafatası Önden (Frontal) Çarpma Modeli

1 nolu senaryoda bölüm 4.2 de açıklandığı gibi alüminyum cisim kafatasına Şekil 4.1 a’ daki gibi çarptırılmıştır. Çarpma sonrası çarpmanın olduğu bölgede gerilme yoğunlaşmakta ve sonra frontal kemik bölgesine yayılarak Lateral kemik dokusuna doğru yayılmaktadır. Daha sonra bu gerilme iletimi kafa kafatasının boyun kemiğine bağlı kısmında yoğunlaşarak boyun kemiğinde son bulmaktadır. Kafatası frontal bölgesinde 2500-3000 N luk bir kuvvet oluşmaktadır. Çarpmanın gerçekleşmesi ile birlikte 1ms içinde gerilme oluşmakta ve 2 ms içinde boyun kemiğine ulaşmaktadır. 3,5 ms sonunda kafatası boyun ekseni üzerinde esnemeye başlamakta ve önden arkaya

doğru bir esneme gerçekleşmektedir. Bu esneme tüm simülasyon boyunca devam etmekte ve 10 ms kadar sürmektedir. Dolayısıyla kuvvet iletimi kafatasından beyin ön lobundan arka lobuna doğru iletilmekte ve değişken gerilmelere sebep olmaktadır. Çarpmanın olduğu bölgede gerilme değeri maksimuma ulaşmakta ve 54,06 MPa değerinde olmaktadır.

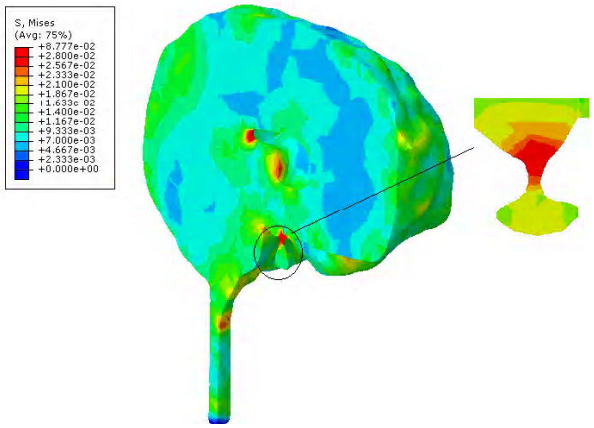


Şekil 4.2. Kafatası gerilme dağılımı

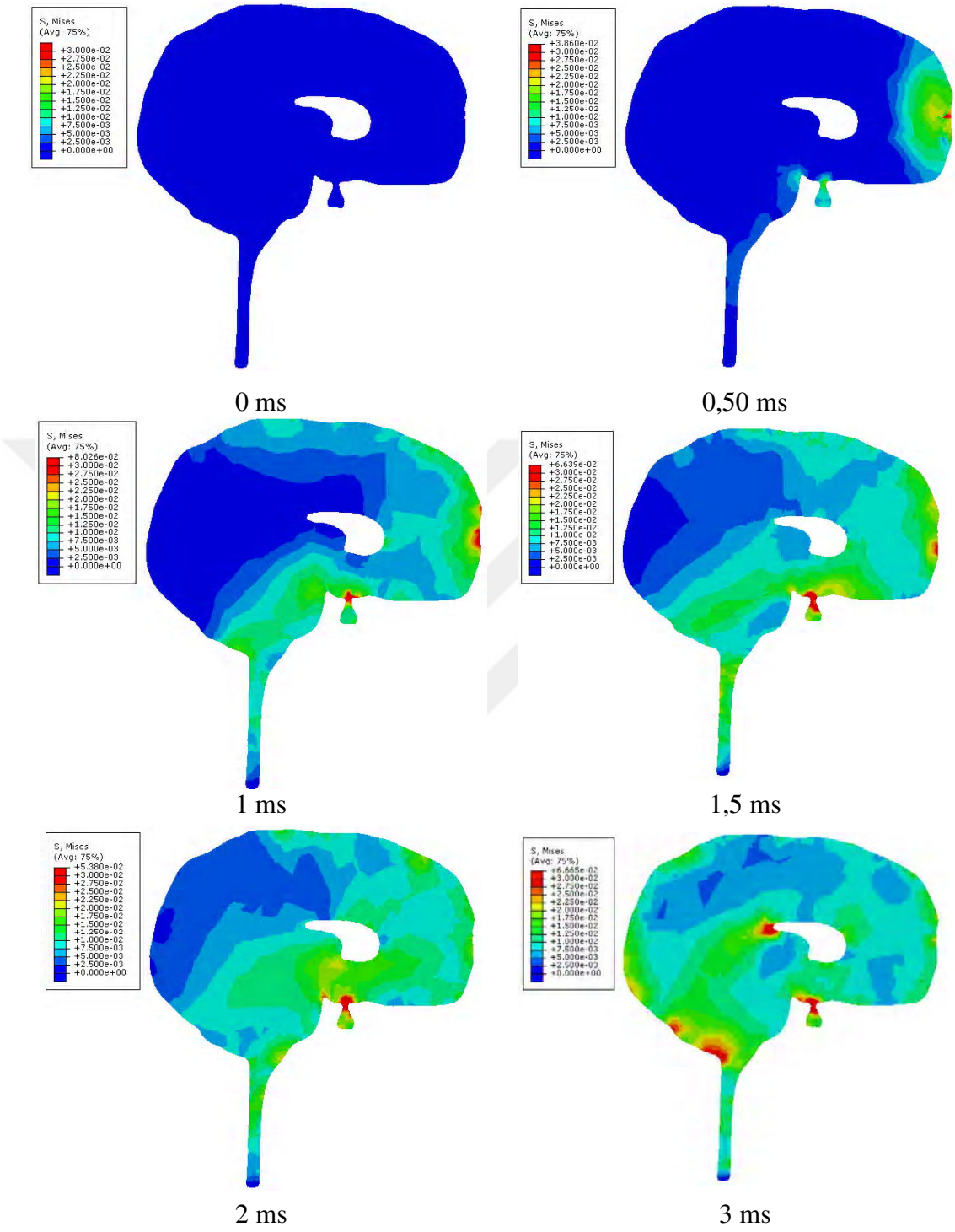
4.4.1 Von Mises Gerilme

Önden çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen von misses gerilmeler aşağıdaki Şekil 4.3'de verilmiştir. Harici cismin çarpması gerilmeler ön görünüş (coronal plane), yan görünüş (sigital plane) ve üst görünüş (transverse plane) olarak verilmiştir. Çarpmanın önden gerçekleşmesi nedeni ile şekillerden görüldüğü üzere kuvvet ve enerji iletim hattı çarpmadan hemen sonra 0,5 ms içinde beyin ön lobundan başlamakta ve şakak lobundan 1 ms sonra geçerek beyin sapı (spinal cord) kısmına dağılmaktadır.

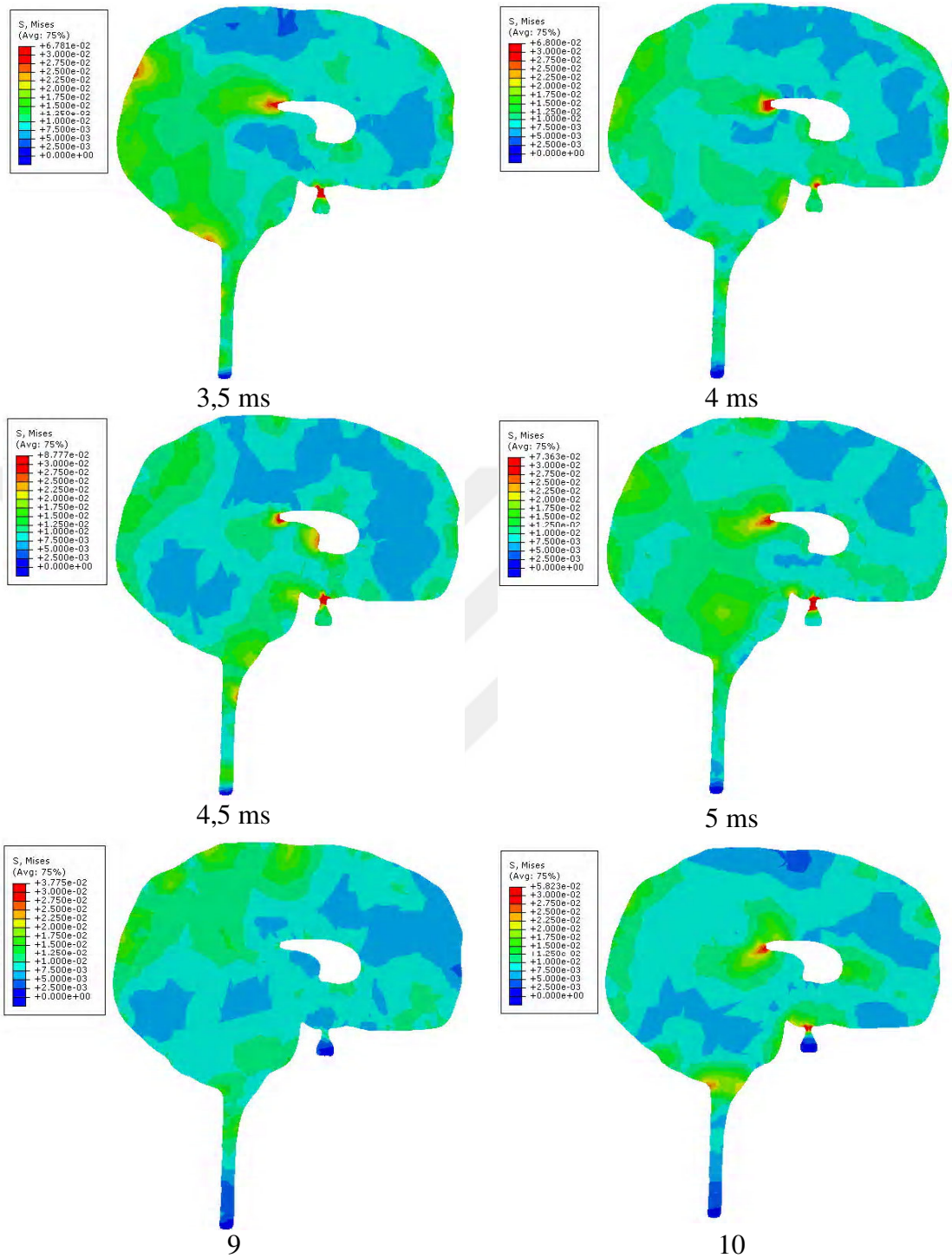
Gerilmenin önemli bir kısmı hypotalamus bölgesinden geçerek hipofiz bezine doğru dağılmakta ve 3 ms sonra artkafa lobuna ulaşmaktadır. Çarpma sonrası kafa bölgesi salınım hareketi yaptığından dolayı gerilmeler değişkenlik göstermekte ve farklı değerlere ulaşmaktadır. Özellikle hipofiz bezini hypotalamus bölgesine bağlayan sap kısmında ve hemen üstünde yoğun gerilmeler oluşmaktadır. İlk çarpmanın oluşması ile ön lobda 38,6 kPa değerinde bir gerilme olmaktadır. Bu gerilme 4,5 ms sonra hpotalamusun hipofiz bezine bağlandığı noktada maksimum değere ulaşmakta ve 87,7 kPa olmaktadır. Bu değer hipofiz sapından hipofiz bezine doğru azalmakta ve bu değer hipofiz bezi içinde 25 kPa ile 5 kPa arasında değişmektedir. Won mises gerilmelere baktığımızda ise aynı bölgede maksimum gerilmenin oluştuğu görülmektedir. 88.7 KPa değeri 27 kPa değerinden büyük olduğu için doku zedelenmesi eşik değerini geçmiştir [61].



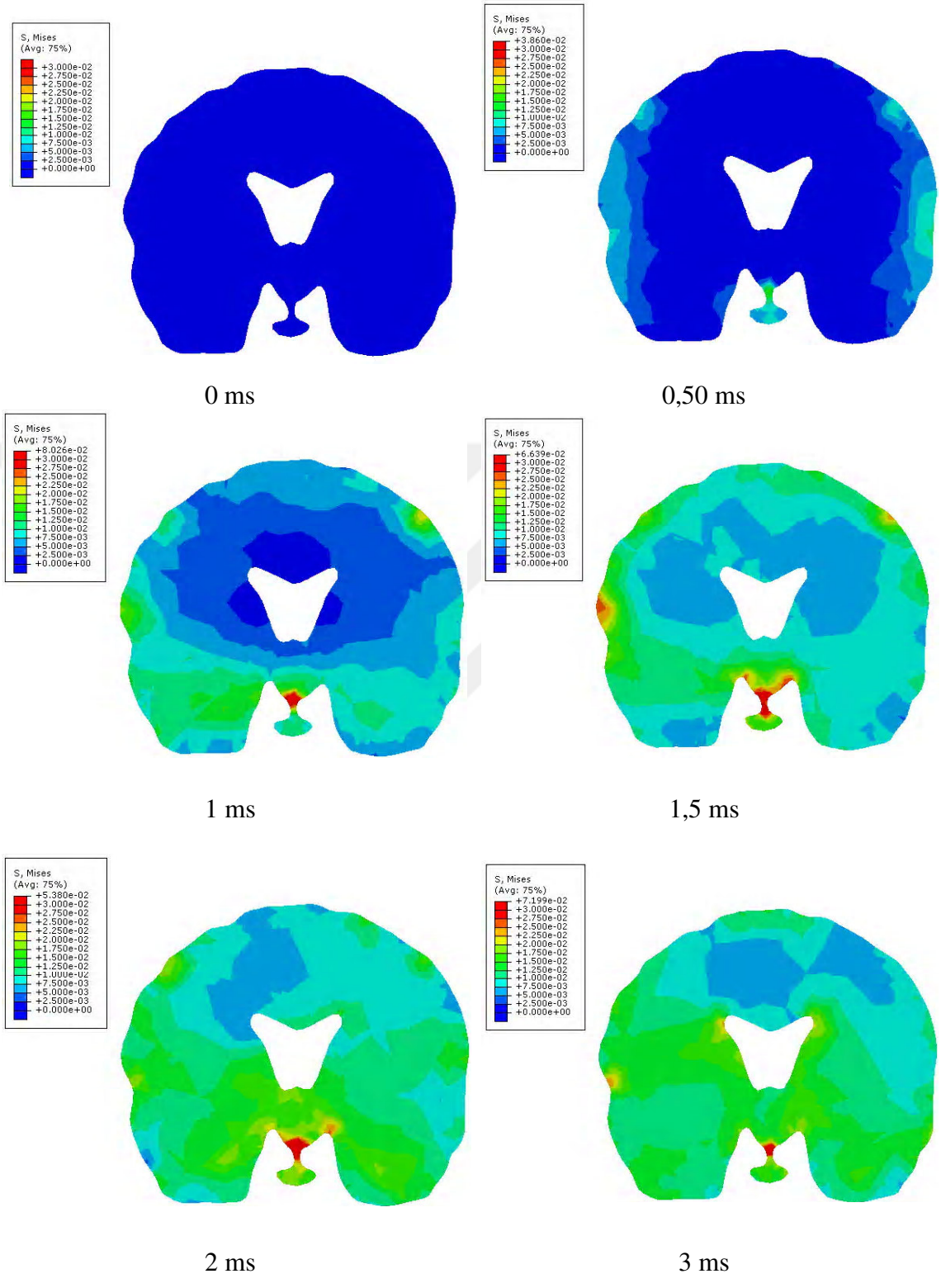
Şekil 4.3. Hipofiz bezi won misess gerilme



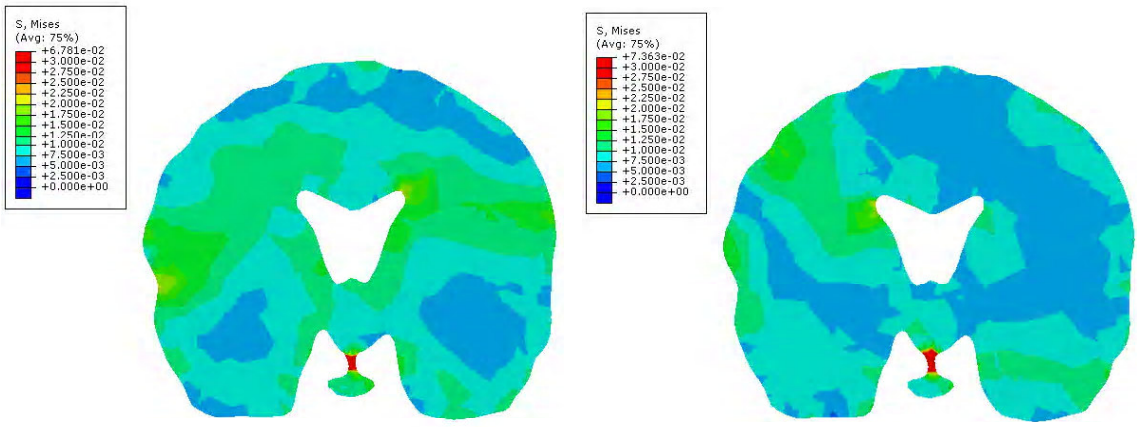
Şekil 4.4. Frontal çarpma yan görünüş von misses gerilme



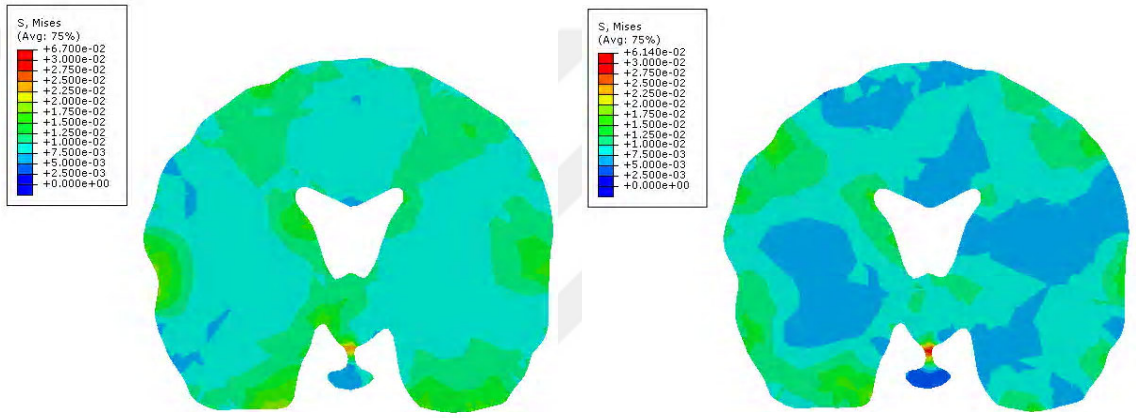
Şekil 4.4 Frontal çarpma yan görünüş von misses gerilme (Devam)



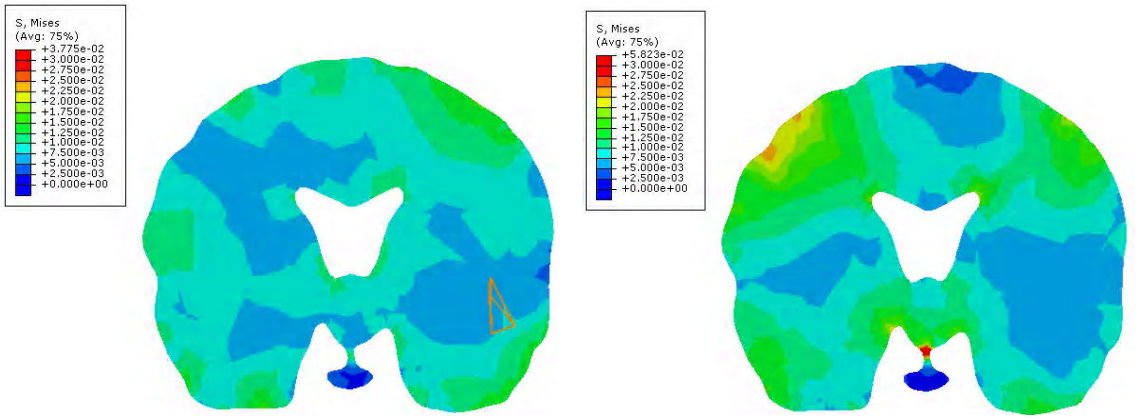
Şekil 4.5. Frontal çarpma ön görünüş Von Mises gerilme



3,5 ms 5 ms

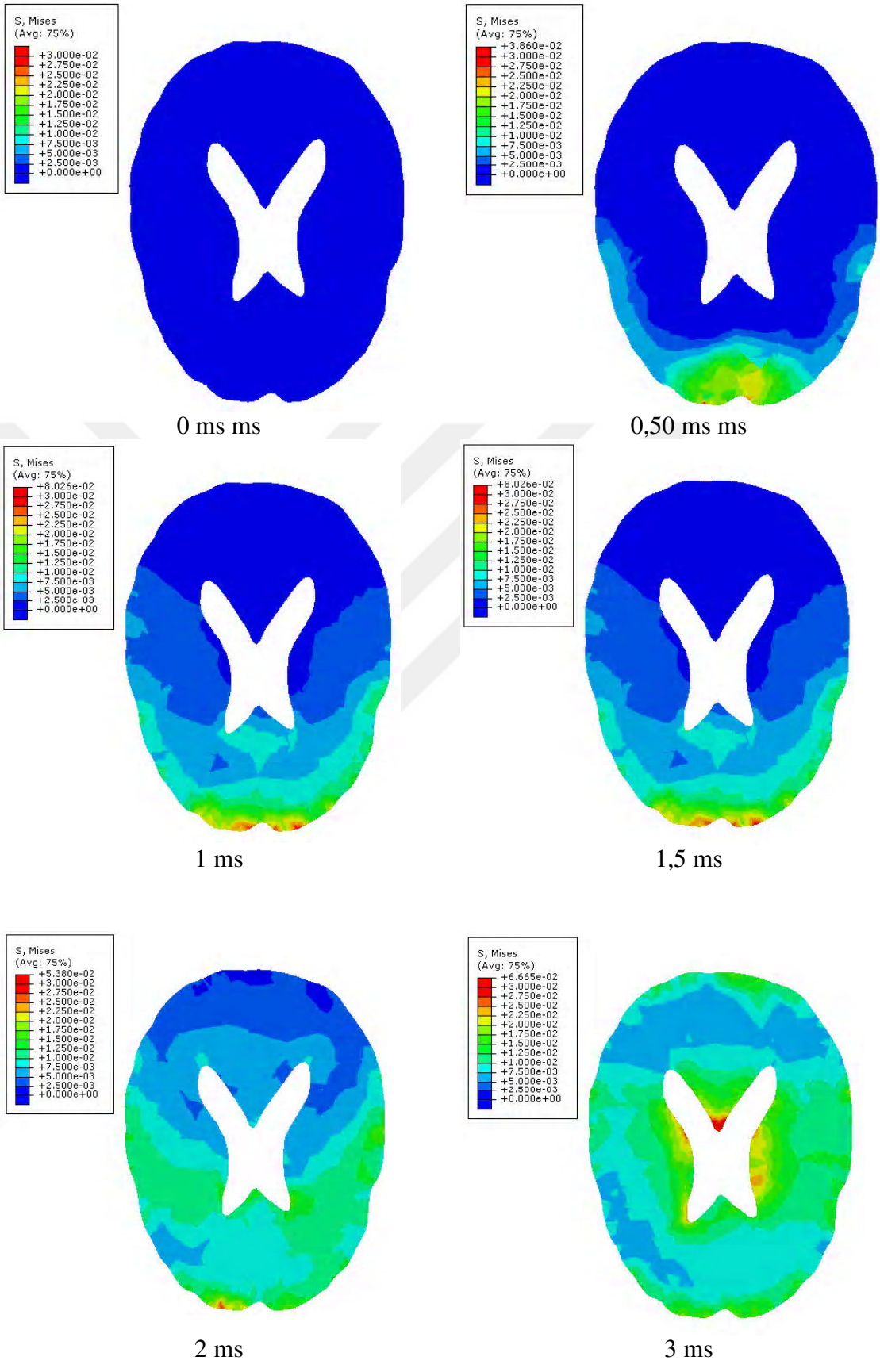


6 ms 8,5 ms

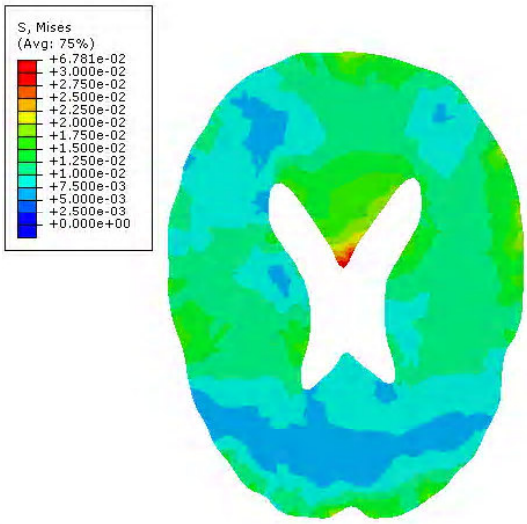


9 ms 10 ms

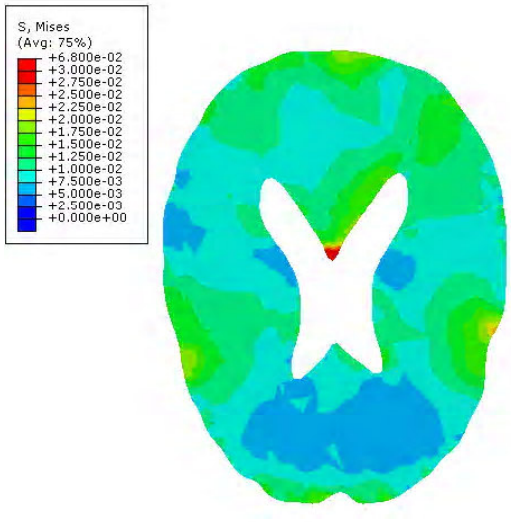
Şekil.4.5. Frontal çarpma ön görünüş Von Mises gerilme (Devam)



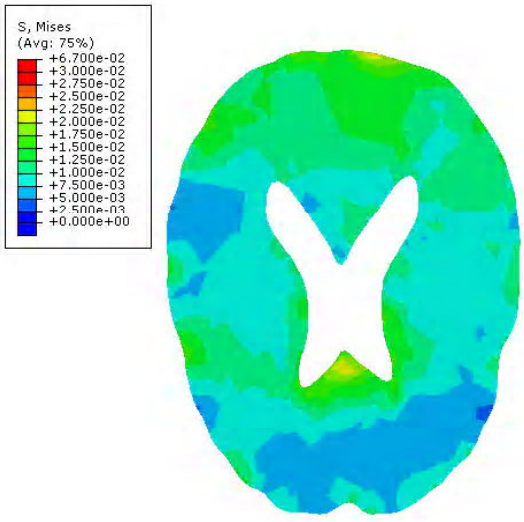
Şekil 4.6. Frontal çarpma üst görünüş Von Mises gerilme



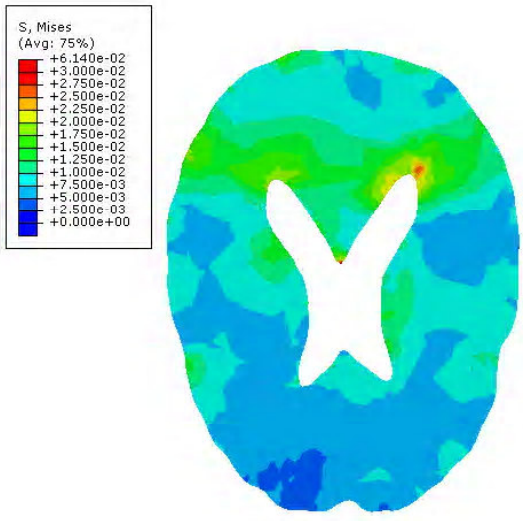
3,5 ms



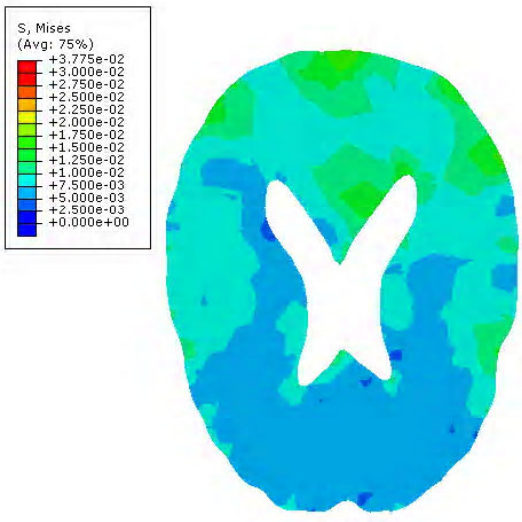
4 ms



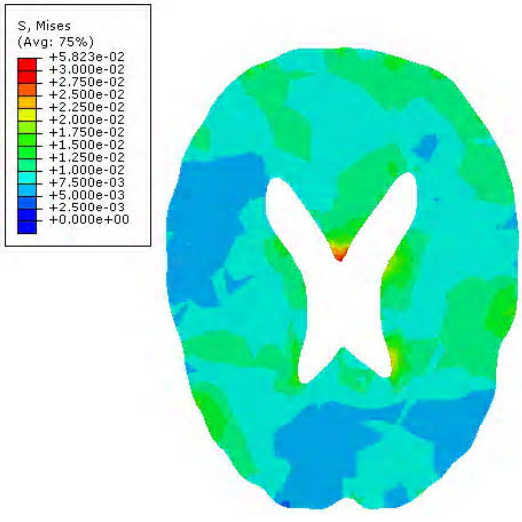
6 ms



8,5 ms



9 ms

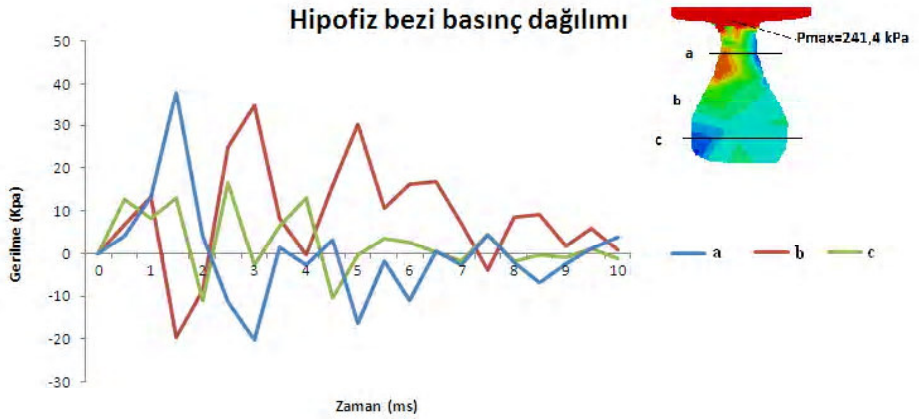


10 ms

Şekil.4.6. Frontal çarpma üst görünüş Von Mises gerilme (Devam)

4.4.2 Önden çarpma Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç)

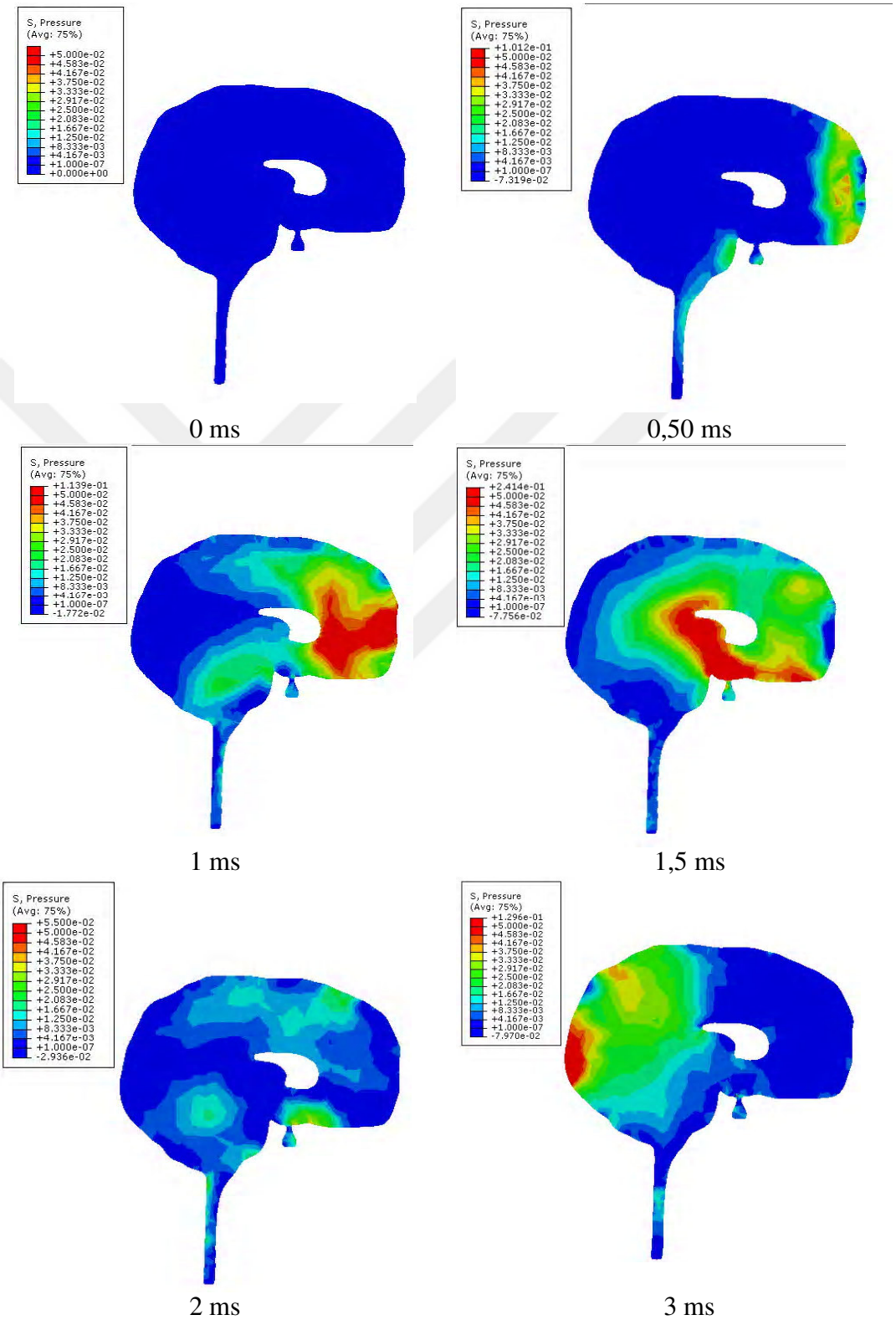
Önden çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen basınç dağılımı aşağıdaki şekil 4.7'de verilmiştir. Çarpmanın etkisi ile 0,5 ms sonra ön lobda 101,2 kPa değerinde basınç oluşmaktadır. Bu basınç sağ ve sol şakak loblarından ilerleyerek artloba ulaşmaktadır. 1 ms sonra ön lob basınç değeri 113,9 kPa değerine ulaşmaktadır. Çarpma sonrası en yüksek değer hipofiz bezinin hypotalamusa bağlandığı sap kısmın başladığı bölgede oluşmakta ve 241,4 kPa olmaktadır. Bu gerilme 3,5 ms sonra artloba ulaşmakta ve 88,7 kPa değerlerine ulaşmaktadır.



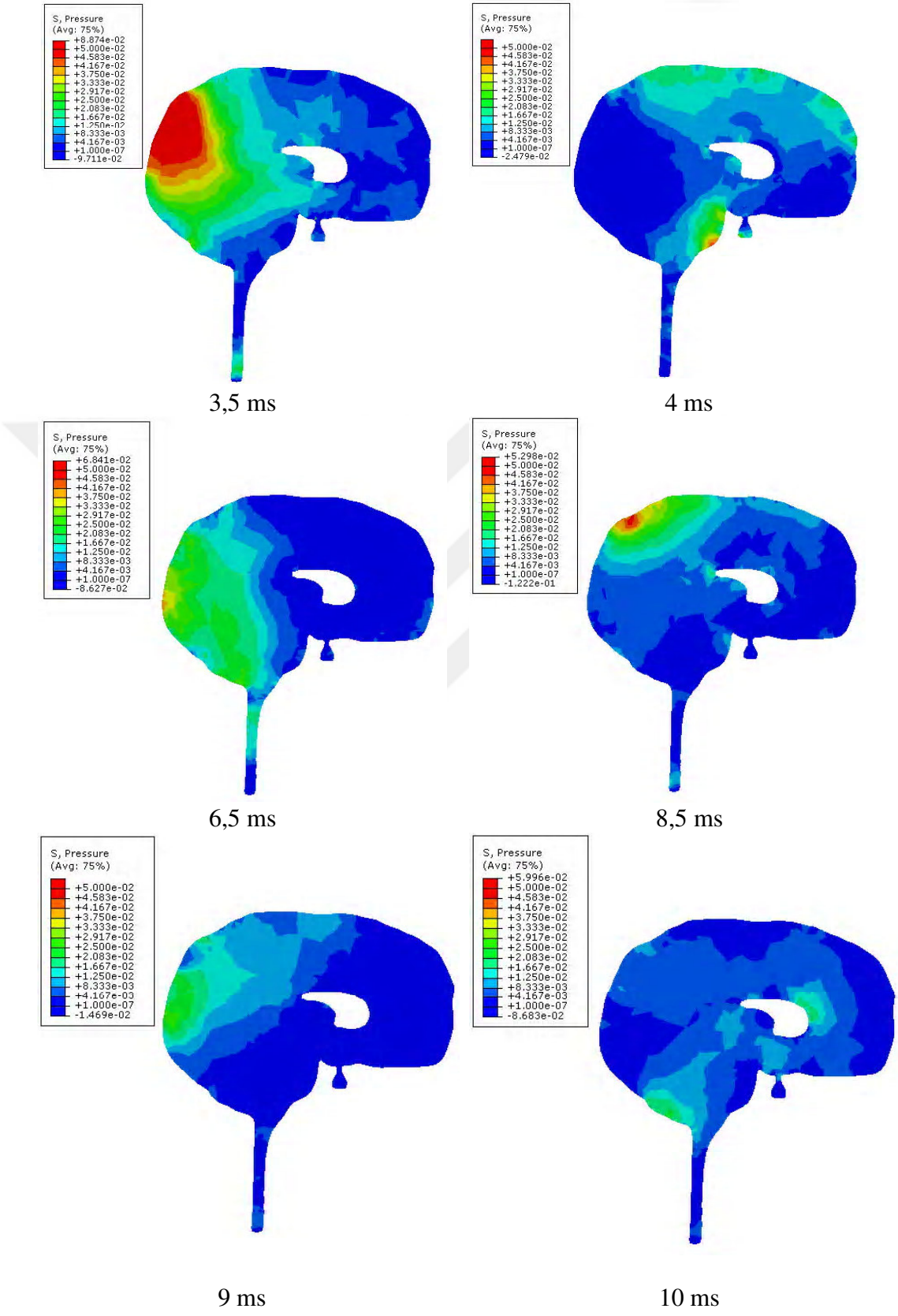
Şekil 4.7 Hipofiz Bezi Basınç Dağılımı

Şekil 4.7'de hipofiz beznin farklı bölgelerinde meydana gelen gerilmeler görülmektedir. Hypotalamus bölgesinde maksimum gerilme oluştuktan sonra hipofiz bezine doğru azalan bir iletim söz konusu olmaktadır. A kesitinde maksimum 38 kPa gerilme oluşmakta ve zamanla tekrarlanan yükler meydana getirerek azalmaktadır. Bu değer b kesitinde maksimum 36 kPa iken c kesitinde yaklaşık 14 kPa değerlerine ulaşmaktadır. Grafiktende görüldüğü üzere dar bir kesecikte konumlanmış hipofiz bezi çok fazla tekrarlanan yüklere maruz kalmaktadır. Tüm simülasyon boyunca maksimum basıncın hipofiz sapında meydana gelmesi ve tekrarlanan yüklere maruz kalması doku zedelenmesine sebep olmaktadır. Zang ve arkadaşlarına göre ise hypotalamus

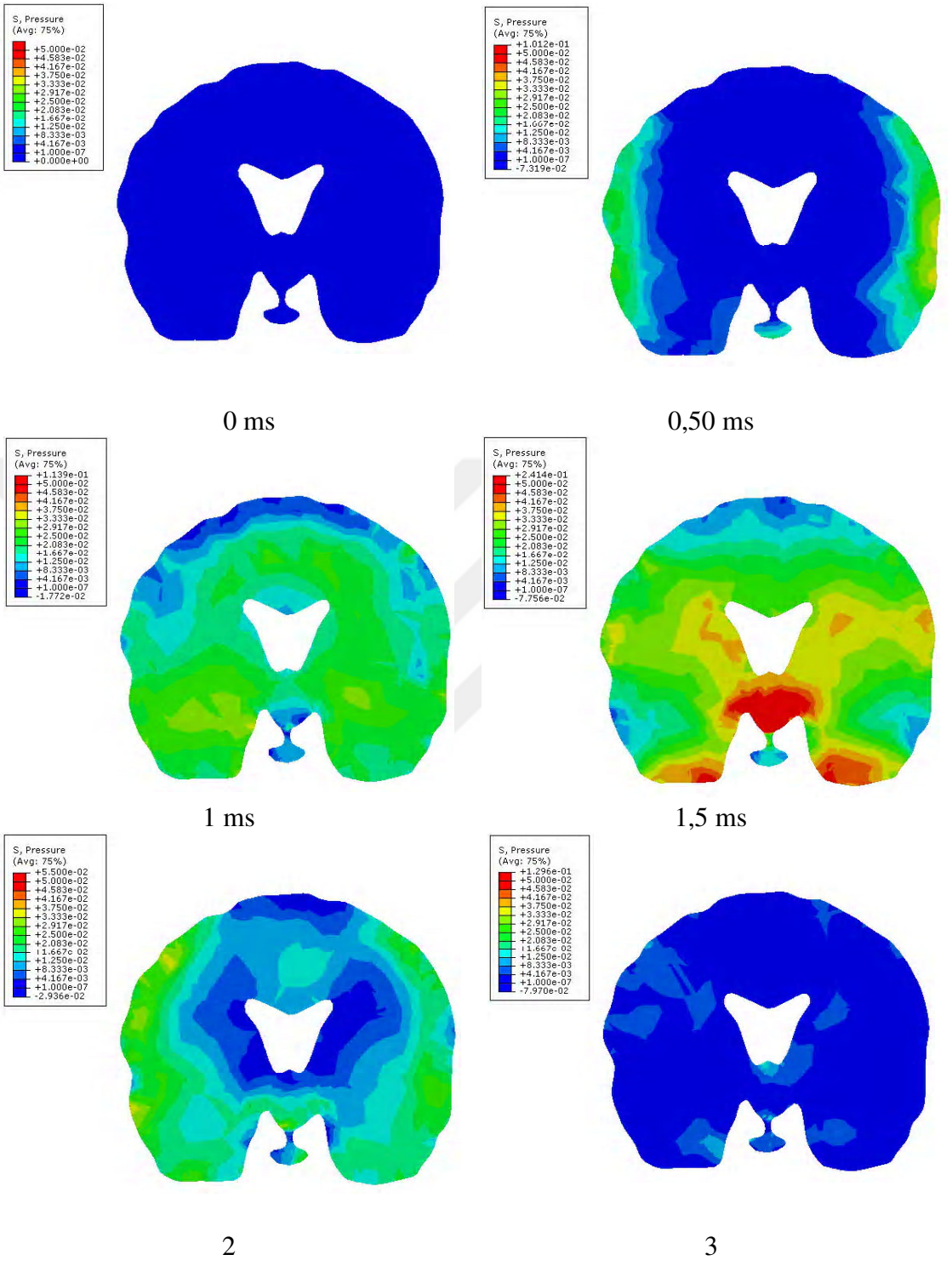
bölgesinde yaralanma eşik değeri aşılmıştır. Bu bölgede doku yaralanması gerçekleşmektedir [61].



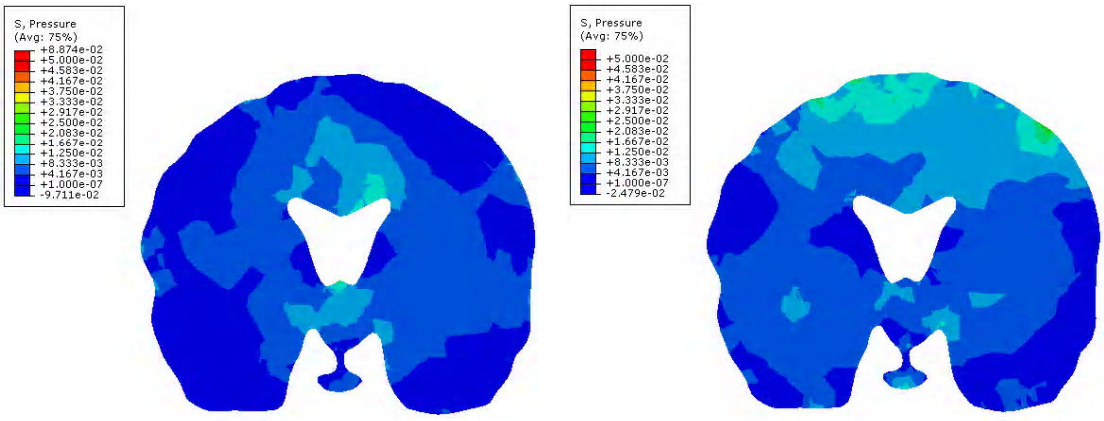
Şekil 4.8 Frontal çarpma yan görünüş won misess gerilme



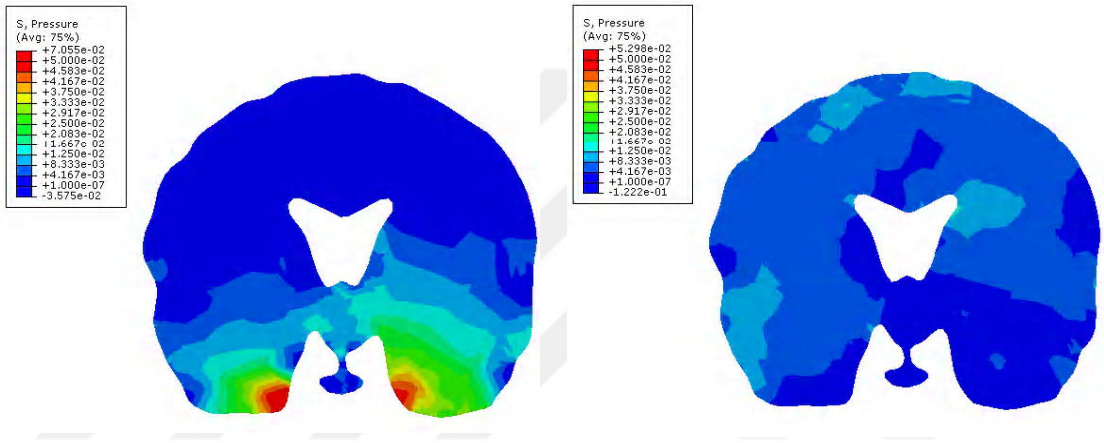
Şekil.4.8. Frontal çarpma yan görünüş won misess gerilme (Devam)



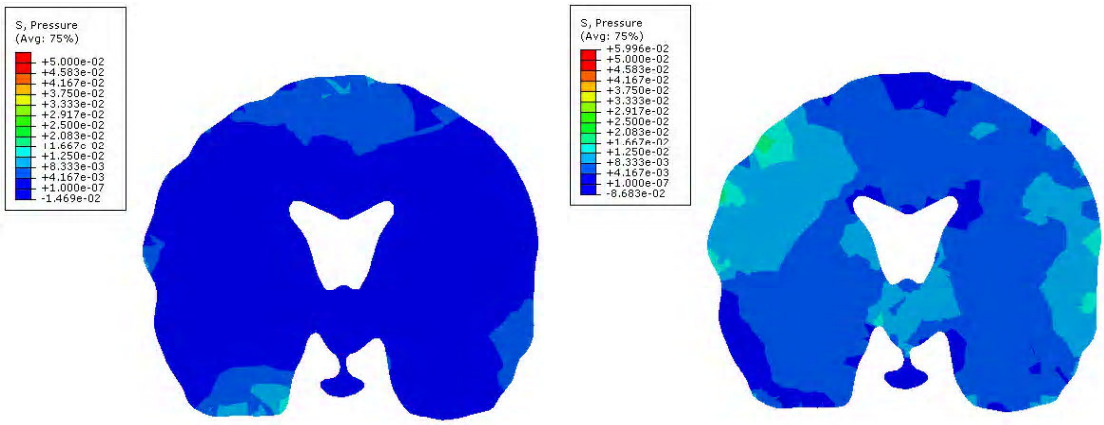
Şekil 4.9. Frontal çarpma ön görünüş ICP basınç



3,5 ms 4 ms

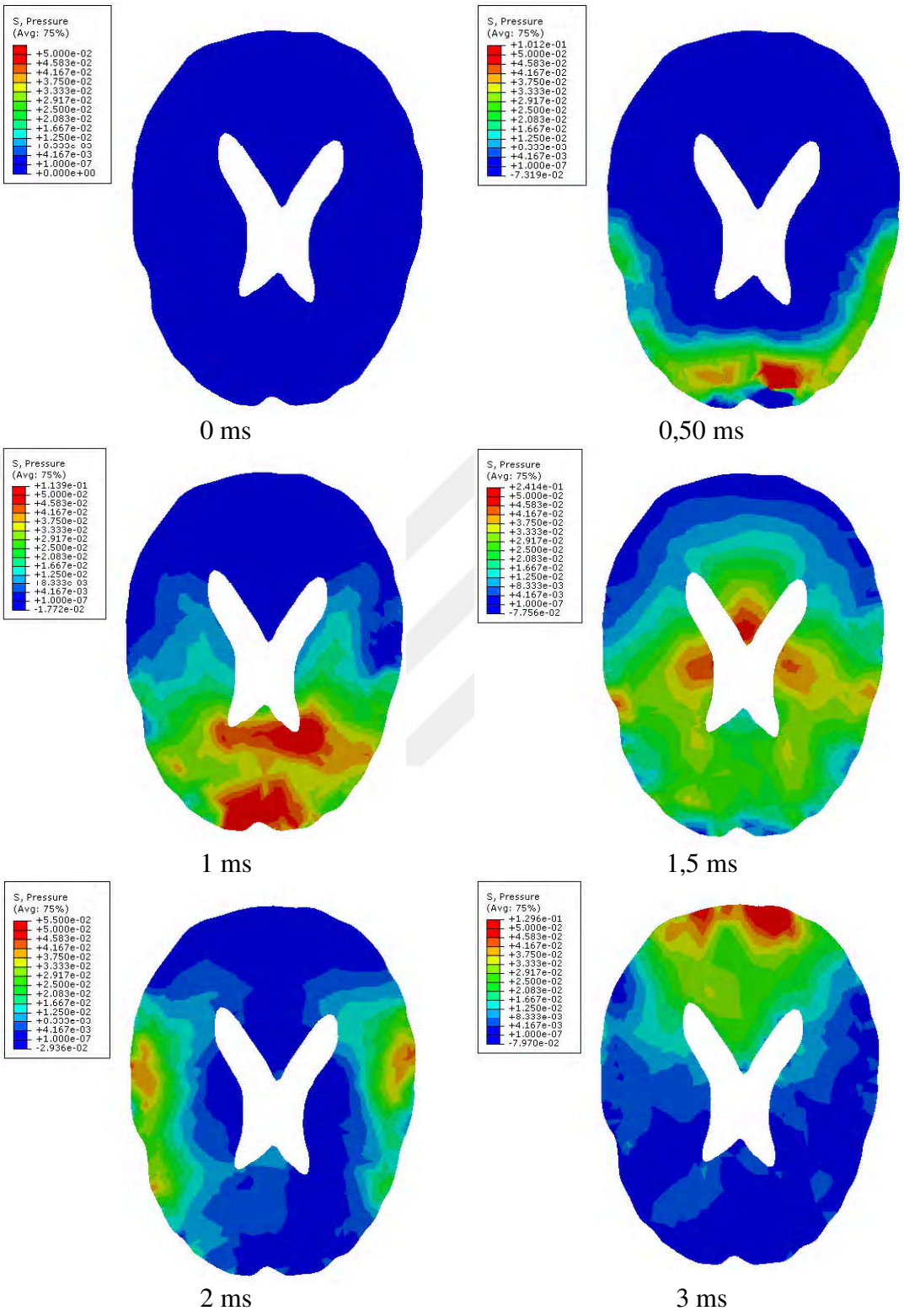


6 ms 8,5 ms

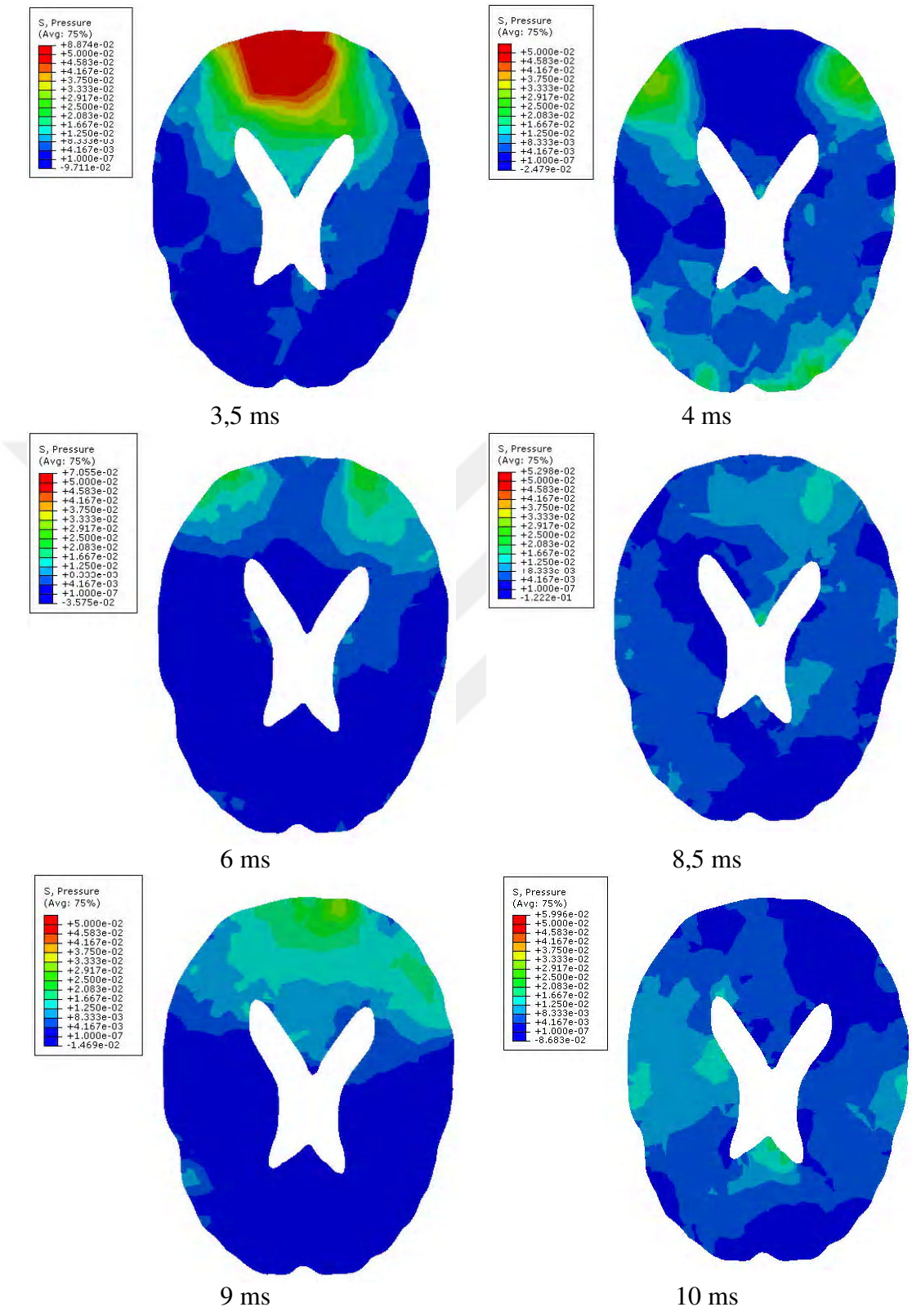


9 10

Şekil.4.9. Frontal çarpma ön görünüş ICP basınç (Devam)



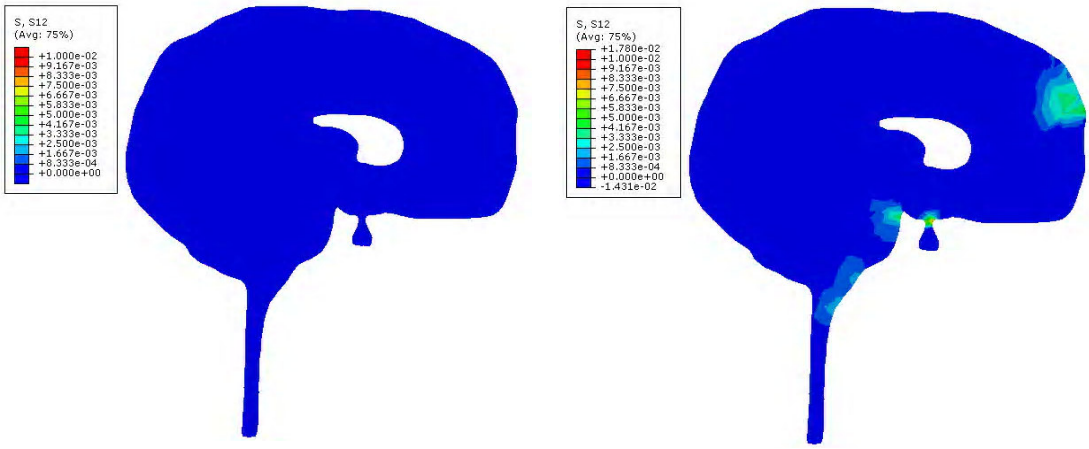
Şekil 4.10.Frontal çarpma üst görünüş ICP basınç



Şekil 4.10.Frontal çarpma üst görünüş ICP basınç (Devam)

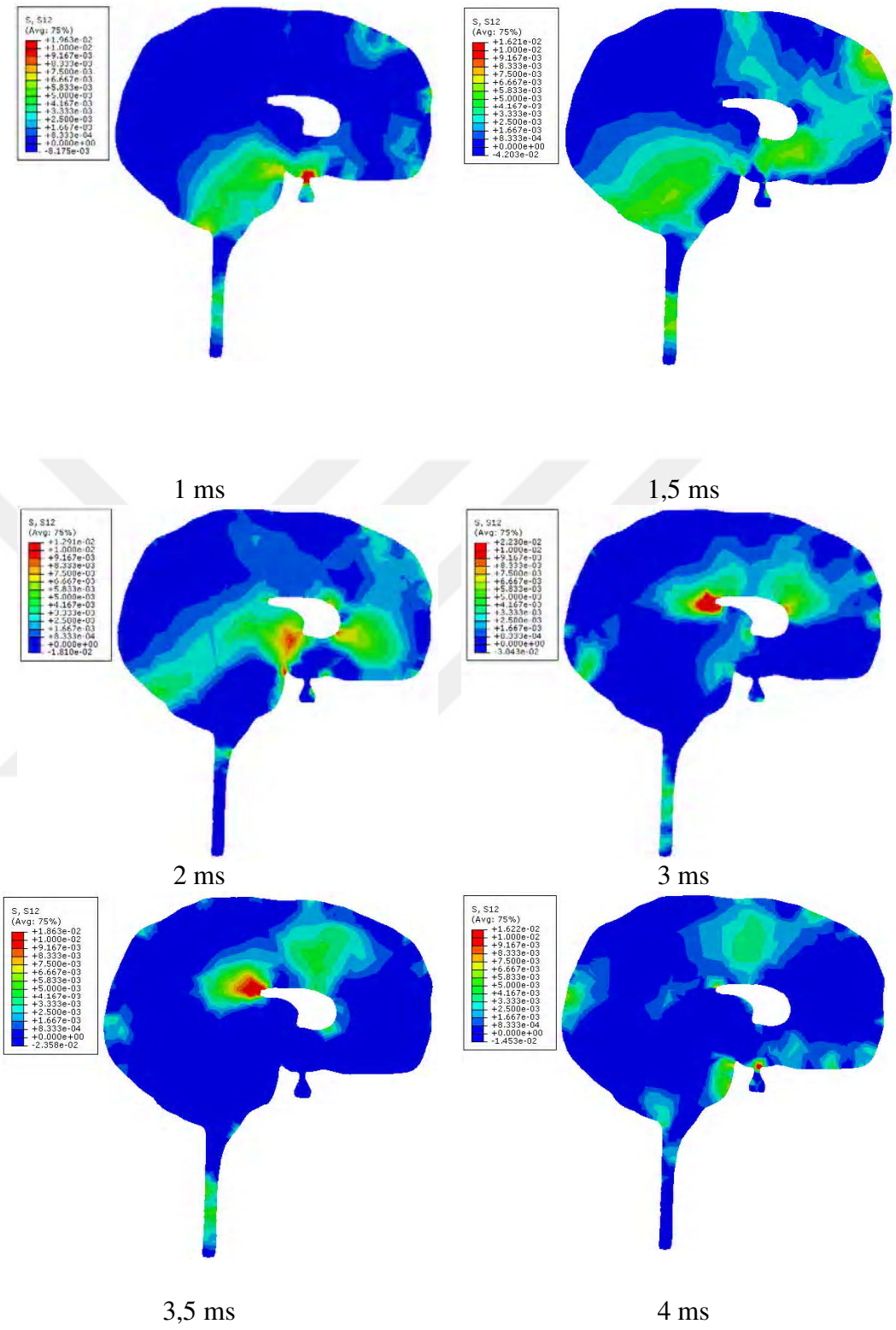
4.4.3 Kayma gerilmesi

Beyin iç bölgelerinde çarpma sonucu kayma gerilmeleri bu bölümde önden çarpma için incelenmiştir. Temasın sağlanması ile birlikte 0.5 ms içinde beyin ön lobundan 11 mm içeride 17,8 kPa'lık bir basınç oluşmakta. Bu basınç şakaklardan geçerek posterior fossa boşluğuna doğru hypotalamus bölgesinden geçerek ilerlemekte ve 1 ms sonra 19,6 kPa değerlerine ulaşmaktadır. 4.5 saniye sonra ise hipofiz bezi sapında maksimum kayma gerilmesi meydana gelmekte ve bu değer 24,2 kPa olmaktadır. Zang ve arkadaşlarına göre kayma gerilmesinin 7.8 kPa'dan büyük olması o bölgede %50 oranında yaralanma olmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle hipofiz sapı bölgesinde ciddi yaralanma olmaktadır. Dolayısıyla hipofiz sapında bulunan ve hypotalamus ile salgı alışverşini yapan damarlarında dokusal bozulması gerçekleşmektedir. Kayma gerilmesi değerinin 3,7 kPa dan küçük olası durumunda ise beyin yaralanması gerçekleşmemektedir. Hipofiz sapının a kesitide bu değer 13,4 kPa, b kesintinde 10 kPa ve c kesitinde 4.3 KPa seviyelerine düşmektedir. Genel olarak maruz kaldığı kayma gerilmeleri hipofiz sapından aşağı doğru indikçe yaralanma riskinin azalması yönündedir.

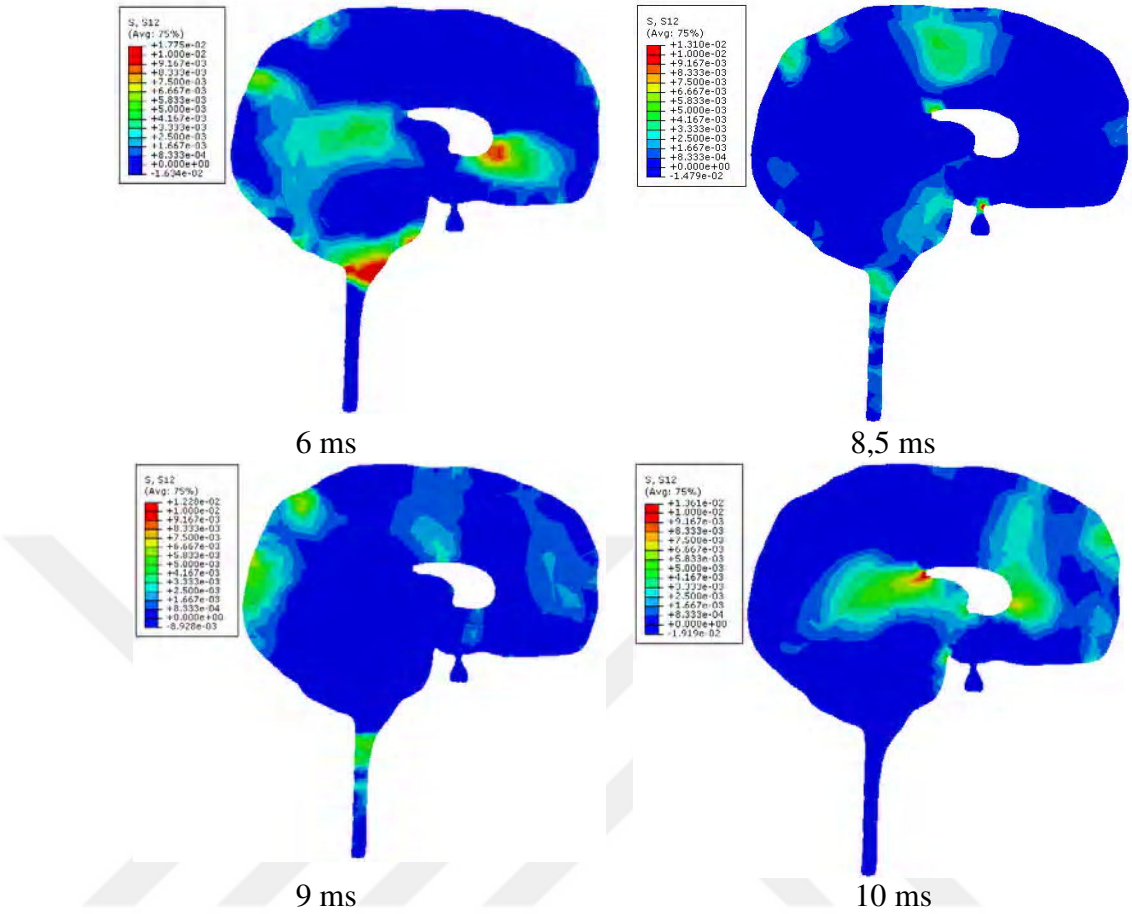


0 ms 0,50 ms

Şekil 4.11. Frontal çarpma kayma gerilmesi



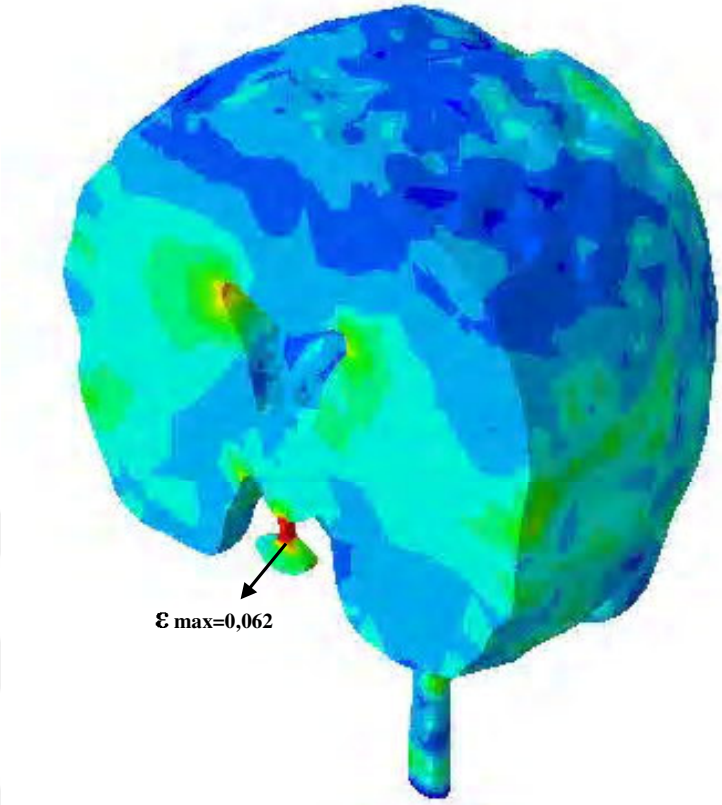
Şekil.4.11. Frontal çarpma kayma gerilmesi (Devam)



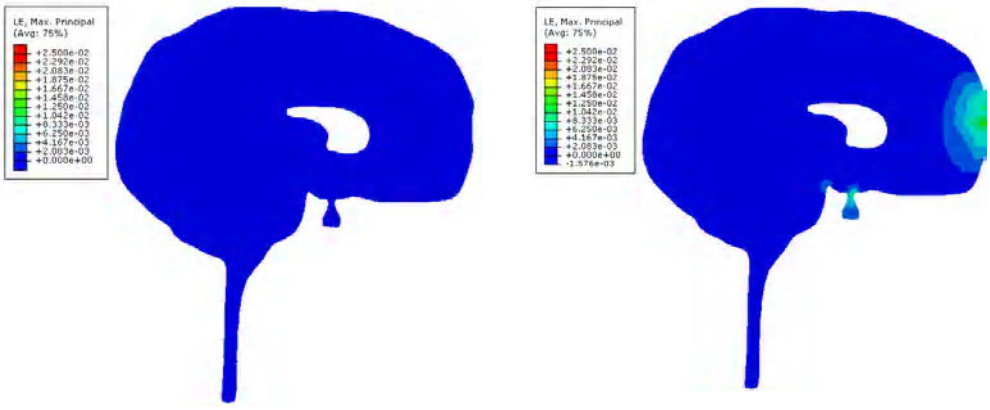
Şekil.4.11. Frontal çarpma kayma gerilmesi (Devam)

4.4.4 Önden (Frontal) Çarpma Birim Uzama (strain)

Şekil 4.12'de tramva sonrası beyinde meydana gelen birim uzama değerleri yan görünüş (sigital) olarak verilmiştir. İlk 0-1 ms arasında darbenin olduğu ön lobda yaklaşık olarak birim uzama 0,022 değerine ulaşmaktadır. 1 ms sonunda hypotalamusun hipofiz sapı bölgesinin hemen üstünde 0,052 olmaktadır. 0.3 ms sonra bu değer Şekil 4.12'de gösterildiği gibi maksimum değerine ulaşmakta ve 0.062 olmaktadır. Birim uzama hipofiz bezinin iç kısımlarında ise 0.02 değerine kadar düşmektedir. Birim yer değiştirmenin 0,1 den küçük olması durumunda, meydana gelen yaralanmaların kalıcı olmadığı ortaya konmuştur. Önden çarpma durumunda ise bu değer en fazla 0.062 olduğundan eşik değerini aşmamıştır.

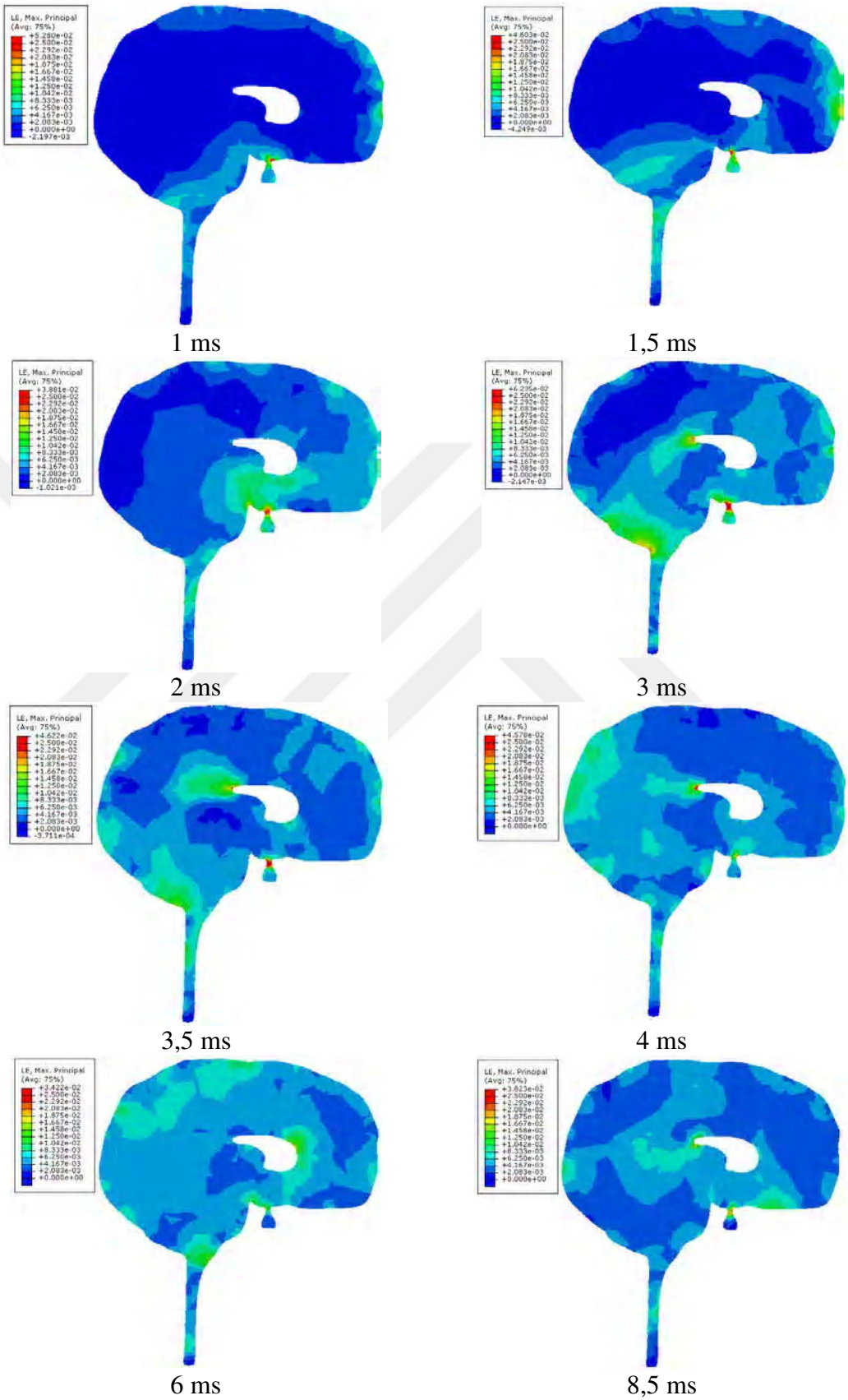


Şekil 4.12 Frontal çarpma birim uzama

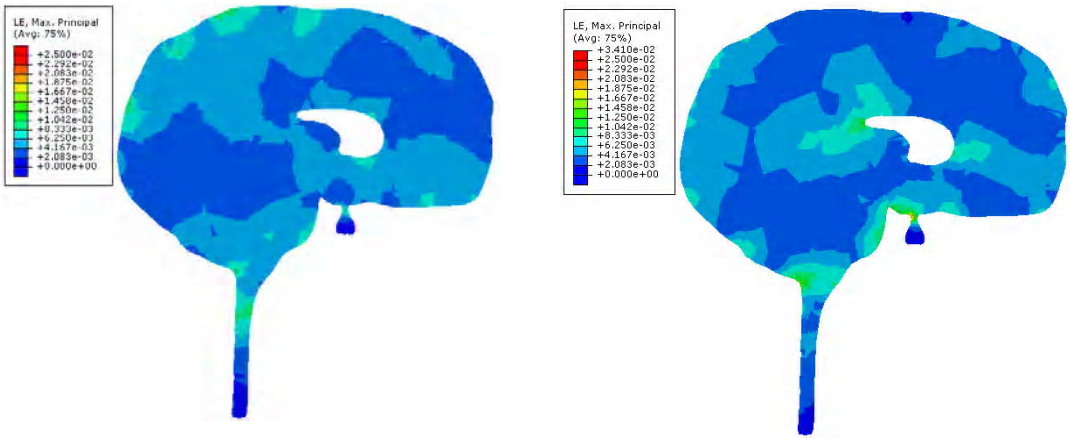


0 ms 0,50 ms

Şekil 4.13. Frontal çarpma birim uzama



Şekil.4.13. Frontal çarpma strain birim uzama (Devam)

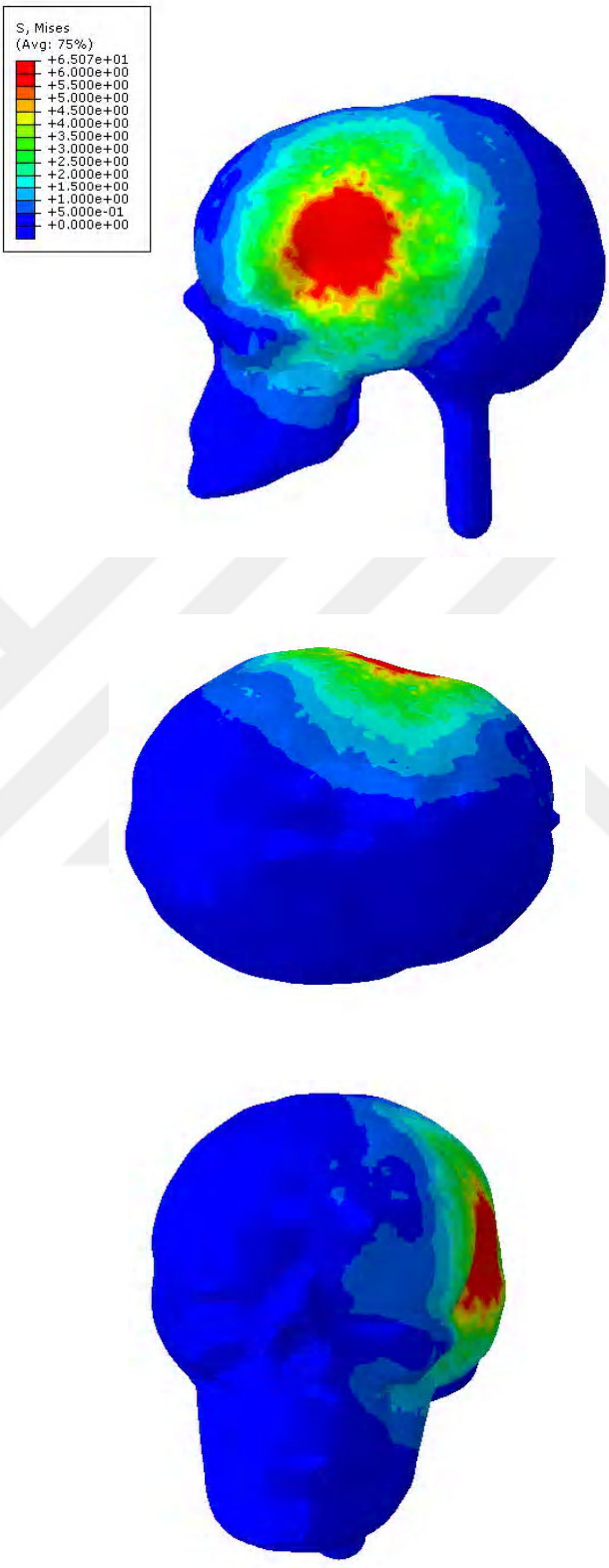


9 ms 10 ms

Şekil.4.13. Frontal çarpma strain birim uzama (Devam)

4.5. Durum 2: Kafatası Yandan (Lateral) Çarpma Modeli

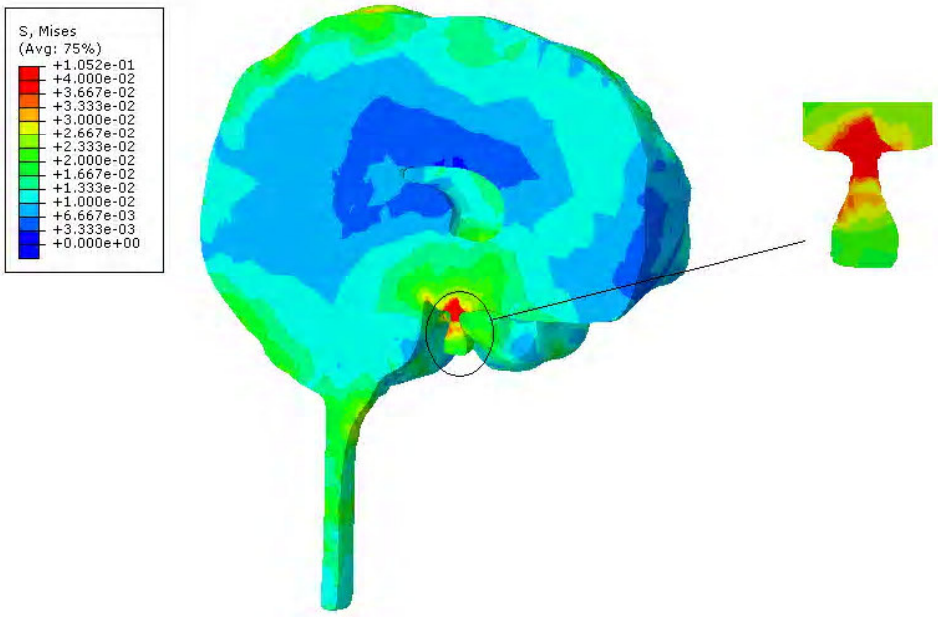
2 nolu senaryoda bölüm 5.2 de açıklandığı gibi alüminyum cisim kafatasına şekil 4.1 b' daki gibi çarptırılmıştır. Çarpma sonrası çarpmanın olduğu bölgede gerilme yoğunlaşmakta ve sonra Lateral kemik bölgesine yayılarak boyun bölgesine doğru yayılmaktadır. Kafatası Lateral bölgesinde 3000 N luk bir kuvvet oluşmaktadır. Çarpmanın gerçekleşmesi ile birlikte 0,5ms içinde gerilme oluşmakta ve 1 ms içinde çene kemiğinin kafa bölgesi ile birleştiği noktaya ulaşmakta ve 1,5 ms sonunda kafatası boyun ekseni üzerinde esnemeye başlamakta ve çarpmanın olduğu bölgeden sola doğru esneme gerçekleşmektedir. Dolayısıyla kuvvet iletimi kafatasından beyin sol şakak lobundan sağ şakak lobuna doğru iletilmekte ve değişken gerilmelere sebep olmaktadır. Çarpmanın olduğu bölgede gerilme değeri maksimuma ulaşmakta ve 65,07 MPa değerinde olmaktadır. Bu gerilme kafatasından boyun bölgesine doğru iletilmekte ve tüm simülasyon boyunca değişkenlik göstermektedir. Bu bölgede bu değer maksimum 42,7 MPa olmaktadır.



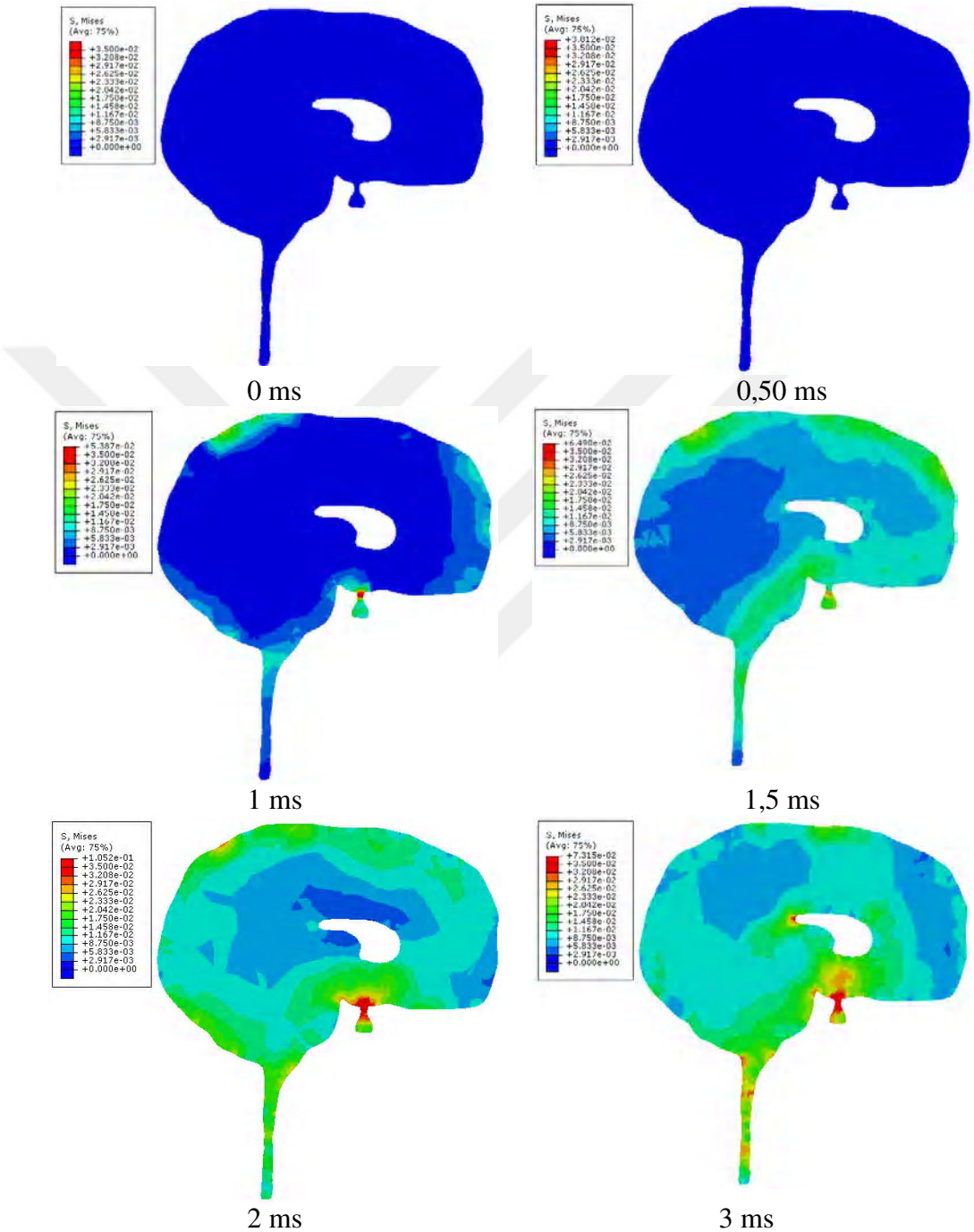
Şekil 4.14. Lateral çarpma kafatası gerilme dağılımı

4.5.1 Lateral Çarpma Von Mises Gerilme

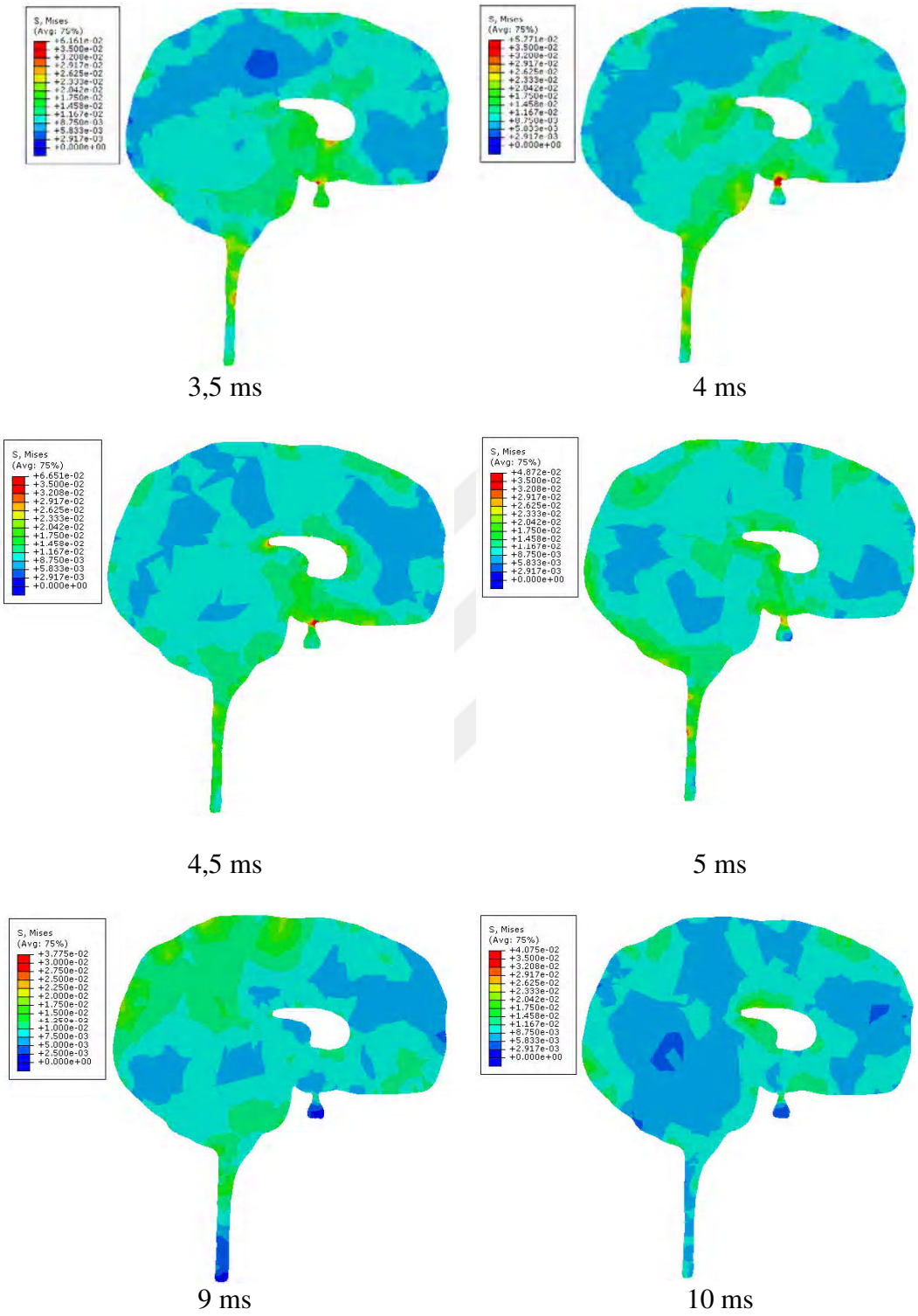
Yandan çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen von misses gerilmeler aşağıdaki Şekil 4.15'de verilmiştir. Harici cismin çarpması ile gerilmeler ön görünüş (coronal plane), yan görünüş (sigital plane) ve üst görünüş (transverse plane) olarak verilmiştir. Çarpmanın yandan gerçekleşmesi nedeni ile şekillerden görüldüğü üzere kuvvet ve enerji iletim hattı çarpmadan hemen sonra 0,5 ms içinde beyin şakak lobundan 38,1 kPa değerinde başlamakta ve 1 ms içinde beyin yarım küresini kaplamakta ve bu saniye içerisinde hypotalamus bölgesinde 53.8 kPa olmaktadır. 2ms sonra bu değer hipofiz sapının bittiğin yerden 4-5 mm yukarısında maksimuma ulaşmakta ve 105,2 kPa olmaktadır. Bu değer hipofiz bezine doğru azalmakta ve beyin sapı ile hypotalamus bağlantısının altında 60 kPa olmaktadır. Hipofiz sapının hipofiz ile başlandığı kısımda 3 ms sonra 50 kPa gerilme meydana gelmektedir. Hipofiz bezinin türkeğerine değdiği kısımda bu değer 2,5 ms içinde 40 kPa olmaktadır. Bu değerler ile 27 kPa olan yaralanma eşik 61] değeri aşılmaktadır.



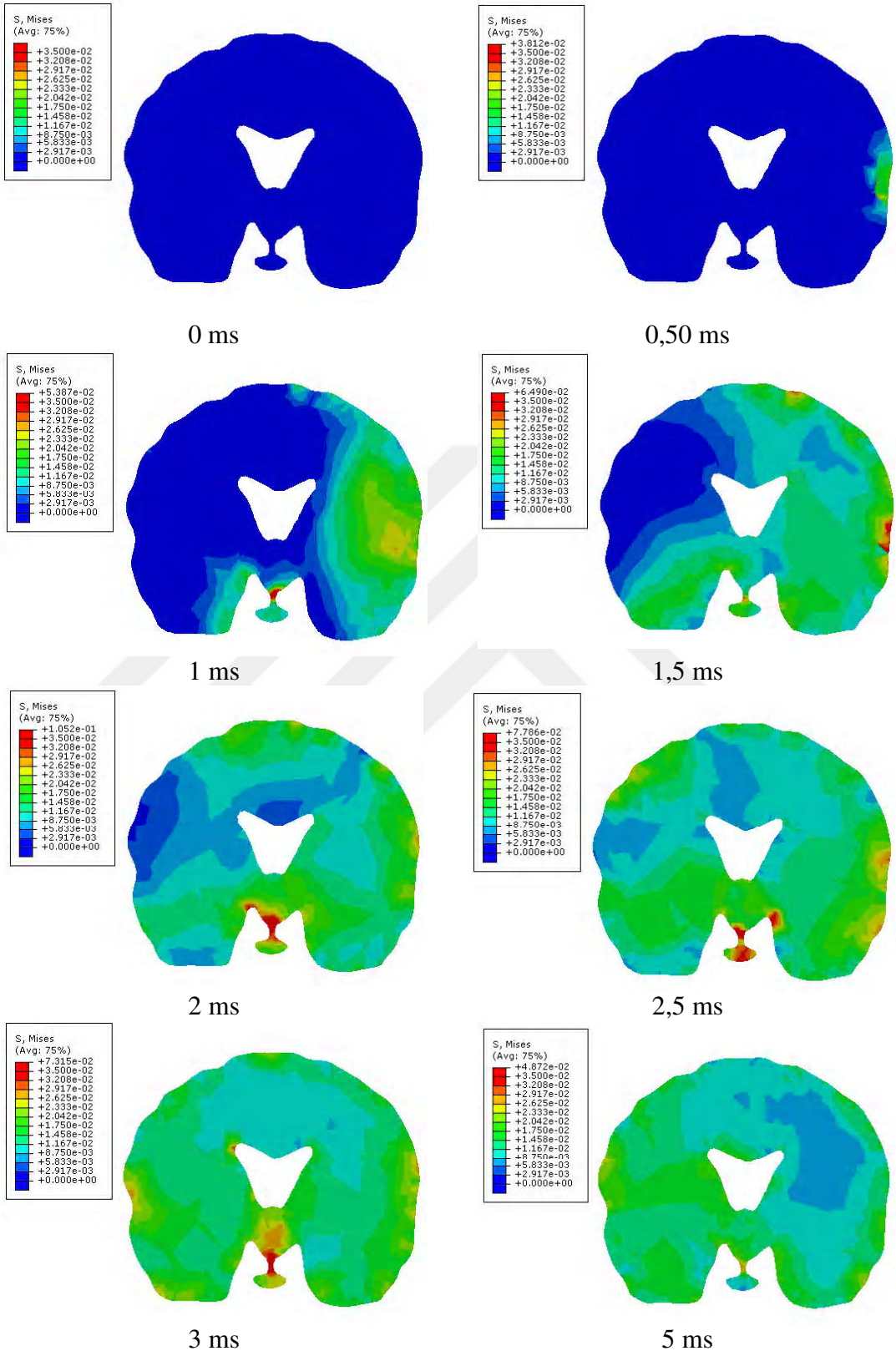
Şekil 4.15. Lateral çarpma maksimum gerilme



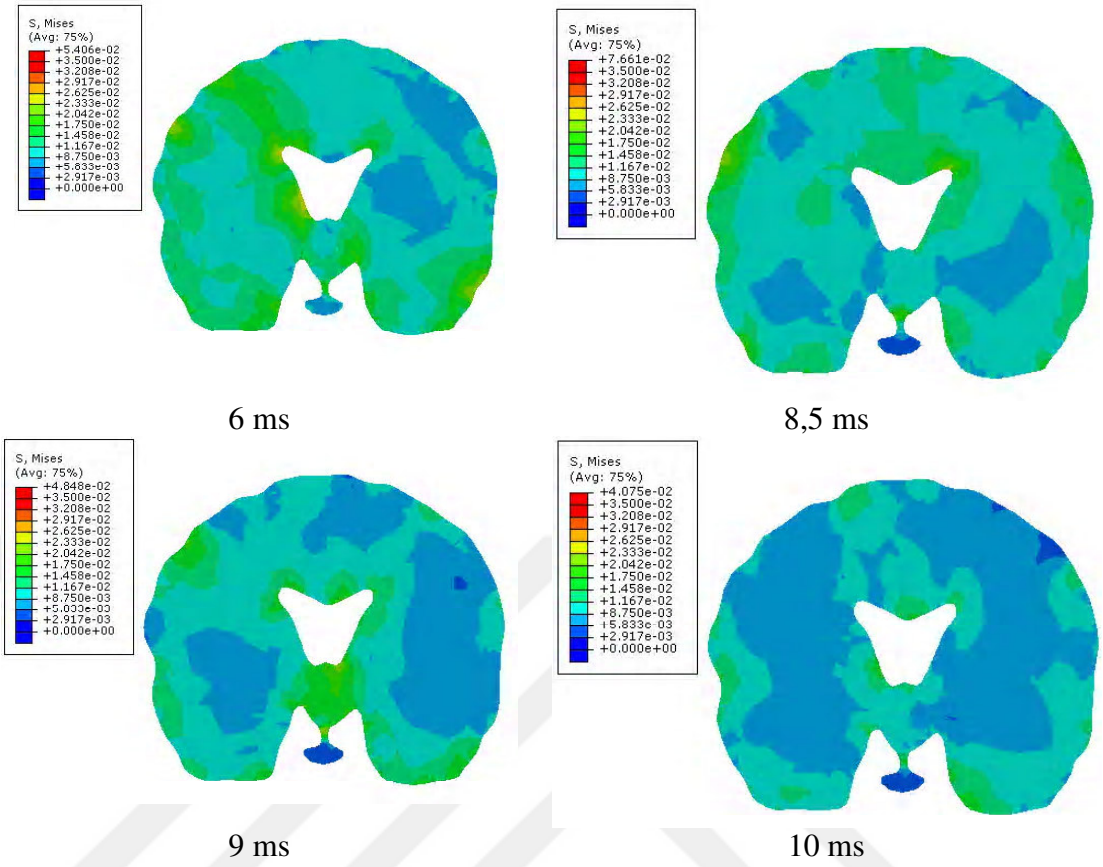
Şekil 4.16. Lateral çarpma yan görünüş Von Mises gerilme



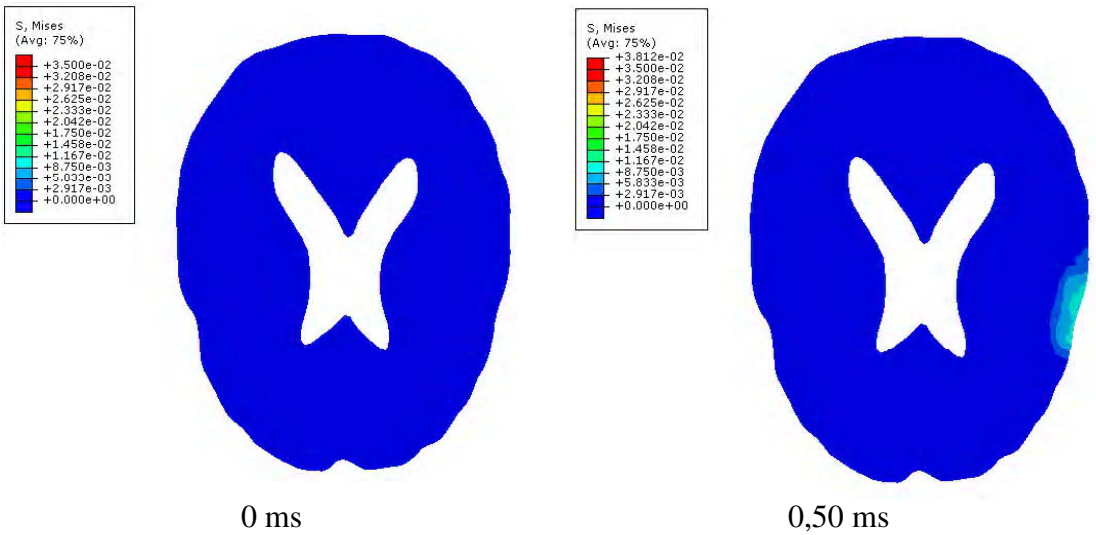
Şekil 4.16 Lateral çarpma yan görünüş Von Mises gerilme (Devam)



Şekil 4.17. Lateral çarpma ön görünüş Von Mises gerilme

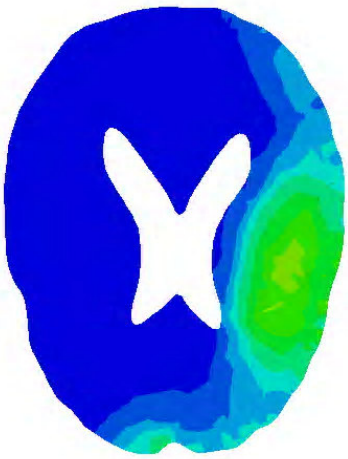


Şekil 4.17 Lateral çarpma ön görünüş Von Mises gerilme (Devam)

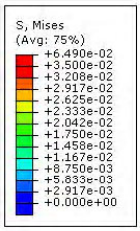


Şekil 4.18. Lateral çarpma üst görünüş Von Mises gerilme



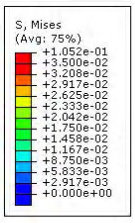


1 ms



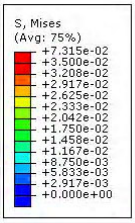


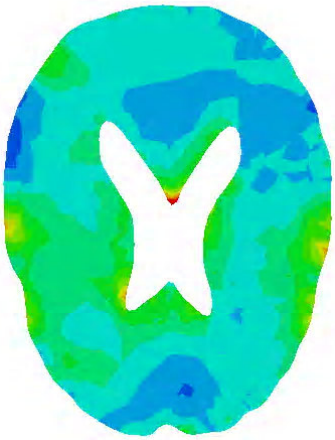
1,5 ms



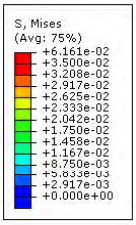


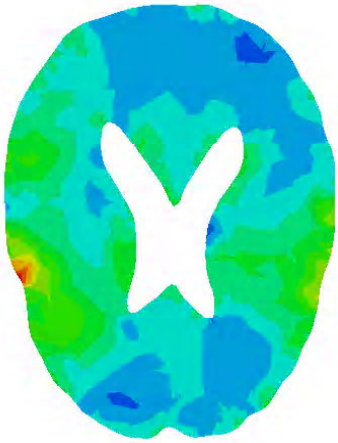
2 ms



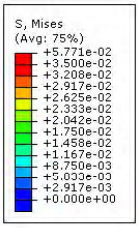


3 ms





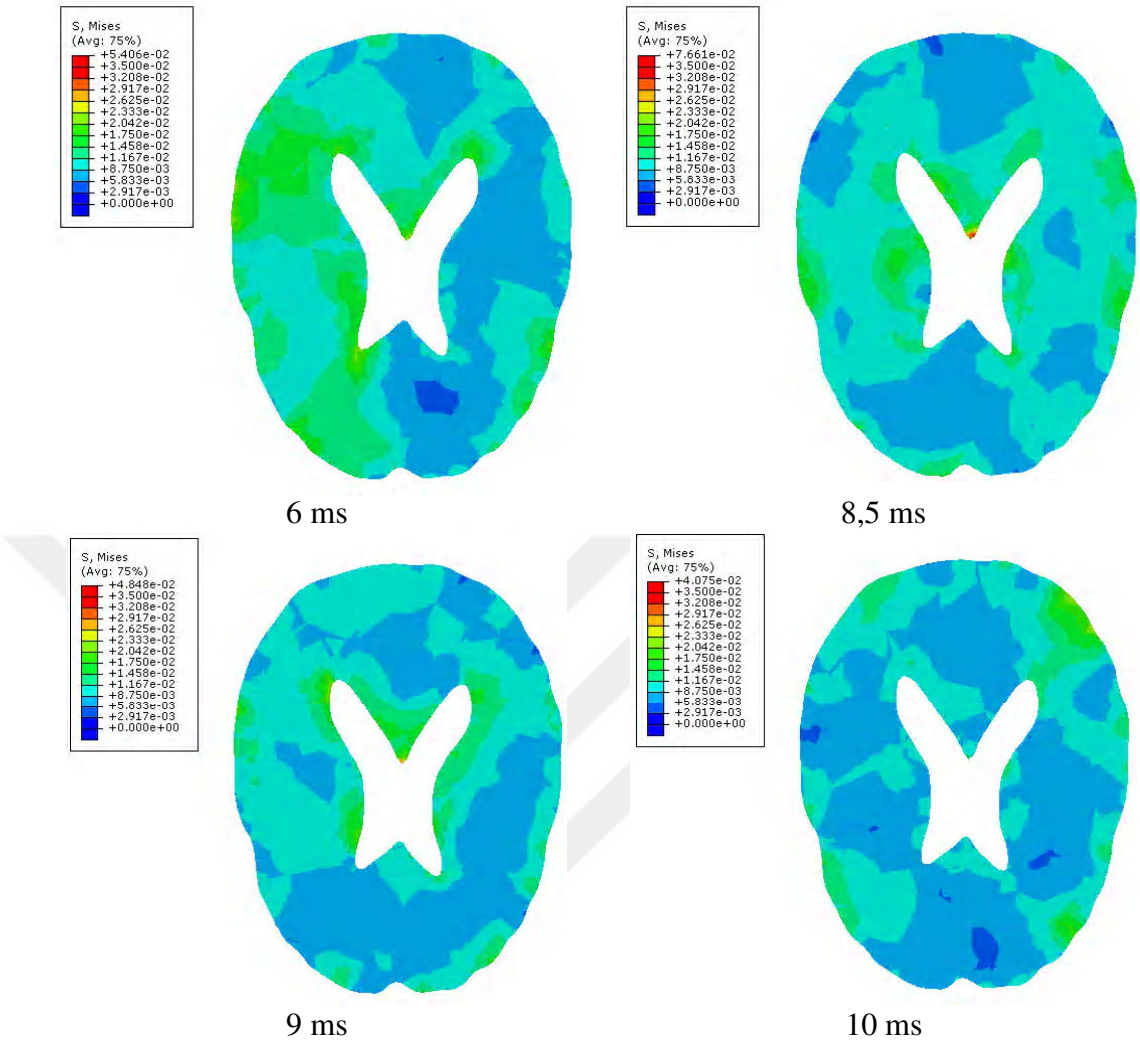
3,5 ms





4 ms

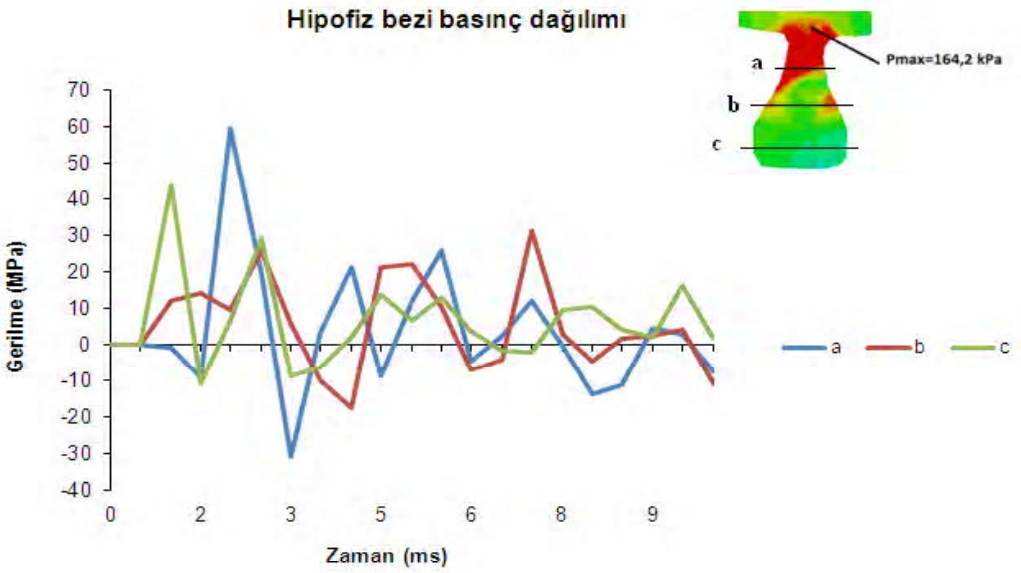
4.18 Lateral çarpma üst görünüş Von Mises gerilme (Devam)



4.18 Lateral çarpma üst görünüş Von Mises gerilme (Devam)

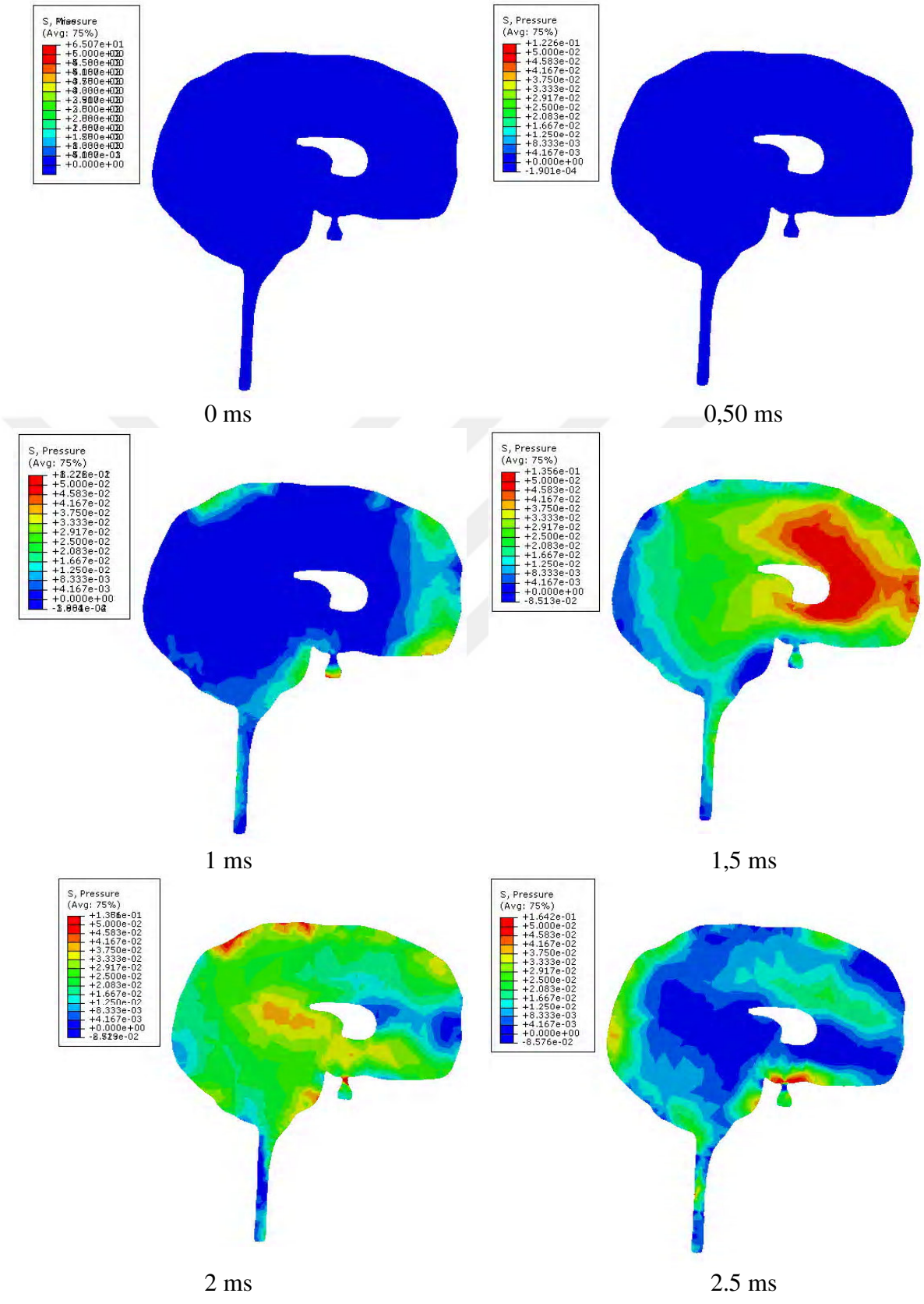
4.5.2 Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç)

Lateral çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen basınç dağılımı aşağıdaki Şekil 4.19'da verilmiştir. Çarpmanın etkisi ile 0,5 ms sonra şakak bölgesinden 10 mm içeride 122,6 kPa değerinde basınç oluşmaktadır. Basınç iletimi şakaktan beynin üst ve alt tarafından ilerlemekte ve kuvvetin uygulandı bölgenin karşısındaki şakak bölgesinde toplanmaktadır. Bu ilerleme temas noktasından itibaren daire şeklinde ilerlemekte ve hypotalamus ve hipofiz bezine geçmektedir. 1 ms sonra 82,72 kPa değeri hipofize uzak bölgede occiptabal bölgenin 20-25 mm aşağısında gerçekleşmektedir. 1.ms sonra sol yarım küre koku soğanı bölgesinde 135,6 kPa basınç oluşmaktadır. 2,5 ms sonunda hypotalamusun hipofiz bezine bağlandığı kısımda 164,2 kPa basınç oluşarak maksimum değere ulaşmaktadır.

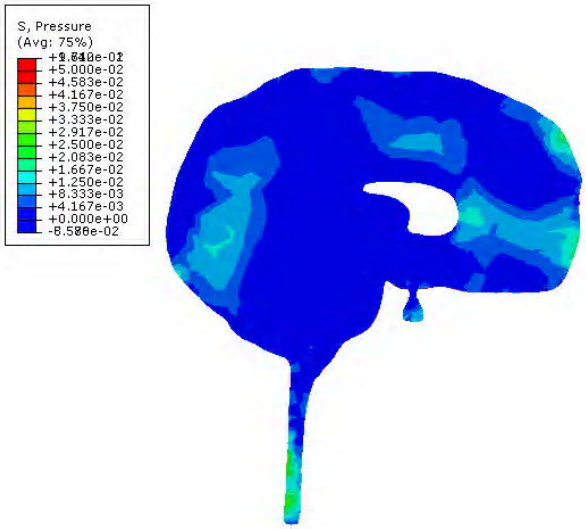


Şekil 4.19. Lateral çarpma Hipofiz bezi iç basınç dağılımı

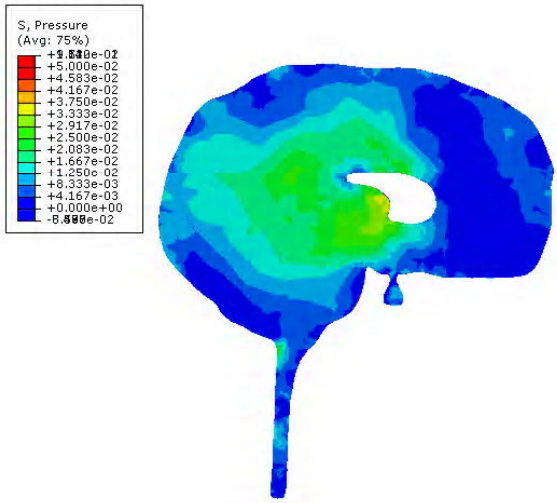
Yukarıda Şekil 4.19'da Lateral çarpma sonucu hipofiz beznin farklı bölgelerinde meydana gelen gerilmeler görülmektedir. Hypotalamus bölgesinde maksimum gerilme oluştuktan sonra hipofiz bezine doğru azalan bir iletim söz konusu olmaktadır. A kesitinde maksimum 59,7 kPa gerilme oluşmakta ve zamanla tekrarlanan yükler meydana getirerek azalmaktadır. Bu değer b kesitinde maksimum 31,08 kPa iken c kesitinde yaklaşık 43 kPa değerlerine ulaşmaktadır. Hipofiz bezinin türk eğerine değdiği nokta olan en alt kısımda orta bölümlere göre daha fazla basınç oluşmuştur.



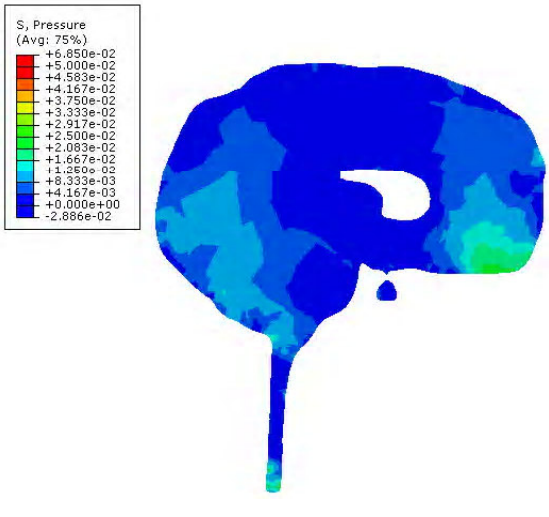
Şekil 4.20. Lateral çarpma yan görünüş ICP basınç



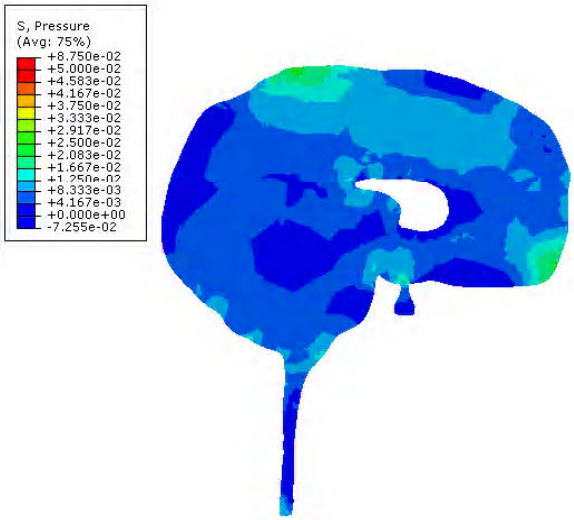
3 ms



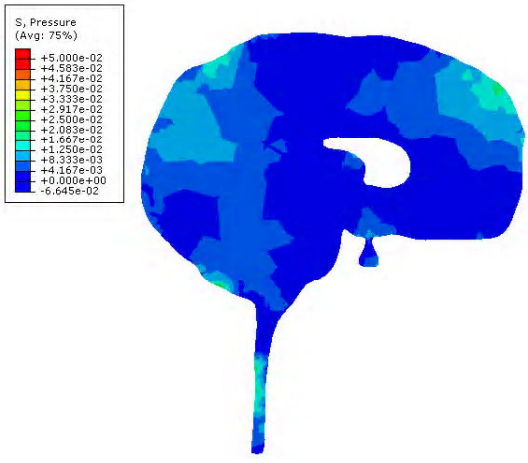
4 ms



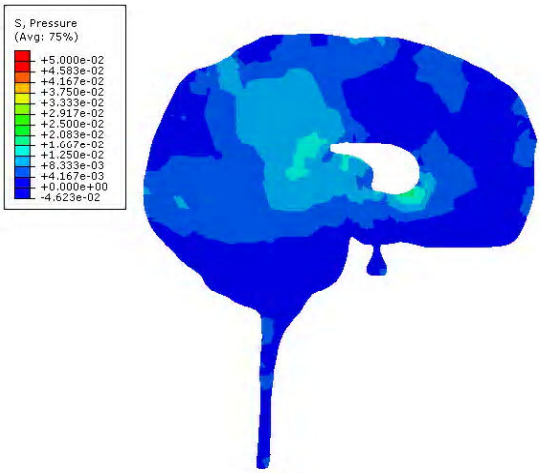
6,5 ms



8,5 ms

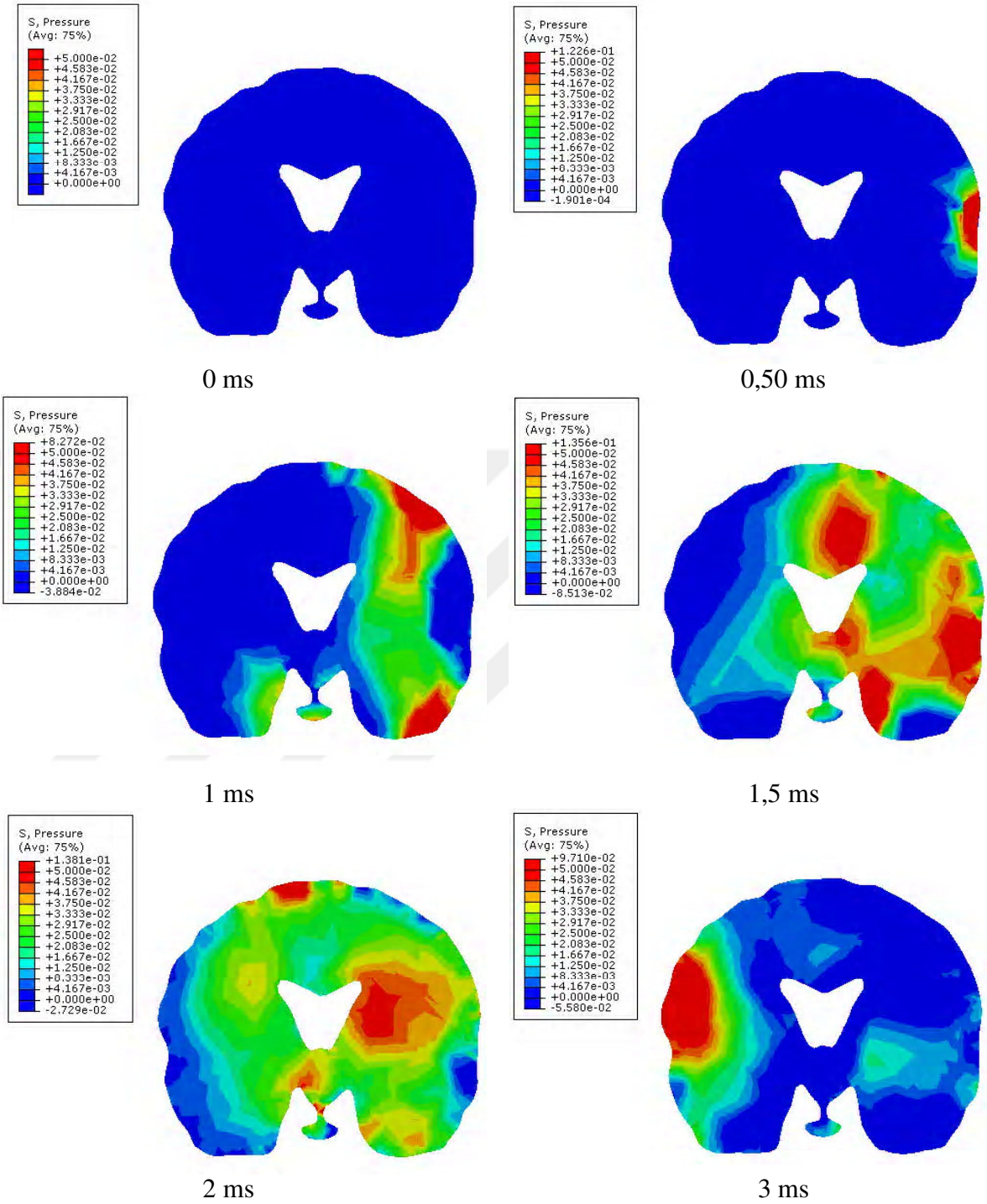


9,5 ms



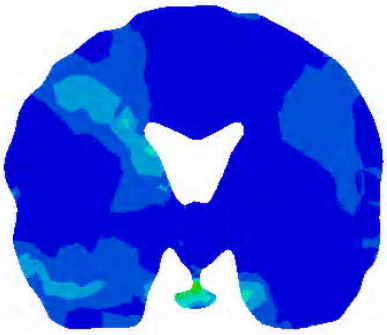
10 ms

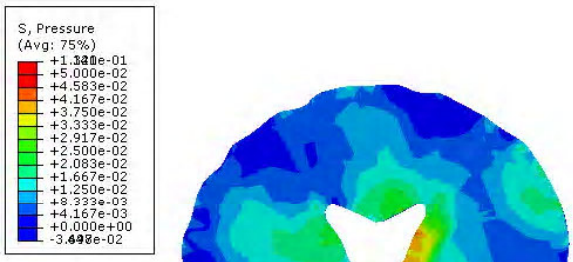
Şekil. 4.20 Lateral çarpma yan görünüş ICP basınç (Devam)

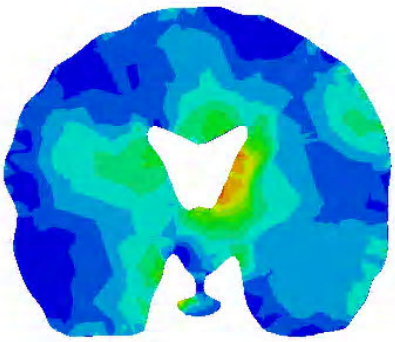


Şekil 4.21. Lateral çarpma ön görünüş ICP basınç



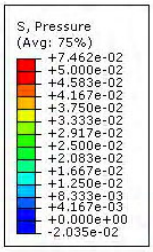


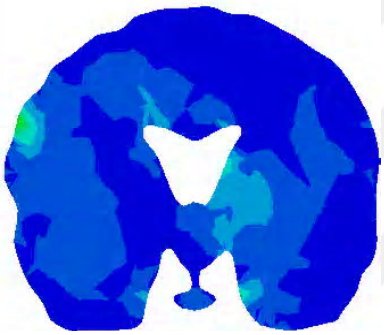


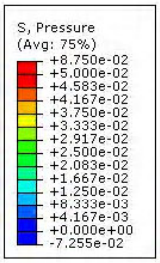


3,5 ms

4 ms



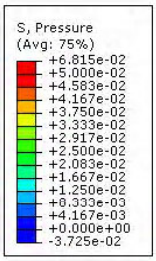




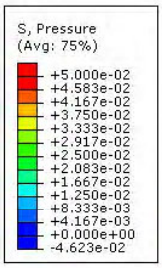


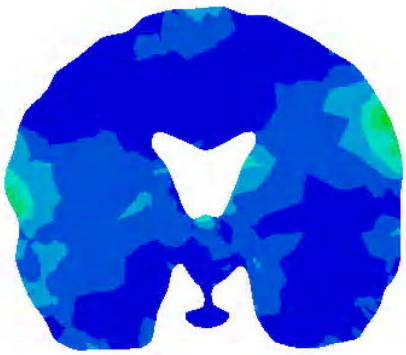
6 ms

8,5 ms





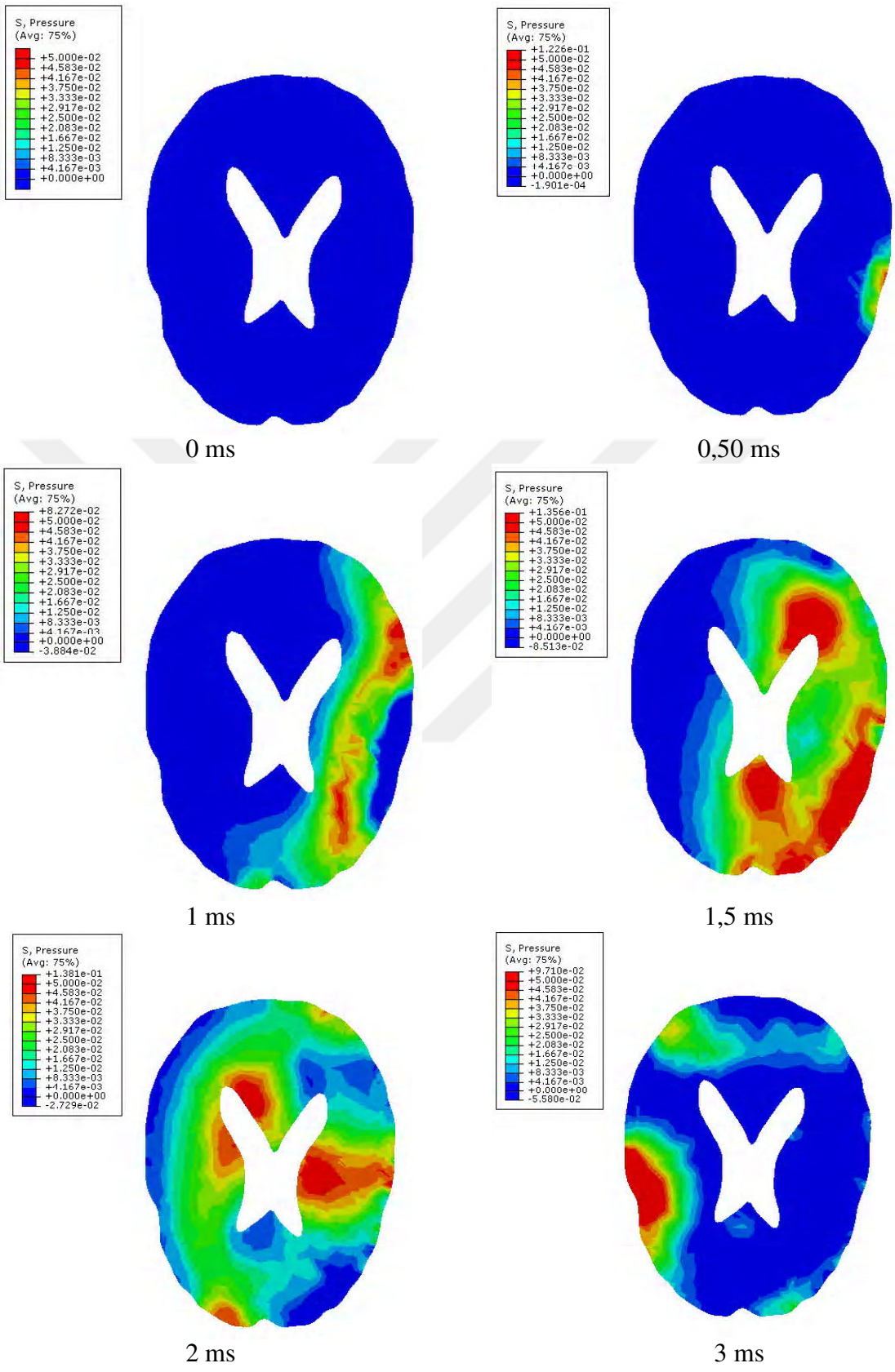




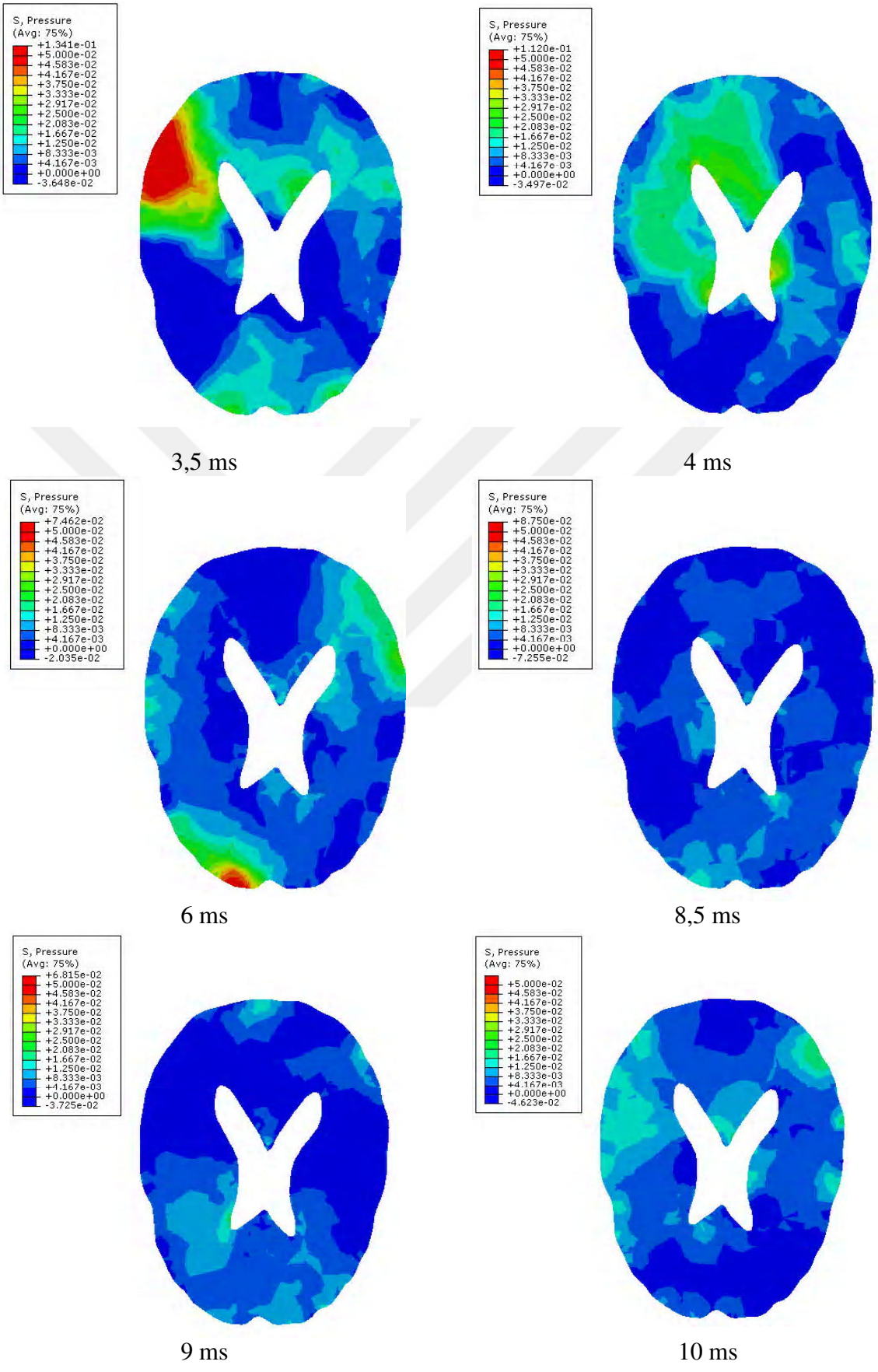
9 ms

10 ms

Şekil 4.21 Lateral çarpma ön görünüş ICP basınç (Devam)



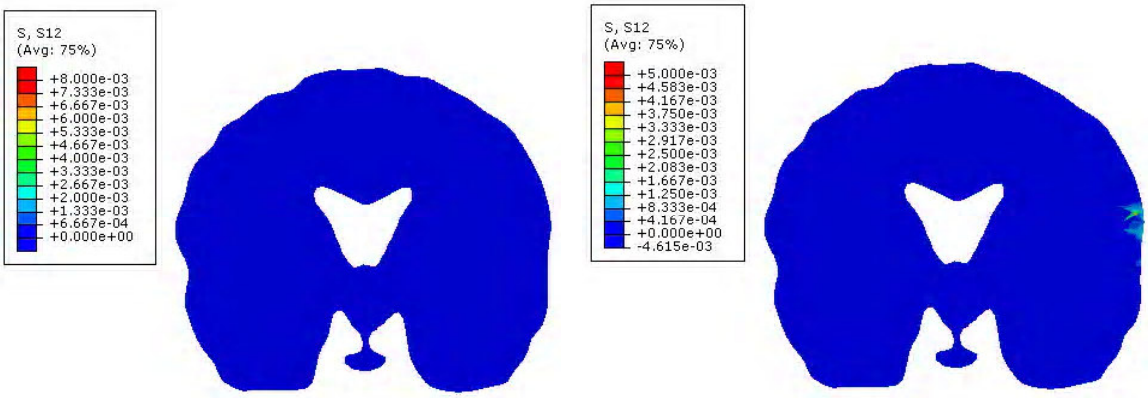
Şekil 4.22. Lateral çarpma üst görünüş ICP basınç



Şekil. 4.22 Lateral çarpma üst görünüş ICP basınç (Devam)

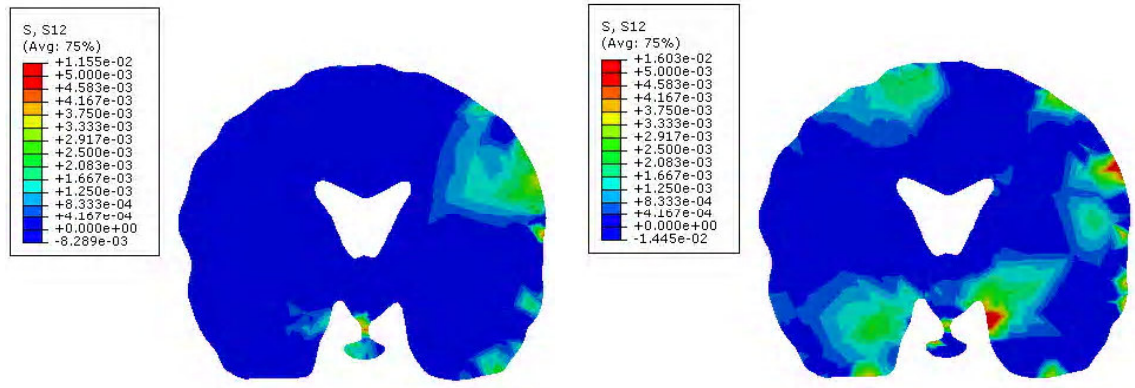
4.5.3 Lateral çarpma Kayma gerilmesi

Beyin iç bölgelerinde çarpma sonucu kayma gerilmeleri bu bölümde yandan (Lateral) çarpma için incelenmiştir. Temasın sağlanması ile birlikte 0.5 ms içinde beyin şakak lobunda 4,47 kPa'lık bir kayma gerilmesi oluşmakta. Bu gerilme şakak lobundan ilerleyerek 2,5 ms sonra hipofiz sapına ulaşmaktadır. 2.5 saniye sonra hipofiz bezi sapında maksimum kayma gerilmesi meydana gelmekte ve bu değer 22,6 kPa olmaktadır. Zang ve arkadaşlarına göre [61] kayma gerilmesinin 7.8 kPa'dan büyük olması o bölgede %50 oranında yaralanma olmaktadır. Bu nedenle hipofiz sapı bölgesinde ciddi yaralanma olmaktadır. Dolayısıyla hipofiz sapında bulunan ve hypotalamus ile salgı alaşverşini yapan damarlarında dokusal bozulması gerçekleşmektedir. Kayma gerilmesi değerinin 3,7 kPa dan küçük olası durumunda ise beyin yaralanması gerçekleşmemektedir. Hipofiz sapının a kesitinde bu değer 10,5 kPa, b kesintinde yaklaşık 8 kPa ve c kesitinde 5-6 kPa seviyelerine düşmektedir. Genel olarak maruz kaldığı kayma gerilmeleri hipofiz sapından aşağı doğru indikçe yaralanma riskinin azalması yönündedir.

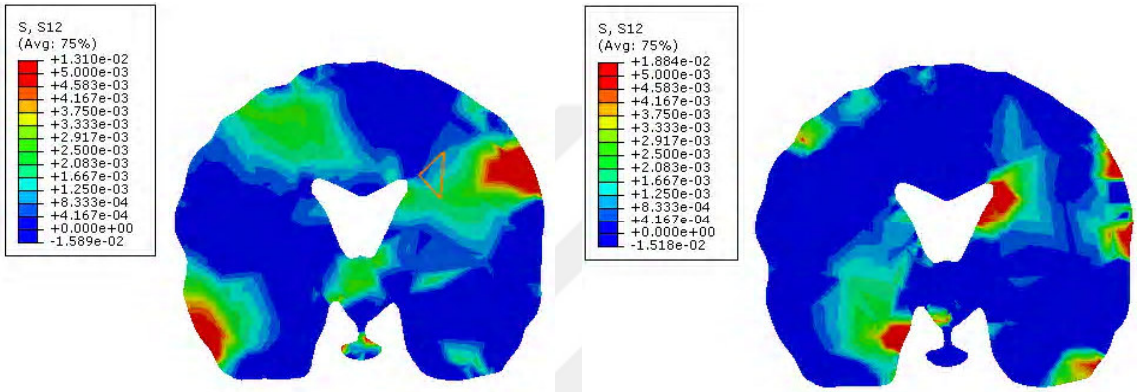


0 ms 0,50 ms

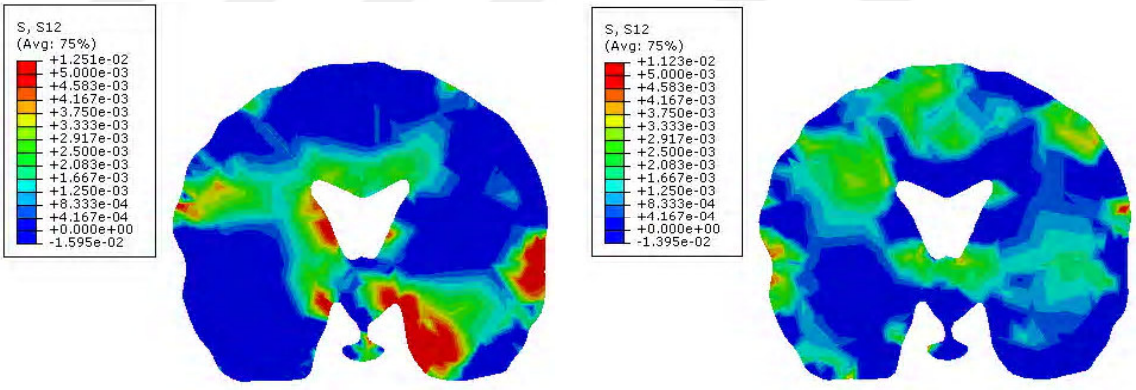
Şekil 4.23. Lateral çarpma kayma gerilmesi



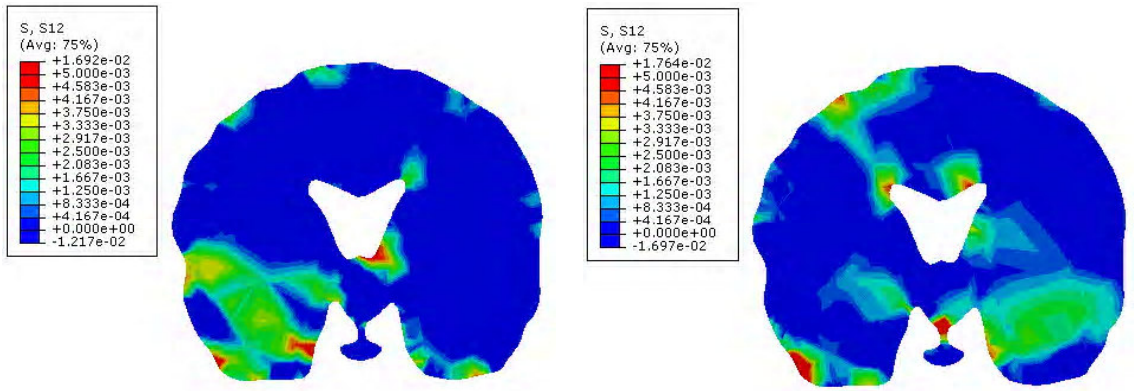
1 ms 1,5 ms



2 ms 3 ms

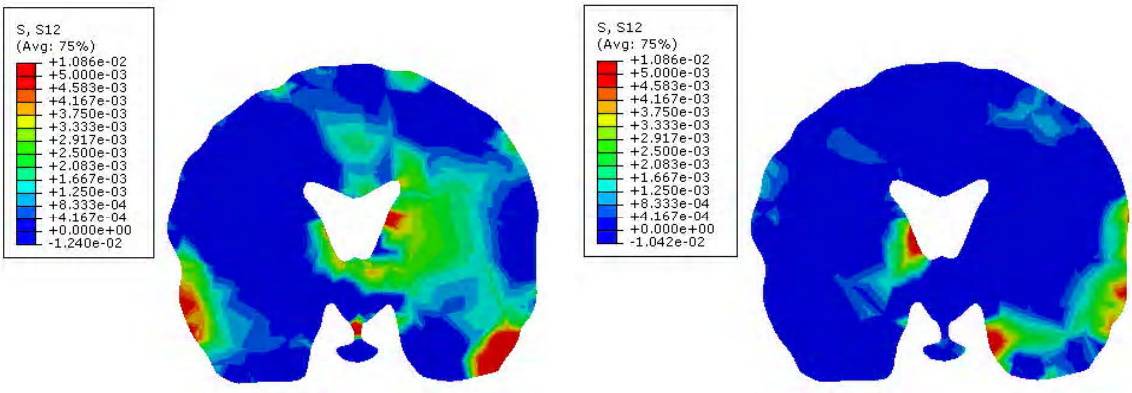


3,5 ms 4 ms



6 ms 8,5 ms

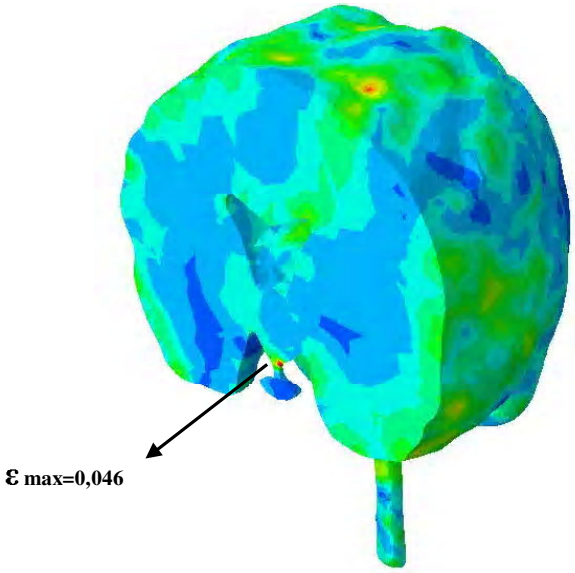
Şekil. 4.23 Lateral çarpma kayma gerilmesi



Şekil. 4.23 Lateral çarpma kayma gerilmesi (Devam)

4.5.4 Önden (Frontal) çarpma Birim Uzama (strain)

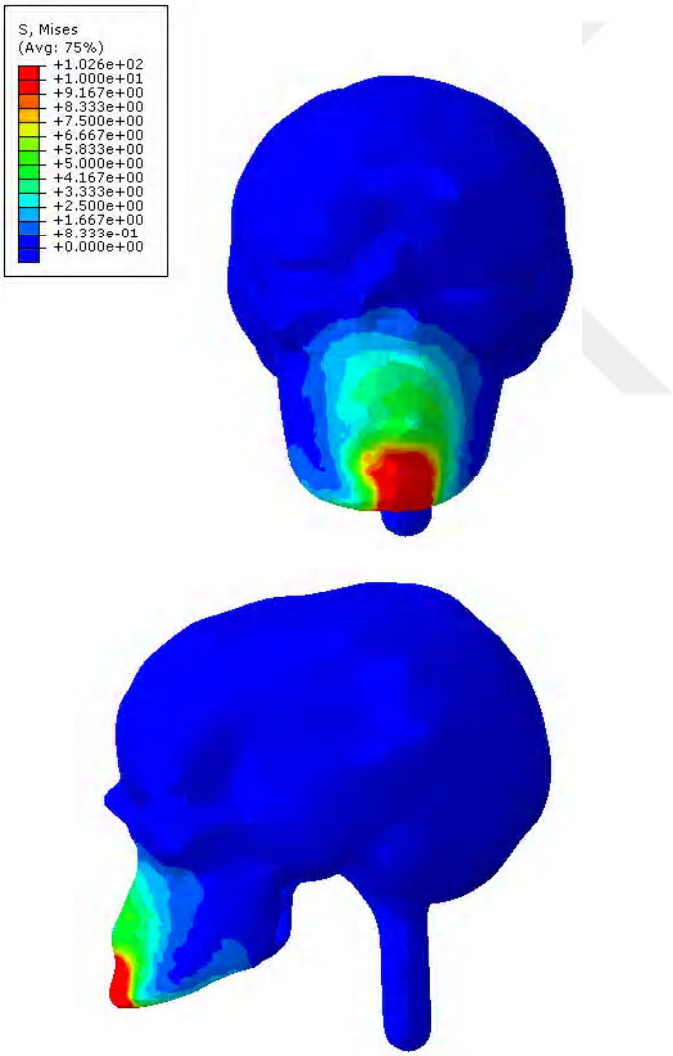
Şekil 4.24'de Lateral çarpma sonrası beyinde meydana gelen birim uzama değerleri verilmiştir. İlk 0-1 ms arasında darbenin olduğu frontal lobdan yaklaşık 15 mm içeri de birim uzama 0,0085 değerine ulaşmaktadır. 1 ms sonunda hypotalamusun hipofiz sapı bölgesinin hemen üstünde 0,0329 olmaktadır. 0.2 ms sonra bu değer hipofiz bezinin sol lobunda 0,046 değerindedir. 3ms içinde hipofiz sapının orta kısımlarında budeğer 0,0417 değerindedir. Şekil 4.24. deki gösterildiği gibi tüm beyinde maksimum değerine 4,5 ms sonra sonra ulaşmakta ve 0.04648 olmaktadır. Birim uzama hipofiz bezinin iç kısımlarında ise 0.02 değerine kadar düşmektedir.



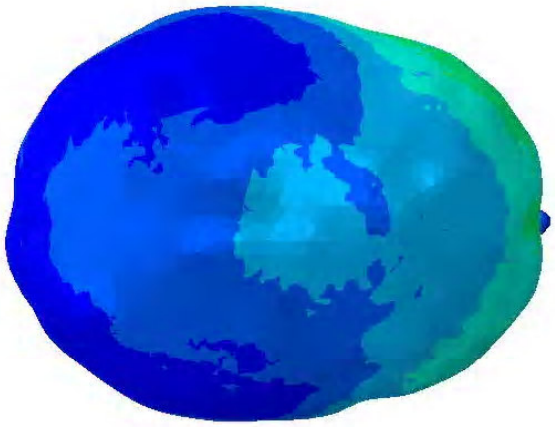
Şekil 4.24. Lateral çarpma maksimum birim uzama

4.6. Durum 3: Alt Çene (Mandibula) Çarpma Modeli

3 nolu senaryoda bölüm 4.2 de açıklandığı gibi alüminyum cisim kafatasına şekil 4.1 c' deki gibi alt çene bölgesine (Mandibula) çarptırılmıştır. Çarpma sonrası çarpmanın olduğu Mandibula bölgede gerilme oluşmakta ve 102,6 MPa değerine ulaşmaktadır. Daha sonra gerilme maksilla kemikten geçerek nazal kemiğe ulaşmaktadır. Nazal kemikten frontal kemiğe ulaşmakta ve buradan arka kısımlara ile türk eğeri kısmına doğru yayılmaktadır. 0,5 ms içinde maksimum değere ulaşmakta ve bundan sonraki tüm en büyük gerilmeler boyun bölgesinde meydana gelmektedir.



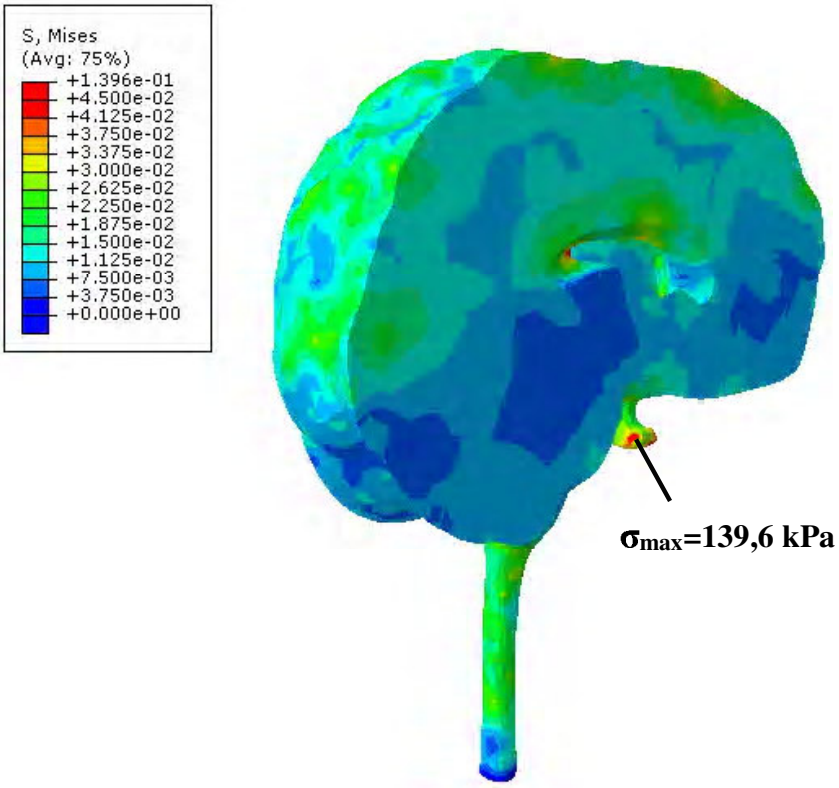
Şekil 4.25. Mandibula çarpma kafatası gerilme dağılımı



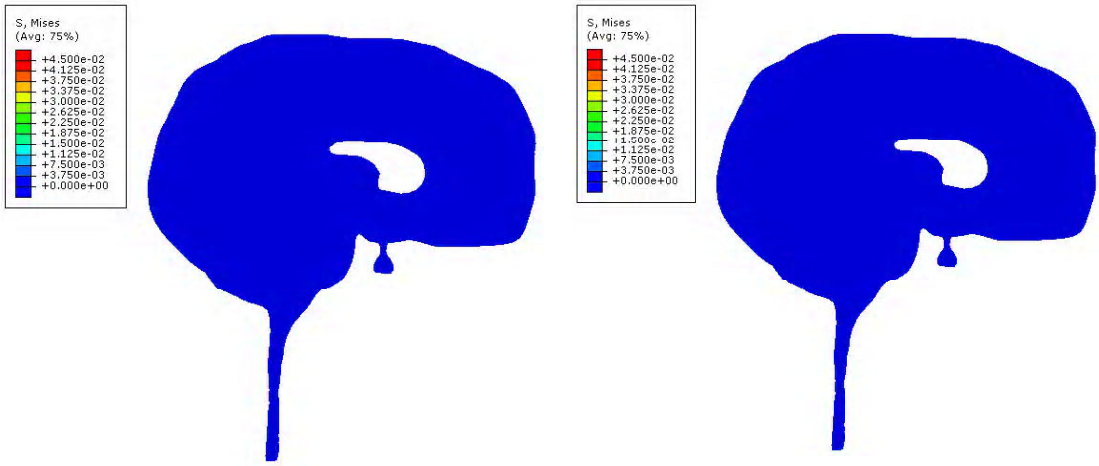
Şekil 4.25 Mandibula çarpma kafatası gerilme dağılımı (devam)

4.6.1 Won Misses gerilme

Altçene (Mandibula) çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen von misses gerilmeler aşağıdaki şekil4.26'da verilmiştir. Harici cismin çarpması ile gerilmeler ön görünüş (coronal plane), yan görünüş (sigital plane) ve üst görünüş (transverse plane) olarak gösterilmiştir.. Çarpmanın alttan gerçekleşmesi nedeni ile şekillerden görüldüğü üzere kuvvet ve enerji iletim hattı çarpmadan hemen sonra 1 ms içinde beyin ön lobunundan 4-5 cm içerde en alt kısmında 6,01 kPa değerine ulaşmaktadır. 1,5 ms içinde içinde hipofiz bezinin alt kısmında 115,8 kPa değerine ulaşmaktadır. 2 ms sonra hipofizin türk eğeri kısmında 109,5 kPa, 2,5 ms içinde hipofiz alt kısmında yakın bölgede 122,9 kPa olmaktadır. Bu gerilme hipofiz bezinden geçerek hipofiz sapının hypotalamus bölgesine geçmekte ve 3 ms sonra tam hipofiz sapının başladığı bölgede 108,5 kPa olmaktadır. 3,5 ms sonunda beyin üst yarık kısmında, tepe noktada bu gerilme 88,9 olmakta ve dağılmaktadır. Tüm beyin bölgesi dâhil maksimum gerilme aşağıdaki şekil4.26'da görüldüğü üzere hipofiz bezinde 139,6 kPa değerine 4,5 ms ulaşmaktadır.

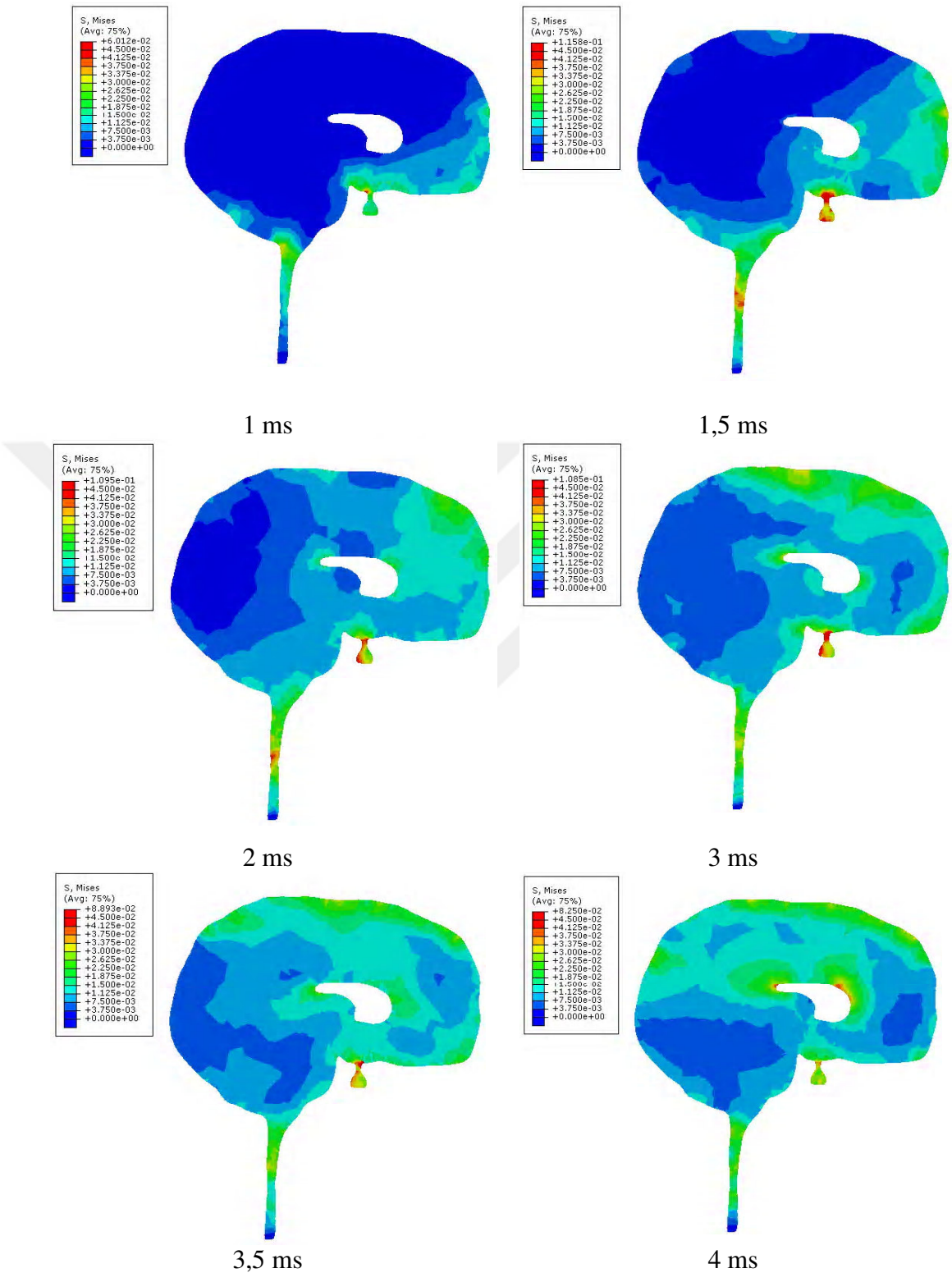


Şekil 4.26. Mandibula çarpma maksimum gerilme

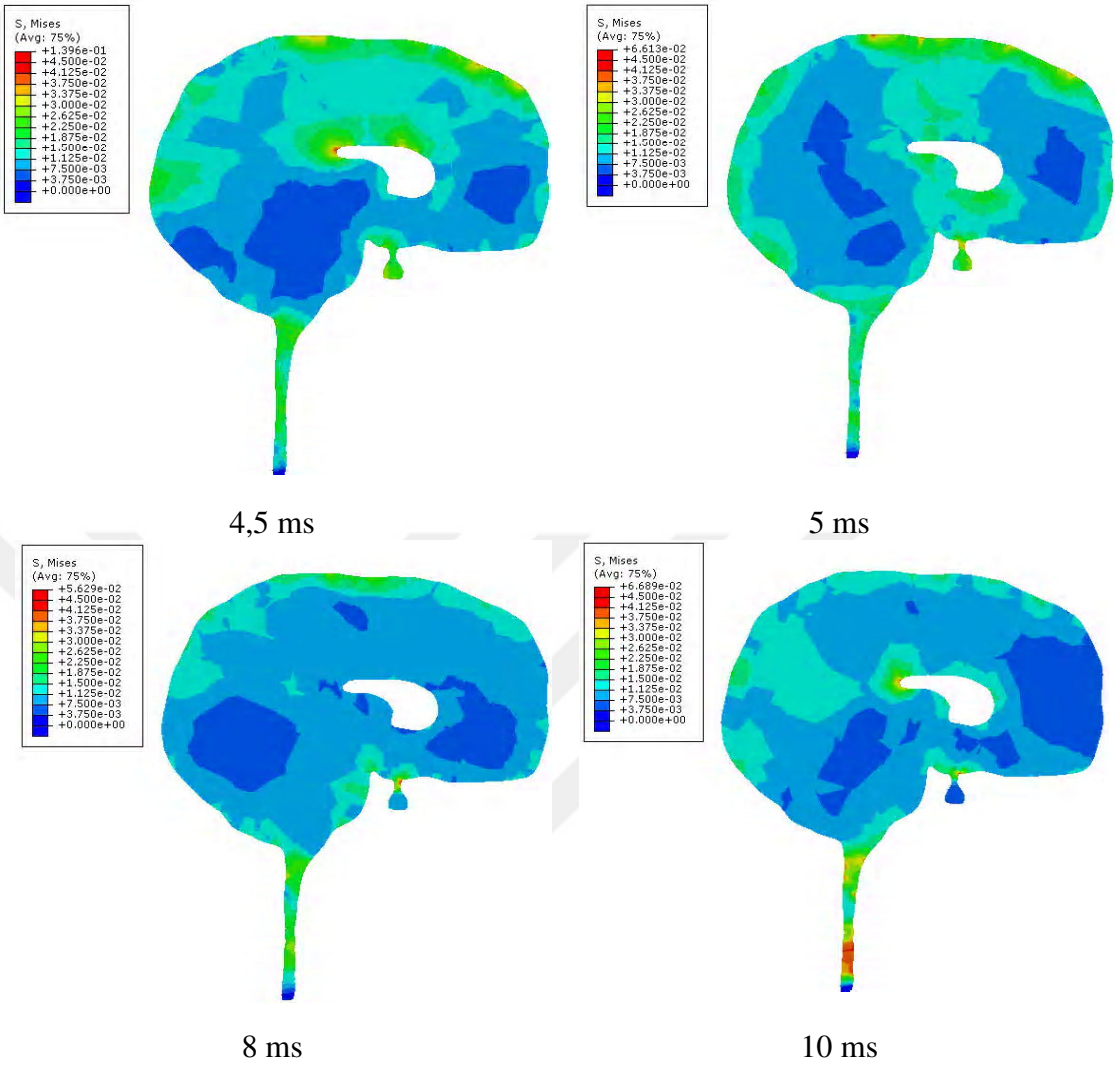


0 ms 0,50 ms

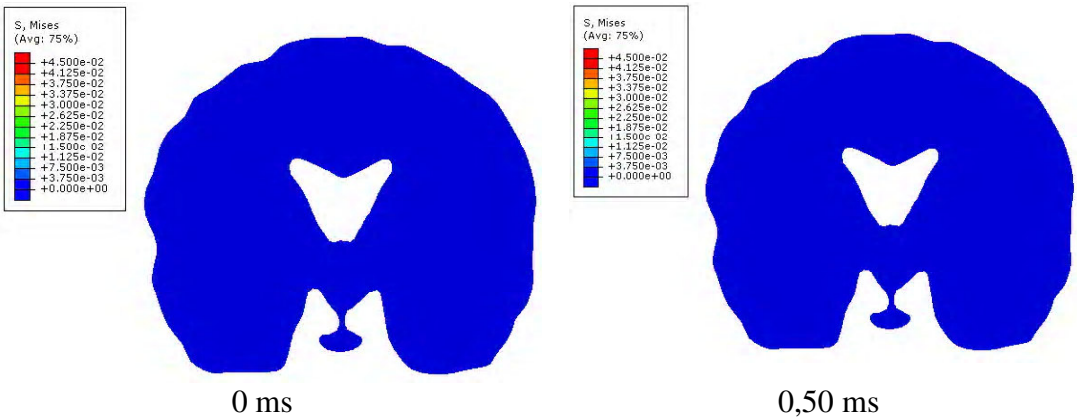
Şekil 4.27. Mandibula çarpma yan görünüş Von Mises gerilme



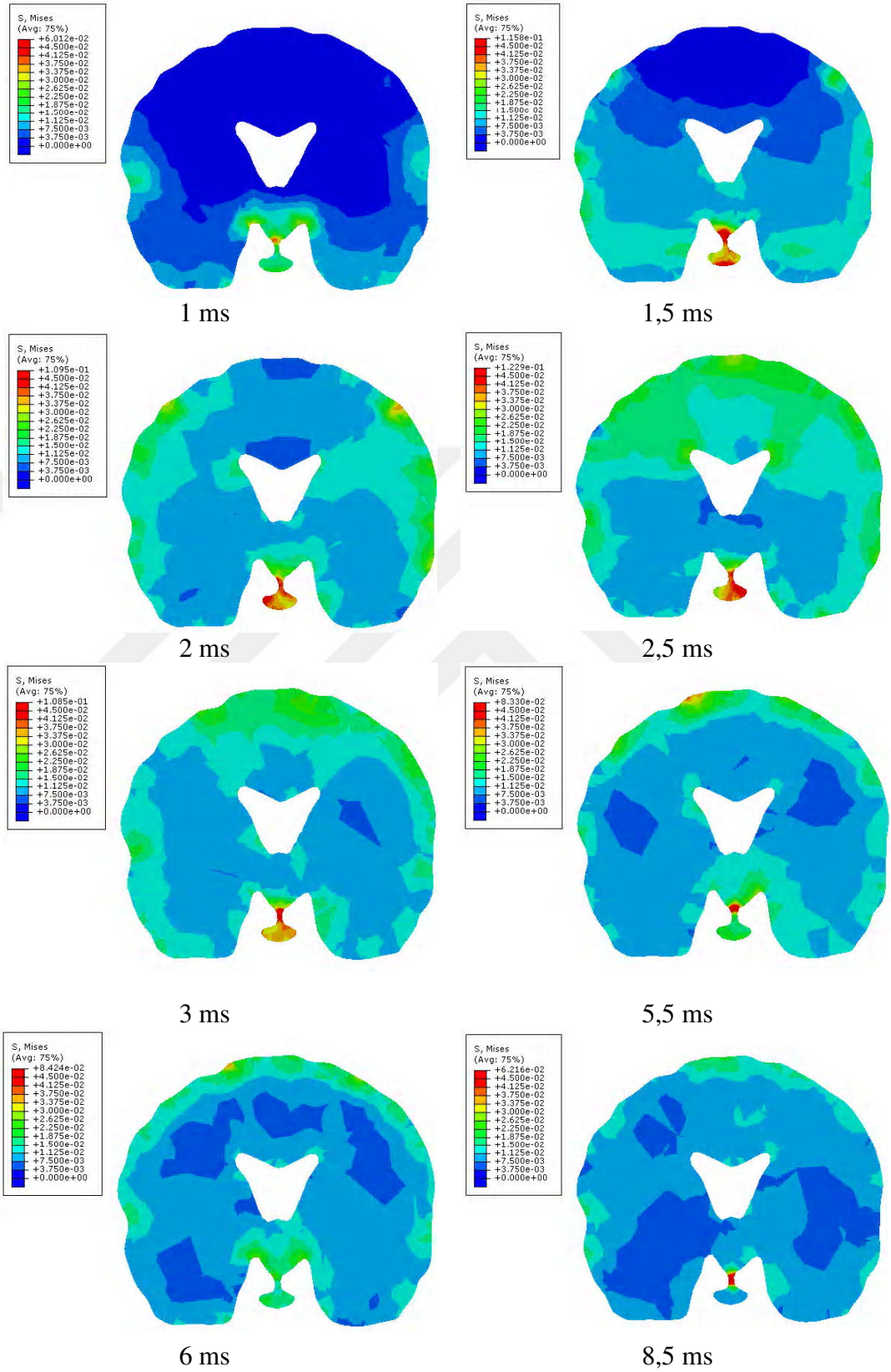
Şekil 4.27 Mandibula çarpma yan görünüş Von Mises gerilme



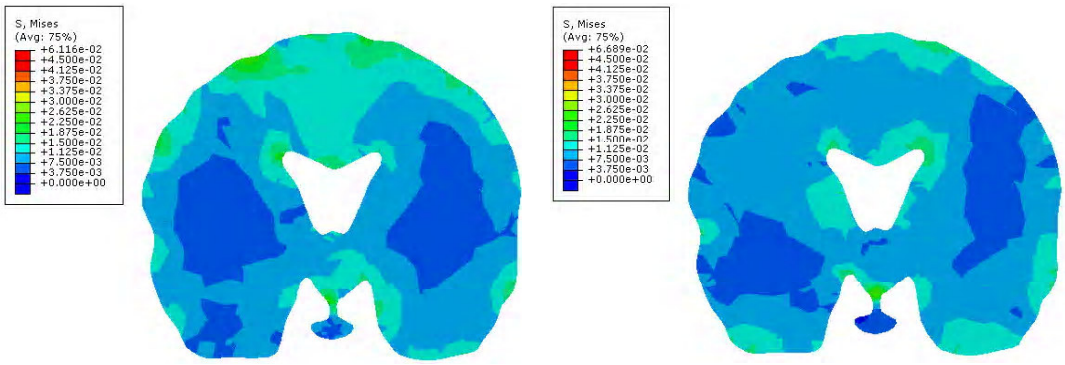
Şekil 4.27 Mandibula çarpma yan görünüş Von Mises gerilme (Devam)



Şekil 4.28. Mandibula çarpma ön görünüş Von Mises gerilme



Şekil 4.28. Mandibula çarpma ön görünüş Von Mises gerilme

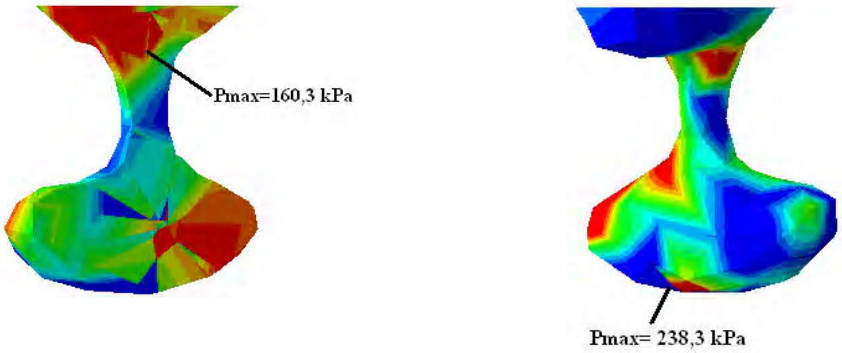


9 ms 10 ms

Şekil 4.28. Mandibula çarpma ön görünüş Von Mises gerilme (Devam)

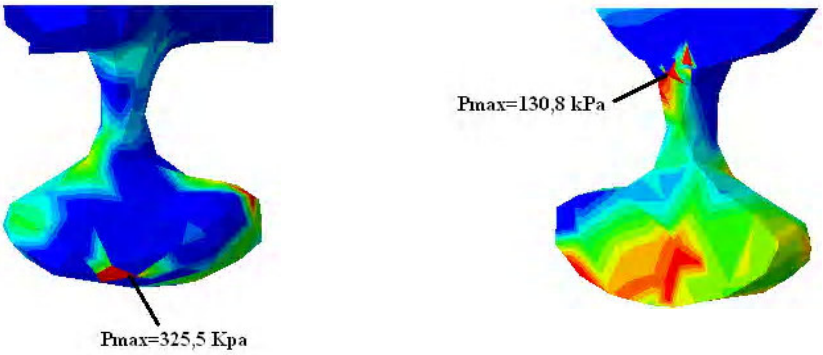
4.6.2 Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç)

Mandibula çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen von misses gerilmeler aşağıdaki şekil 4.29'da verilmiştir. Harici cismin çarpması ile gerilmeler ön görünüş (coronal plane), yan görünüş (sigital plane) ve üst görünüş (transverse plane) olarak verilmiştir. Çarpmanın alttan olması nedei ile gerilmelerde beyin alt kısımından yoğunlaşarak beyin üst kısmına doğru ilerlemekte ve oradan beyin art lobuna geçmektedir. Buradan tekrar ön loba geri iletilmekte ve ön tarafta dağılmaktadır. Çarpmadan 1 ms sonra hipofiz bezi sapı bitiminde 115,9 kPa basınç değeri oluşmaktadır. 5,5 ms sonra beyincik kısmında 100,4 kPa ve 8,5 ms sonunda ise spinal cord kısmında 111,5 kPa değerinde basınçlar oluşmaktadır. Tüm simülasyon boyunca maksimum gerilmeler hipofiz bezinde meyda gelmektedir.



1,5 ms 2 ms

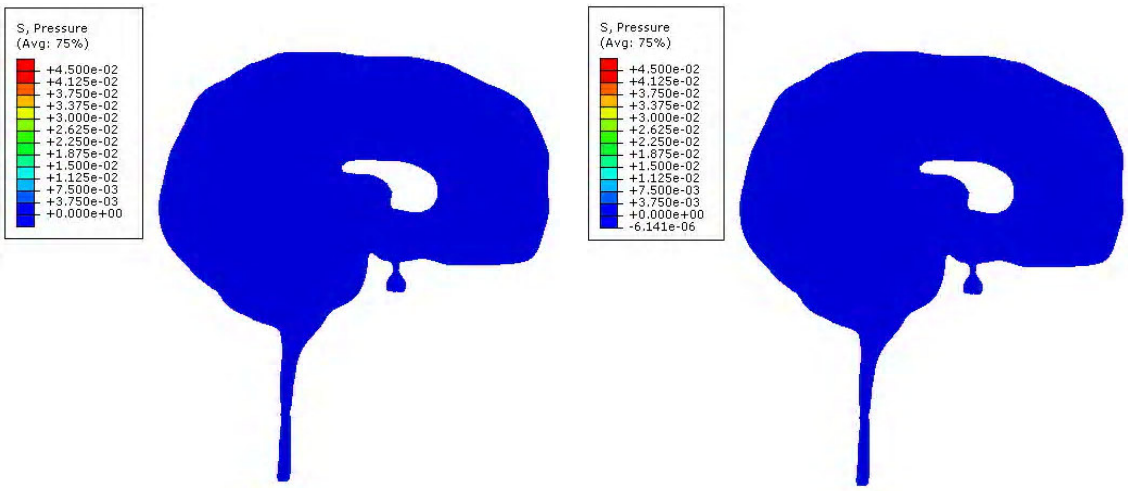
Şekil 4.29. Mandibula çarpma hipofiz bezi basınç dağılımı (ICP)



2,5 ms 3 ms

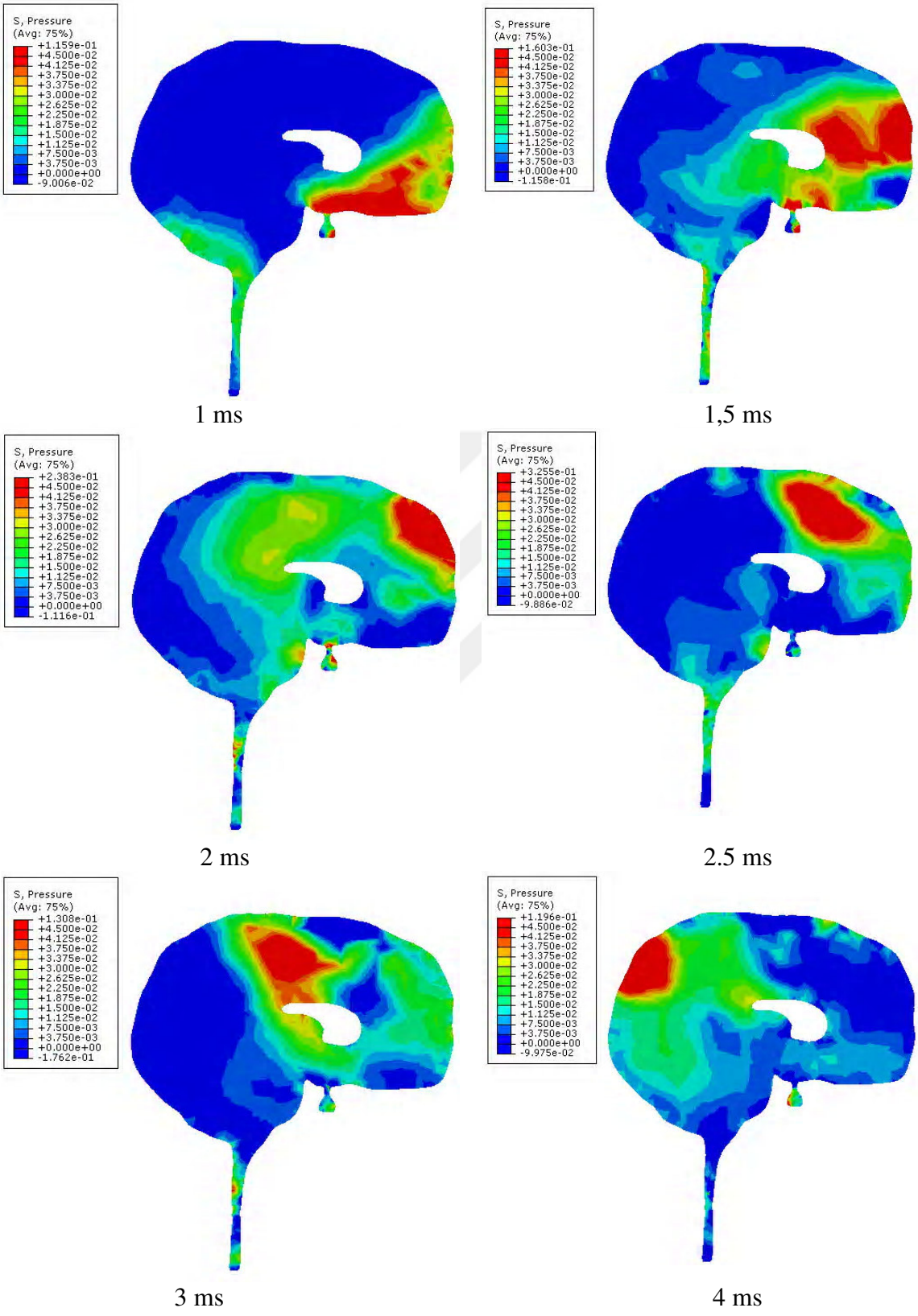
Şekil 4.29 Mandibula çarpma hipofiz bezi basınç dağılımı (ICP) (Devam)

Hipofiz bezinde basınç dağılımı yukarıdaki şekil4.29'da görülmektedir. Çarpmadan1,5 ms sonra hipofiz sapının başladığı bölgede 160,3 kPa değerinde bir basınç oluşmaktadır. Bu basınç 2 ms içinde hipofiz en alt kasımda tür eğerine değdiği çukurda 238,3 kPa olmaktadır. 2,5 ms sonunda tüm simülasyon boyunca beynin diğer bölümlerinde dahilen büyük basınç hipofiz bezinde oluşmaktadır. 3 ms içinde ise tekrardan hipofiz sapından geçerek hypotalamusa dağılmakta ve sınır bölgede 130,8 kPa değerince baınçlara maruz kalmaktadır.

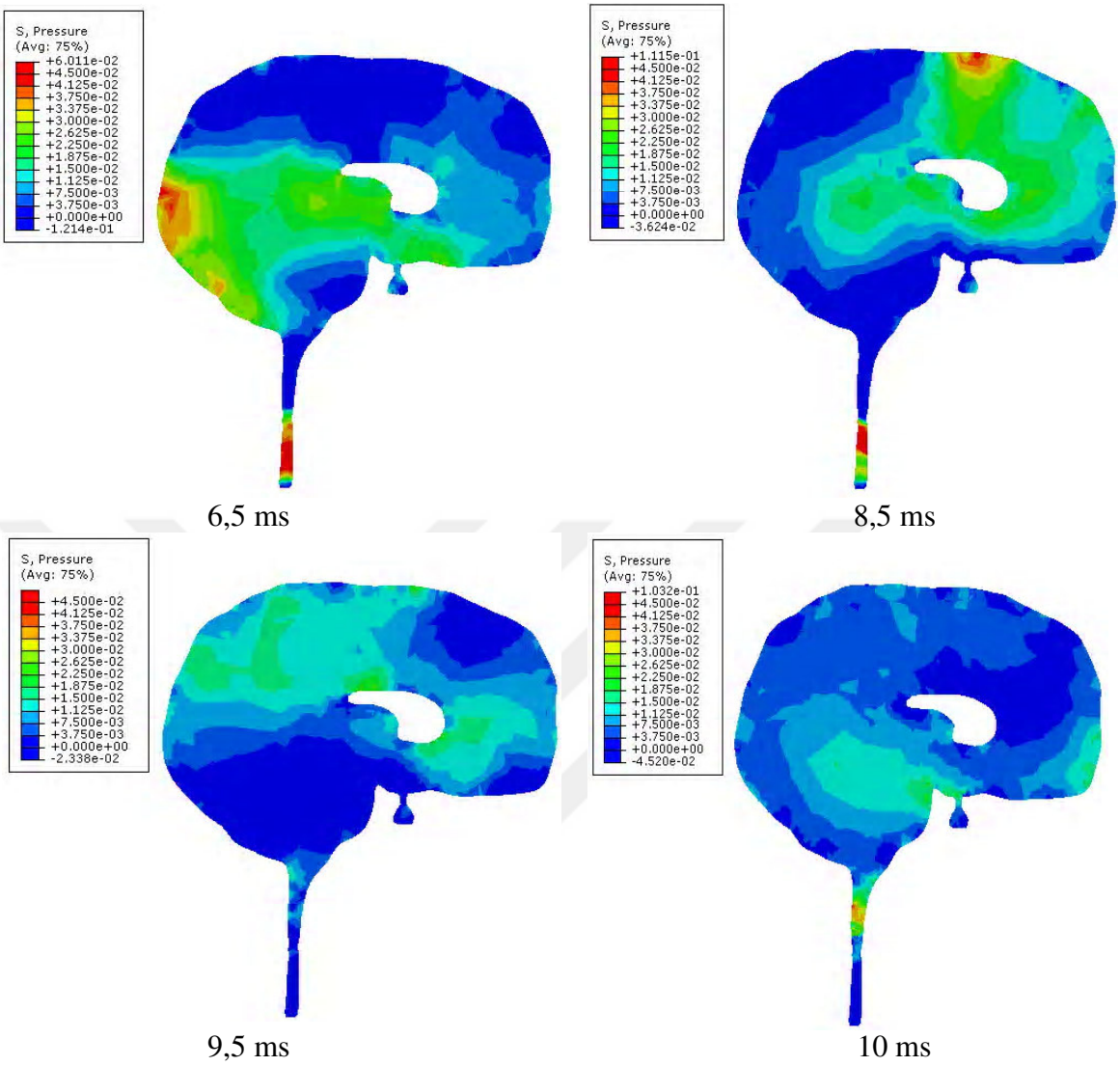


0 ms 0,50 ms

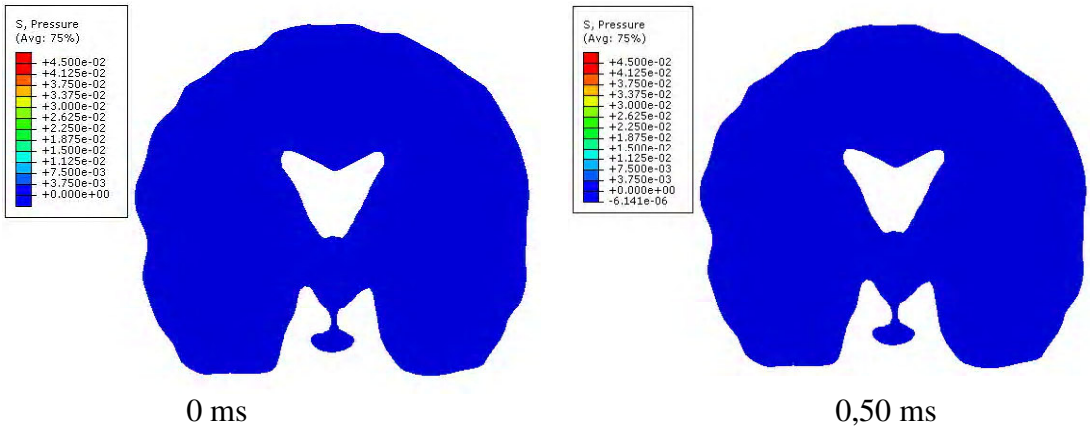
Şekil 4.30. Mandibula çarpma yan görünüş ICP basınç



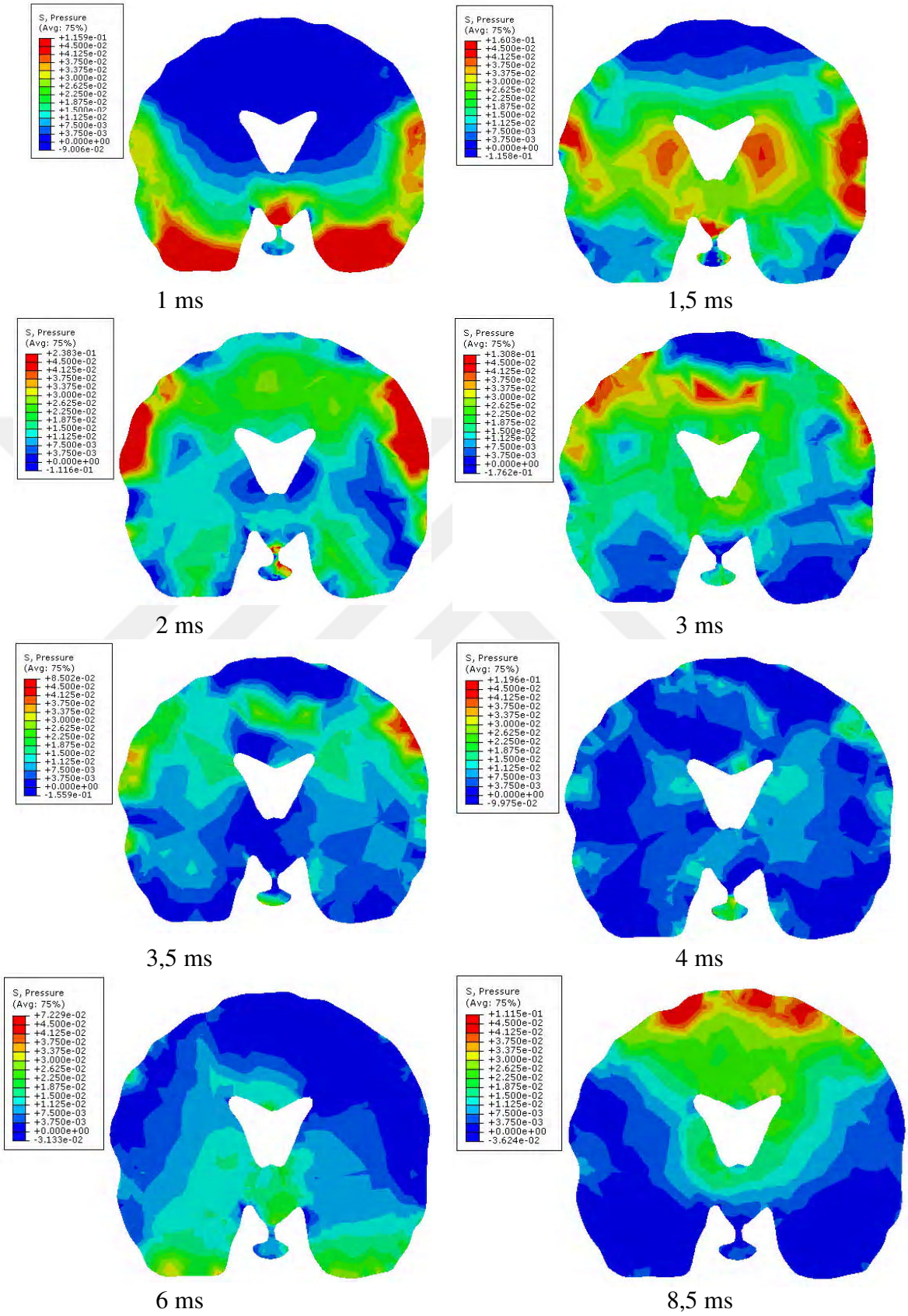
Şekil 4.30 Mandibula çarpma yan görünüş ICP basınç (Devam)



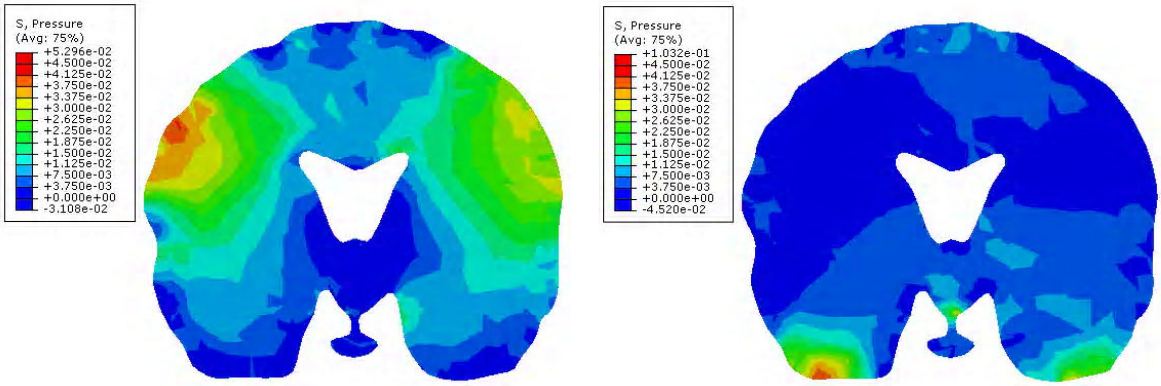
Şekil 4.30 Mandibula çarpma yan görünüş ICP basınç (Devam)



Şekil 4.31. Mandibula çarpma ön görünüş ICP basınç



Şekil 4.31 Mandibula çarpma ön görünüş ICP basınç

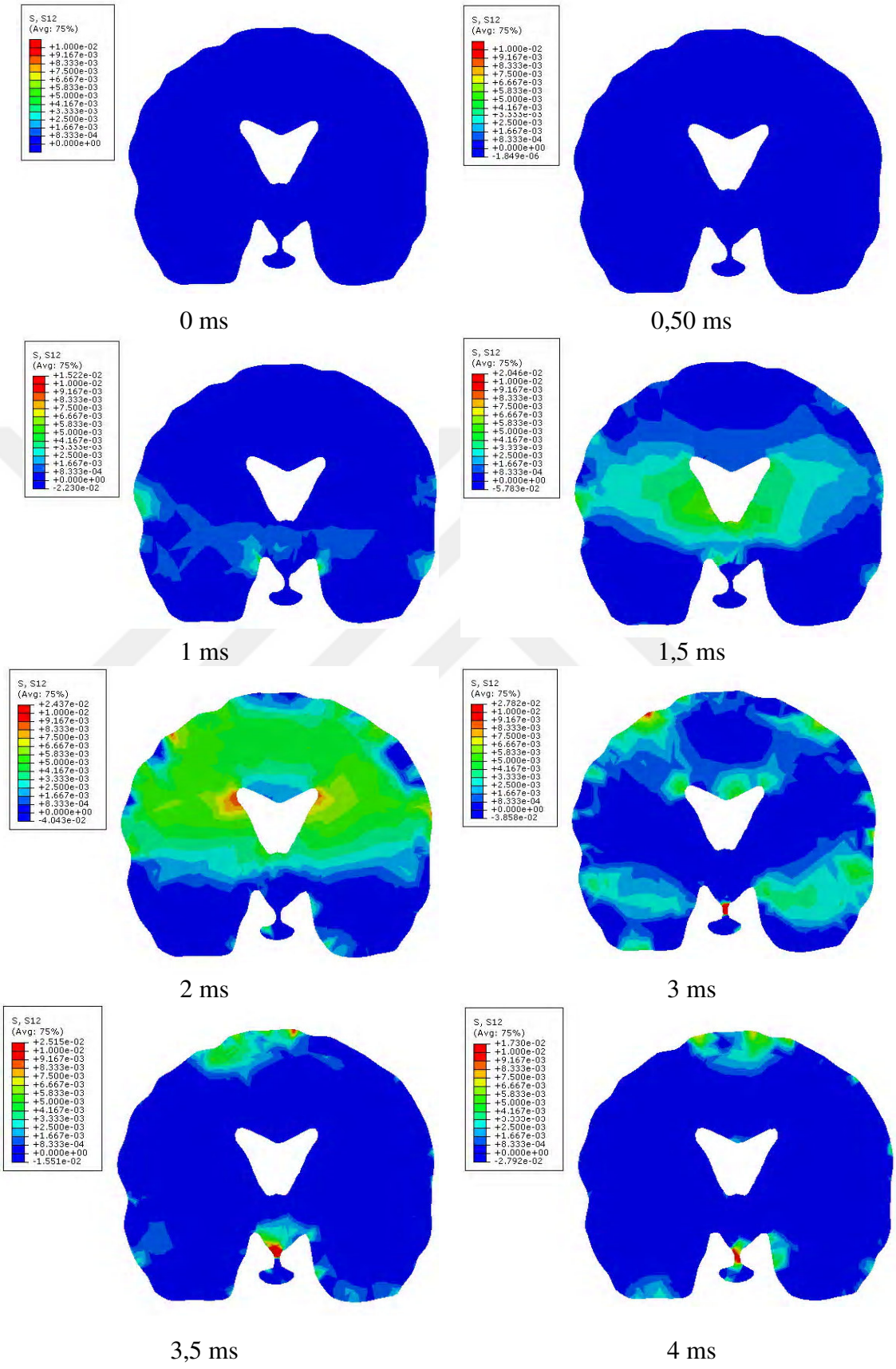


9 ms 10 ms

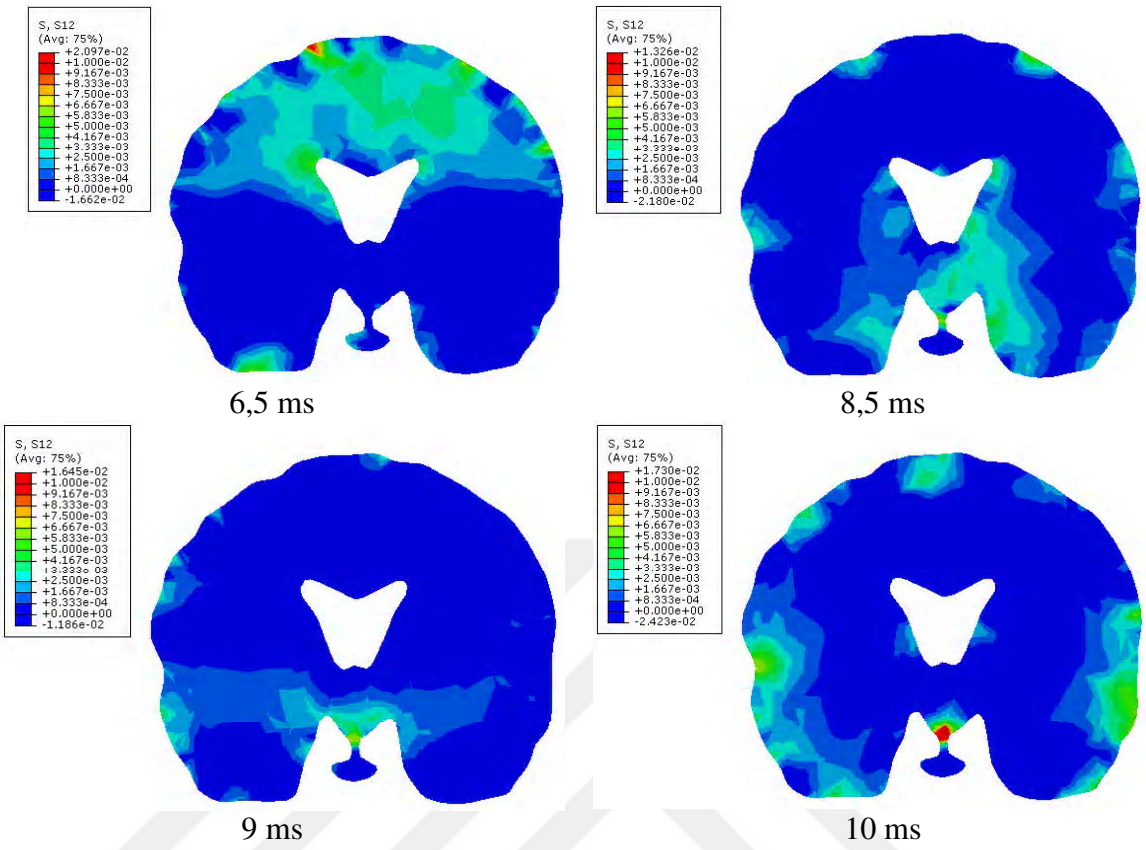
Şekil 4.31 Mandibula çarpma ön görünüş ICP basınç (Devam)

4.6.3 Mandibula çarpma Kayma gerilmesi

Beyin iç bölgelerinde çarpma sonucu kayma gerilmeleri bu bölümde alt çene (Mandibula)çarpma için incelenmiştir. Temasın sağlanması ile birlikte çene kısmından iletilen gerilme 0,5 ms sonra beyin ön lob alt kısmına ulaşmakta ve burada 0,15 kPa gerilme oluşturmakta. Bu küçük gerilme 1 ms içinde şakak lobuna doğru ilerlemekte ve 15,2 kPa olmaktadır. 1,5 ms sonra ön lobda 20,4 kPa kayma gerilmesine ulaşmaktadır. 2 ms sonunda hipofiz sapı ile hipofiz bezinin birleştiği yerde 24,37 kPa değerine ulaşmaktadır. 2,5 ms de kayma gerilmesi hipofiz alt kısmına iletilerek 27,66 kPa olmaktadır. Tüm beyin içerisinde en büyük kayma gerilmeleri hipofiz sapında meydana gelmekte3 ms sonunda 27,82 kPa ve 3,5 ms içinde 25,1 kPa değerine ulaşmaktadır. Şekillerde görüldüğü gibi en büyük kayma gerilmeleri hipofiz ve hipofiz sapında meydana gelmektedir. Zang ve arkadaşlarına göre kayma gerilmesinin 7.8 kPa'dan büyük olması o bölgede %50 oranında yaralanma olmaktadır. Bu nedenle hipofiz sapı bölgesinde ciddi yaralanma olmaktadır. Dolayısıyla hipofiz sapında bulunan ve hypotalamus ile salgı alışverişini yapan damarlarında dokusal bozulması gerçekleşmektedir. Kayma gerilmesi değerinin 3,7 kPa dan küçük olası durumunda ise beyin yaralanması gerçekleşmemektedir.



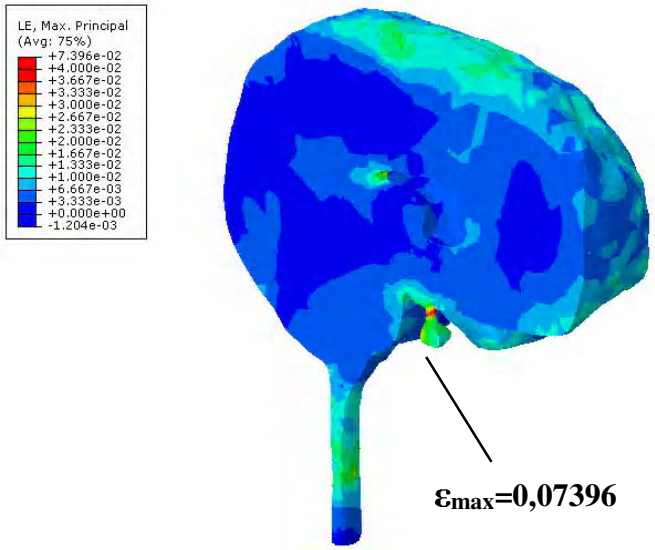
Şekil 4.32. Mandibula çarpma kayma gerilmesi



Şekil 4.32 Mandibula çarpma kayma gerilmesi (Devam)

4.6.4 Mandibula çarpma Birim Uzama

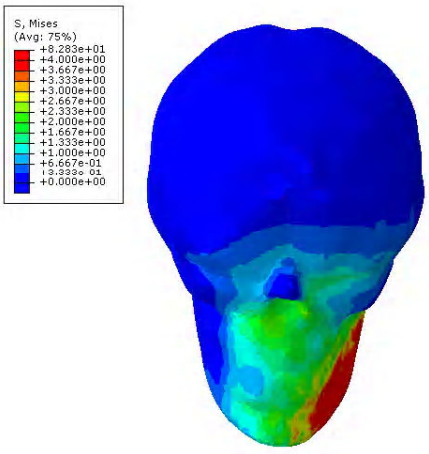
Şekil4.33'de Mandibula alttan çarpma sonrası beyinde meydana gelen birim uzama değerleri verilmiştir. 1 ms içinde hipofiz bezi sapında 0,0379 birim uzama meydana gelmektedir. Bu değer 1,5 ms de hipofiz bezi alt kısmında 0,057 değerine ulaşmaktadır. 2,5 ms sonra aynı bölgede birim yer değiştirme 0,0658 olmakta 3 ms sonra ise hipofiz sapında 0,0739 değerinde olmaktadır. 4,5 ms sonra 0,07102 birim yer değiştirme yine hipofiz bezinde oluşmaktadır. Görüldüğü üzere tüm beyin içinde en büyük birim yer değiştirmeler hipofiz ve hipofiz sapı bölgelerinde meydana gelmektedir. Dolayısıyla en çok yüklere bu bölgeler maruz kalmaktadır.



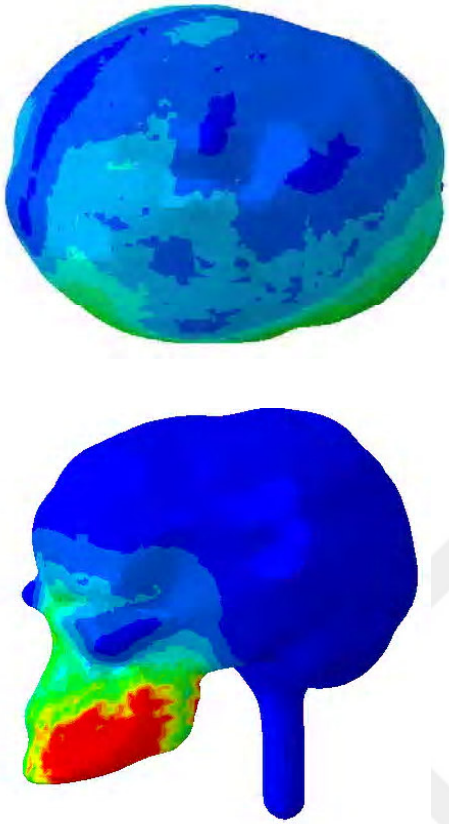
Şekil 4.33. Mandibula çarpma maksimum birim uzama

4.7. Durum 4: Alt Çene (Mandibula) Açılı Çarpma Modeli

3 nolu senaryoda bölüm 4.2 de açıklandığı gibi alüminyum cisim kafatasına şekil 4.1 d' daki gibi çarptırılmıştır. Çarpma sonrası çarpmanın olduğu mental foramen bölgede gerilme oluşmakta ve 82,83 MPa değerine ulaşmaktadır. Daha sonra gerilme zygomatic kemikten geçerek boyun bölgesine doğru yayılmaktadır. Çarpmanın gerçekleşmesi ile birlikte 0,5ms içinde gerilme maksimum değere oluşmakta ve 1 ms içinde çene kemiğinin kafa bölgesi ile birleştiği noktaya ulaşmaktadır. Simülasyon boyunca maksimum gerilmeler boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır.



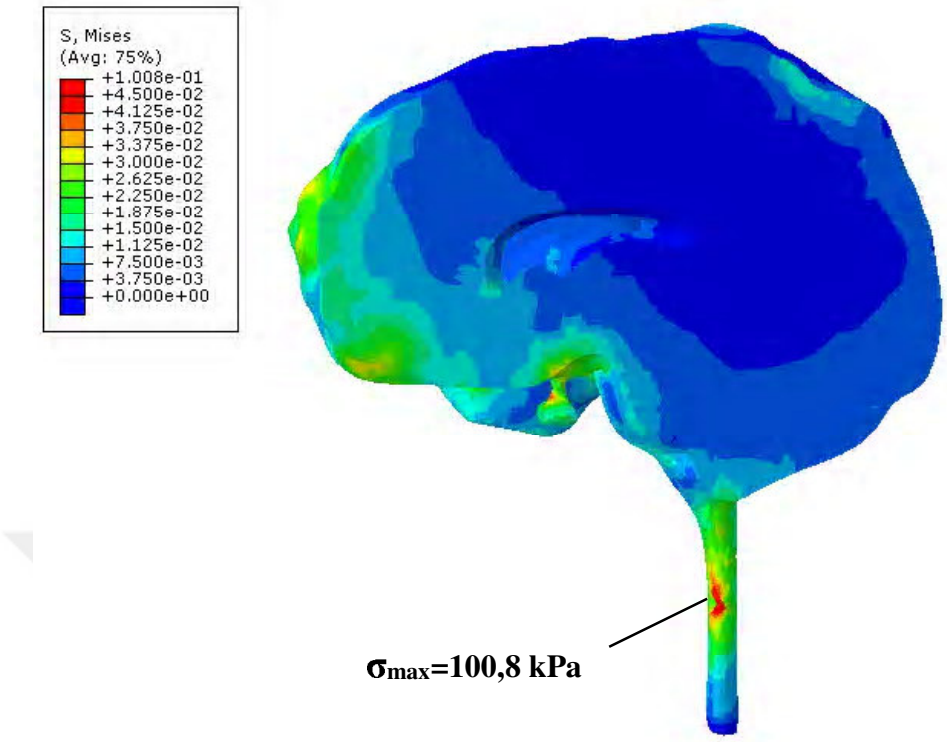
Şekil 4.34. Mandibula açılı Çarpma Kafatası gerilme dağılımı



Şekil 4.34. Mandibula açılı çarpma kafatası gerilme dağılımı (Devam)

4.7.1 Alt Çene (Mandibula) Çarpma Won Misses gerilme

Altçene açılı çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen von misses gerilmeler aşağıdaki şekil4.35'de verilmiştir. Harici cismin çarpması ile gerilmeler ön görünüş (coronal plane), yan görünüş (sigital plane) ve üst görünüş (transverse plane) olarak verilmiştir. Çarpmanın alttan gerçekleşmesi nedeni ile şekillerden görüldüğü üzere kuvvet ve enerji iletim hattı çarpmadan hemen sonra 0,5 ms içinde beyin şakak lobunun en alt kısmında 12,8 kPa değerine ulaşmaktadır. 1 ms içinde hipofiz bezinin altkısmında 67,04 kPa olmakta ve hızla bu bölgeden beyin sapına geçerek 1,5 ms içinde tüm beyin dahil maksimum 100,8 kPa olmaktadır. Bu değerler 1,5 ms beyin sapında gezindikten sonra hipofiz sapında 3 ms sonra 43,08 olmaktadır. Bu değerler ile 27 kPa eşik değeri aşılmaktadır.

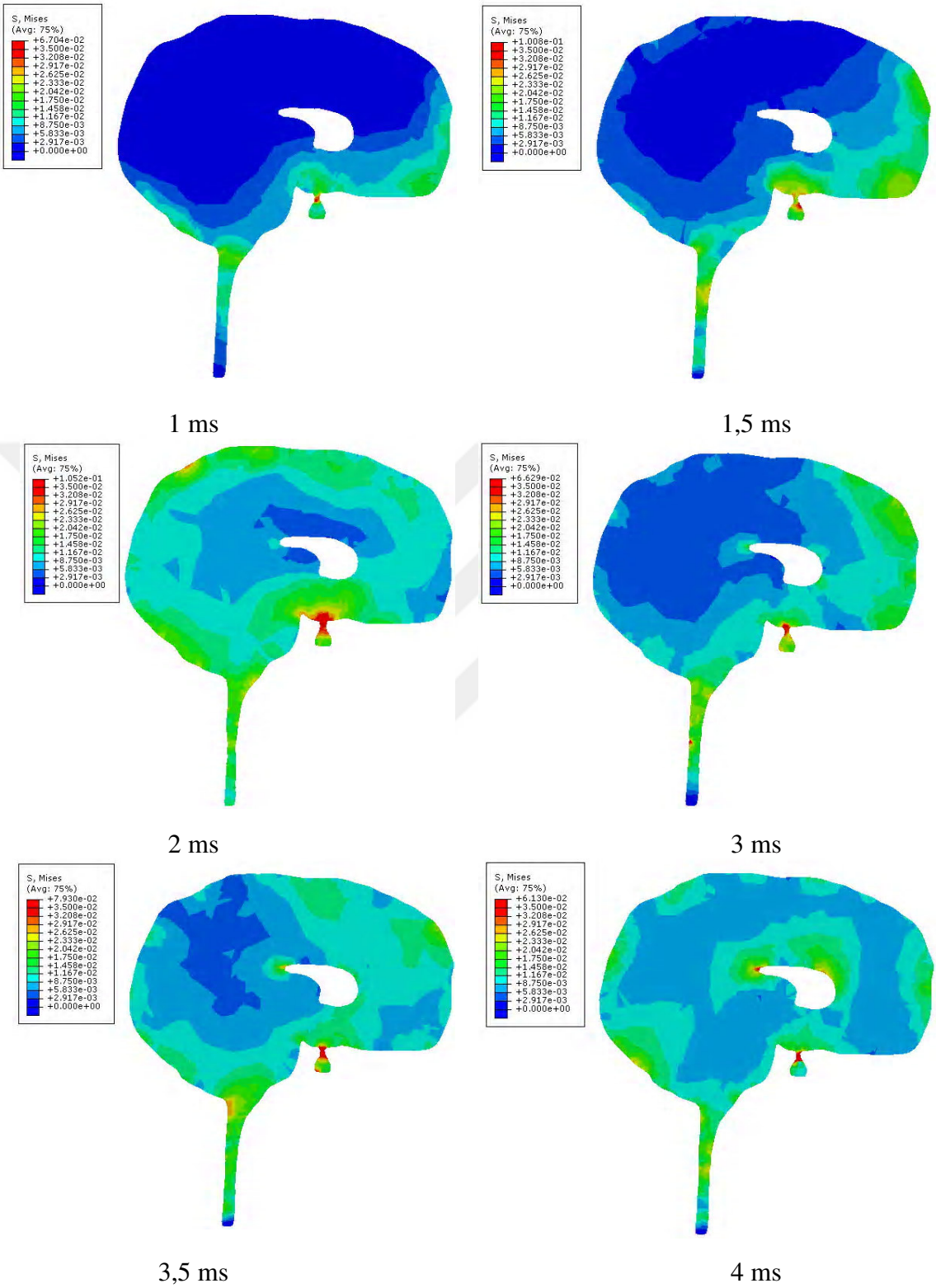


Şekil 4.35. Mandibula açılı çarpma maksimum gerilme

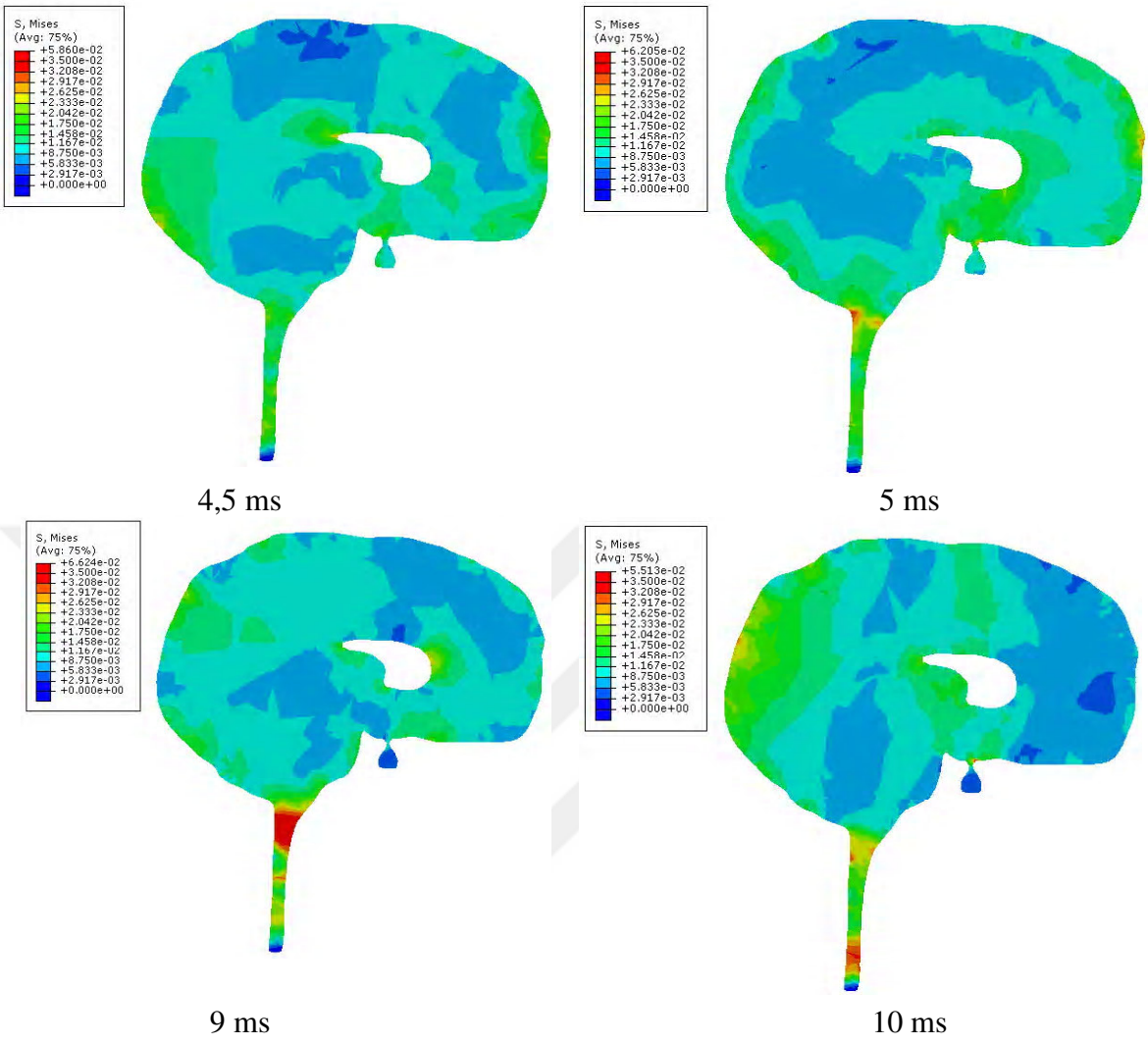


0 ms 0,50 ms

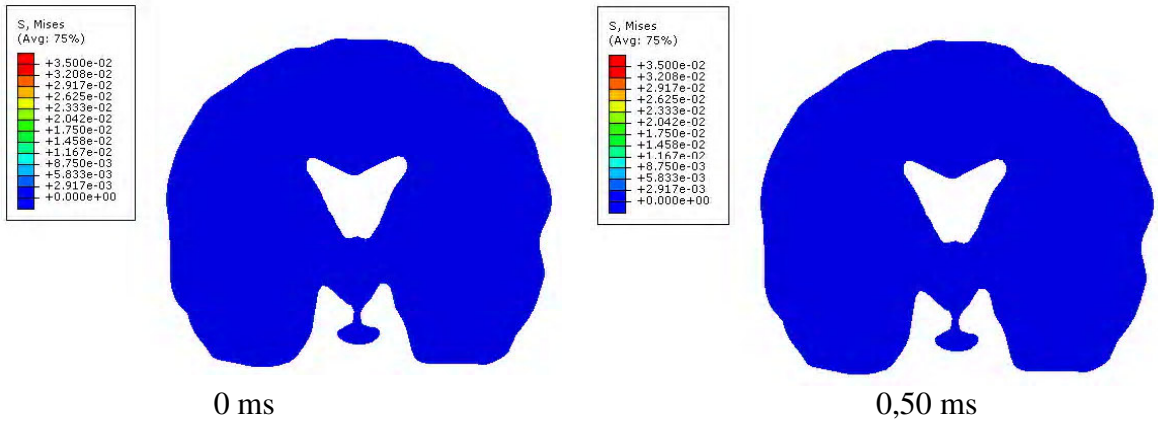
Şekil 4.36. Mandibula açılı yan görünüş Von Mises gerilme



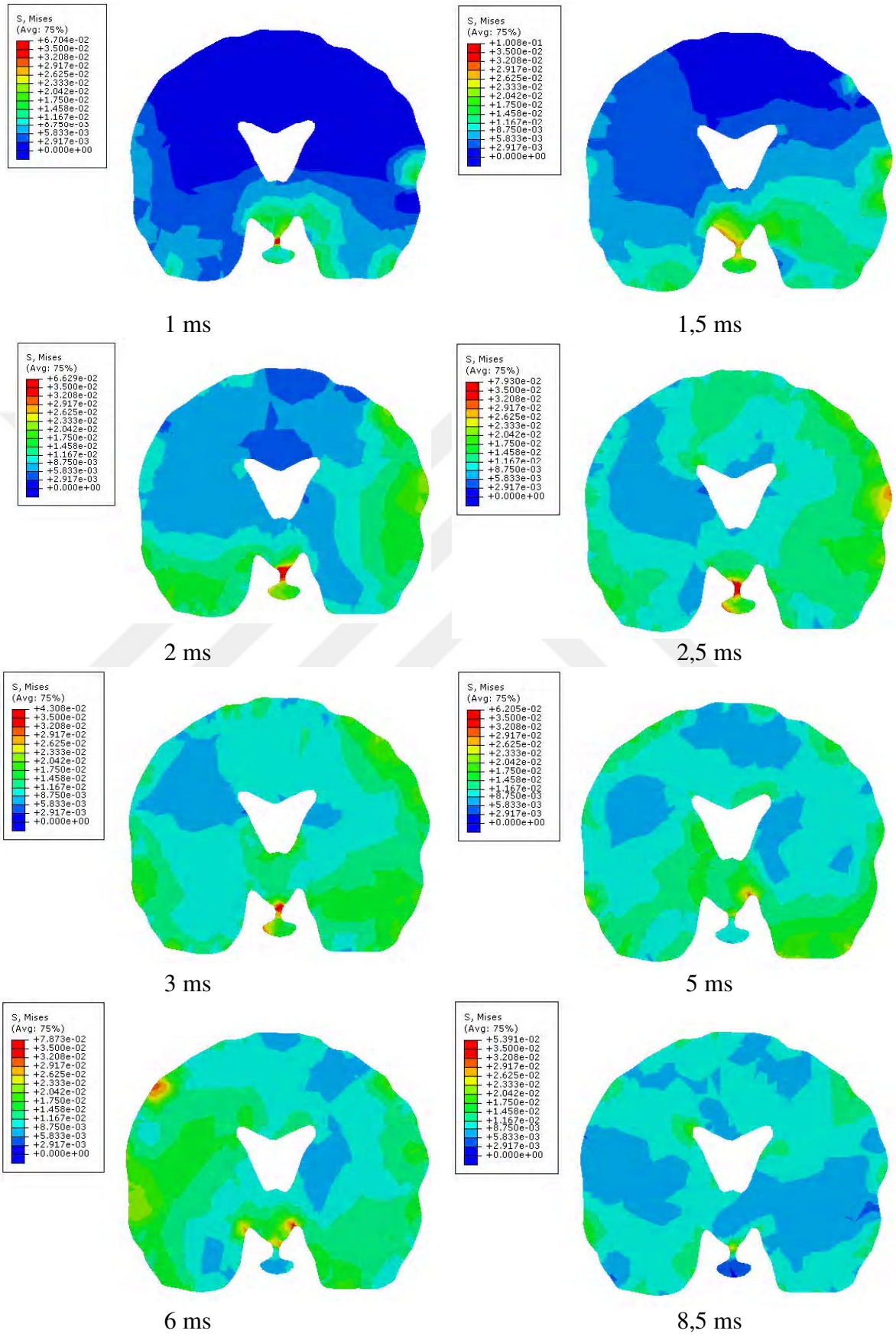
Şekil 4.36 Mandibula açılı yan görünüş Von Mises gerilme (Devam)



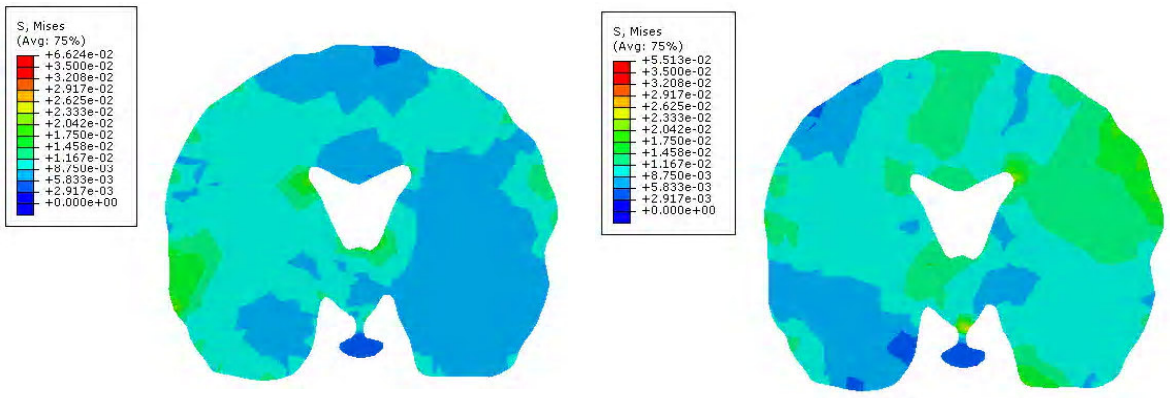
Şekil 4.36 Mandibula açılı çarpma yan görünüş Von Mises gerilme (Devam)



Şekil 4.37. Mandibula açılı çarpma ön görünüş Von Mises gerilme



Şekil 4.37 Mandibula açılı çarpma ön görünüş Von Mises gerilme (Devam)



9 ms 10 ms

Şekil 4.37 Mandibula açılı çarpma ön görünüş Von Mises gerilme (Devam)

4.7.2 Mandibula Çarpma Beyin Basınç Dağılımı (İntracranial Basınç)

Alt çene açılı çarpma neticesinde beyin bölgesinde meydana gelen von misses gerilmeler aşağıdaki şekil 4.38'de verilmiştir. Harici cismin çarpması ile gerilmeler ön görünüş (coronal plane), yan görünüş (sigital plane) ve üst görünüş (transverse plane) olarak verilmiştir. Çarpmanın alt çenene kısmında gerçekleşmesi nedeni ile şekillerden görüldüğü üzere kuvvet iletim hattı çarpmadan hemen sonra 0,5 ms içinde temporal lobundan 5,32 kPa değerinde başlamakta ve 1 ms içinde çarpmanın olduğu yönde ön lobun alt kısmında yoğunlaşarak 76,8 kPa değerine ulaşmaktadır. 1,5 ms sonra gerilmenin bir kısmı beyin ön lobunda yoğunlaşırken bir kısmı beyin sapına (spinal cord) doğru iletilmektedir. Beyin sapında bu değer 1,5 ms sonunda 131,1 kPa olmaktadır.



1 ms 2 ms

Şekil 4.38. Mandibula açılı çarpma hipofiz bezi basınç dağılımı (ICP)



2,5 ms 5,5 ms

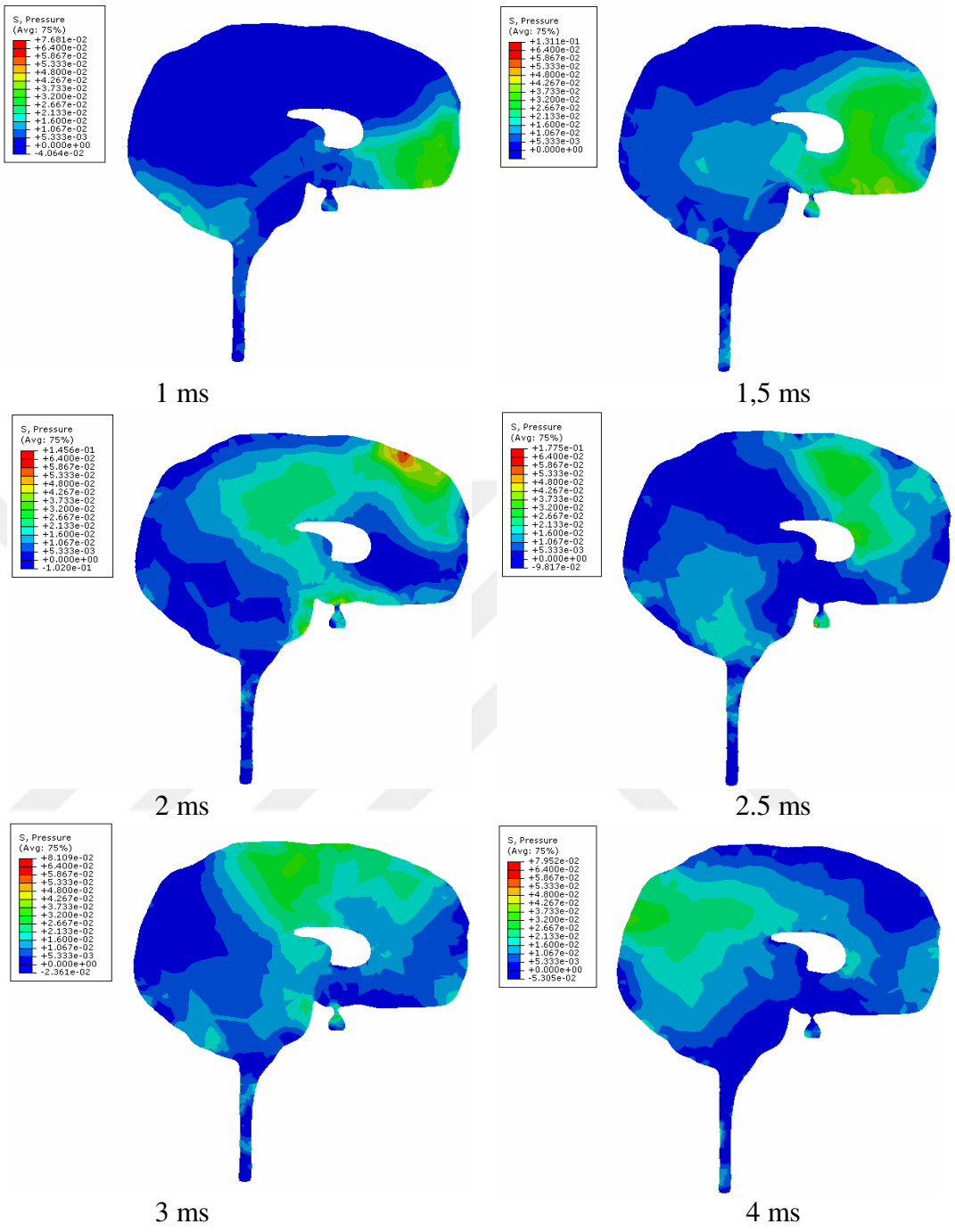
Şekil 4.38 Mandibula açılı çarpma hipofiz bezi basınç dağılımı (ICP)

Hipofiz bezinde basınç dağılımı yukarıdaki şekil 4.38'de görülmektedir. Hipofiz bezi basınç dağılımı aşağıdan yukarı doğru ilerlemekte 2ms sonra hipofiz sapının hypotalamusa bağlanığı kısımda 2 ms sonra 145,6 kPa değerinde basınç oluşmakta bu basınç 2,5 ms içinde geri iletileterek simulasyon boyunca tüm beyin bölgeleri dahil en yüksek değerini hipofizin alt kısmında türk eğeri içinde olmakta ve 177,5 kPa olmaktadır. Bu basınç iletimi 5,5 ms içinde tekrar hipofiz sapı başlangıcında 117,1 kPa olmaktadır. Altçeneye açılı gelen bu kuvvette hipofiz bezi basınç dağılımı alttan hipofiz sapına doğru olmakta ve salınım hareketi ile tekrardan en alt kısma gelerek maksimum değere ulaşmaktadır.

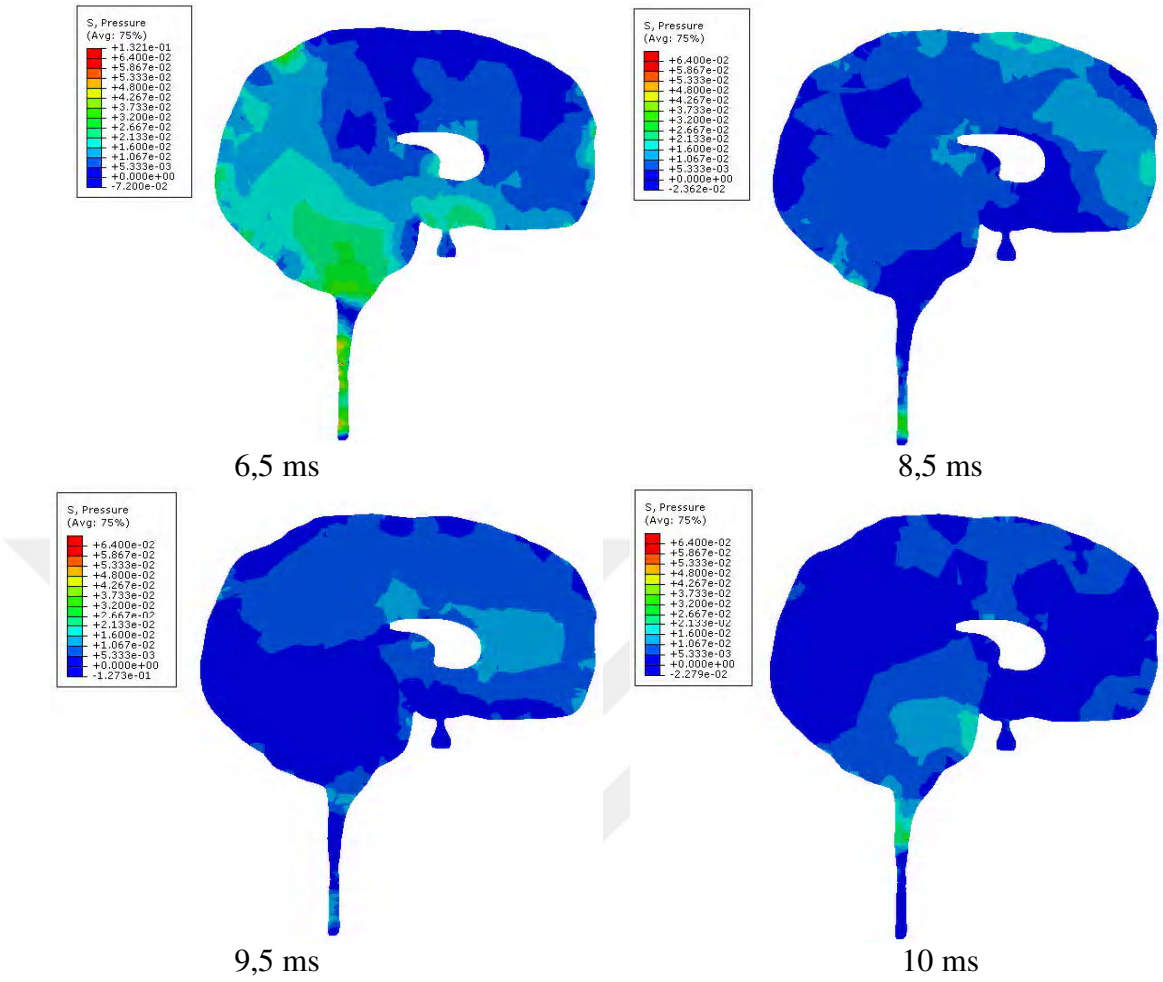


0 ms 0,50 ms

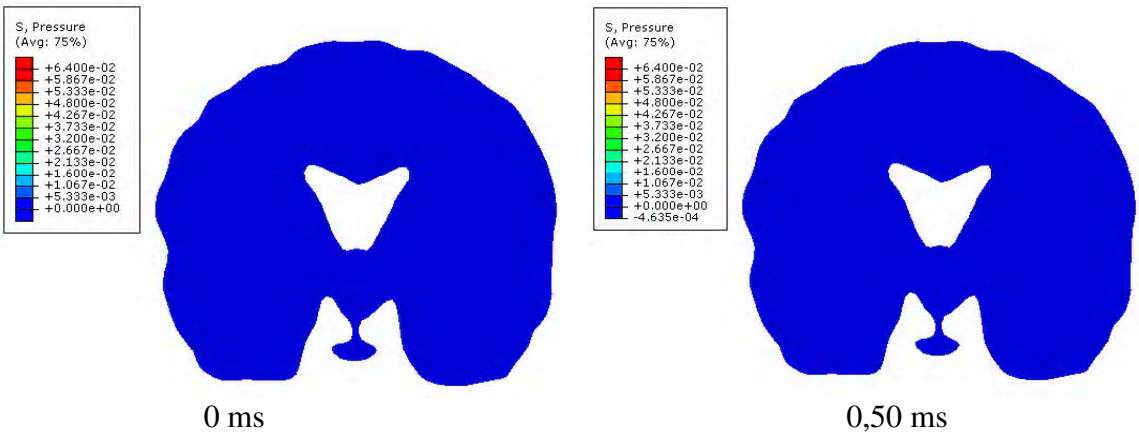
Şekil 4.39. Mandibula açılı çarpma yan görünüş ICP



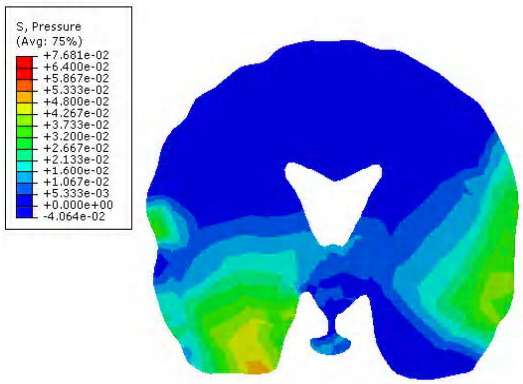
Şekil 4.39 Mandibula açılı çarpma yan görünüş ICP basınç (Devam)



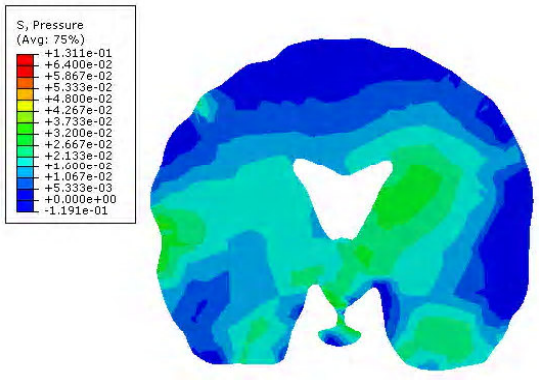
Şekil 4.39 Mandibula açılı çarpma yan görünüş ICP basınç (Devam)



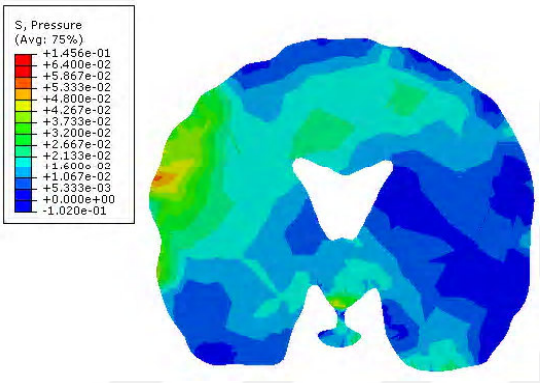
Şekil 4.40. Mandibula açılı çarpma ön görünüş ICP basınç



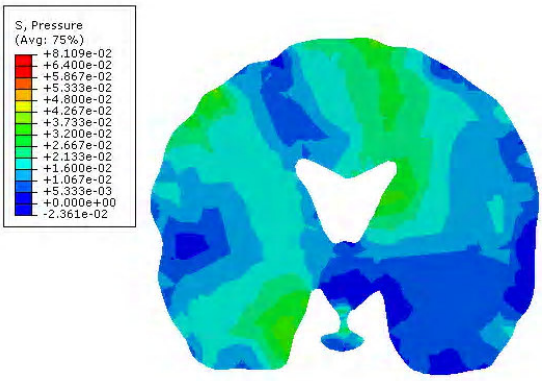
1 ms



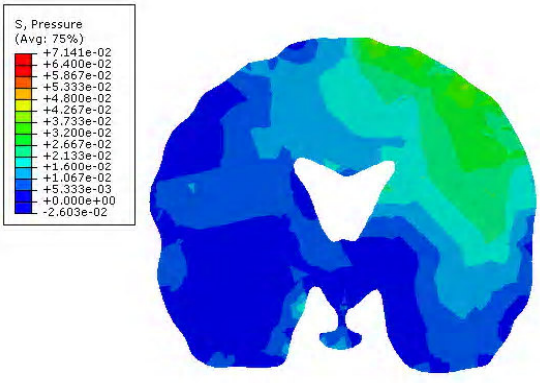
1,5 ms



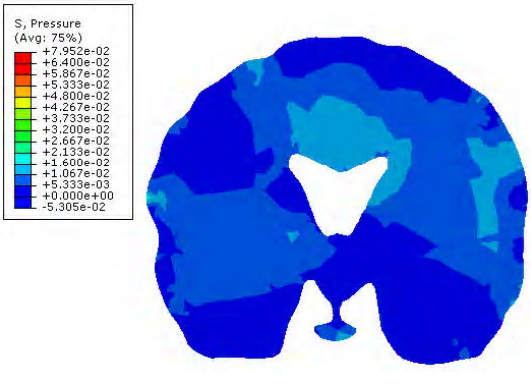
2 ms



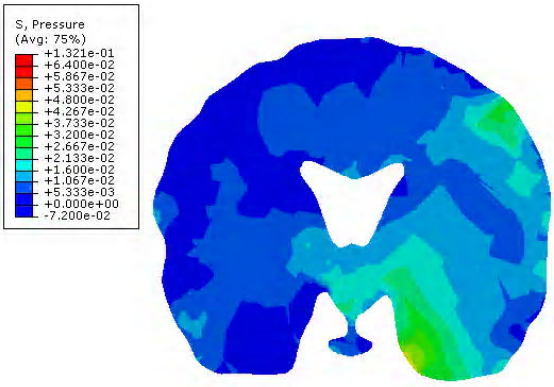
3 ms



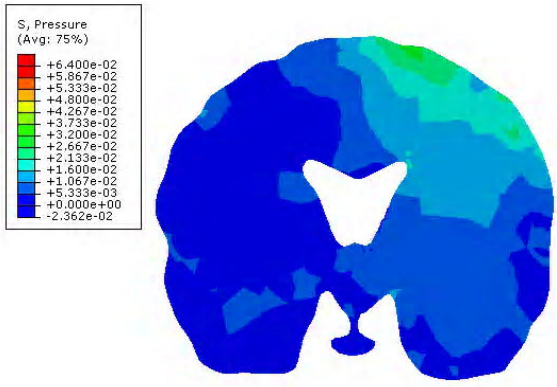
3,5 ms



4 ms

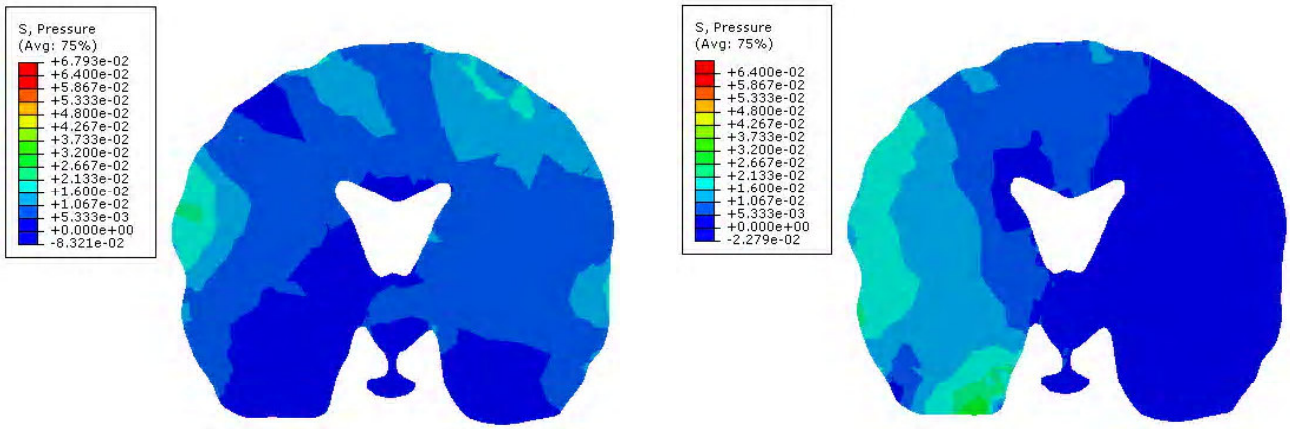


6 ms



8,5 ms

Şekil 4.40 Mandibula açılı çarpma ön görünüş ICP basınç (Devam)

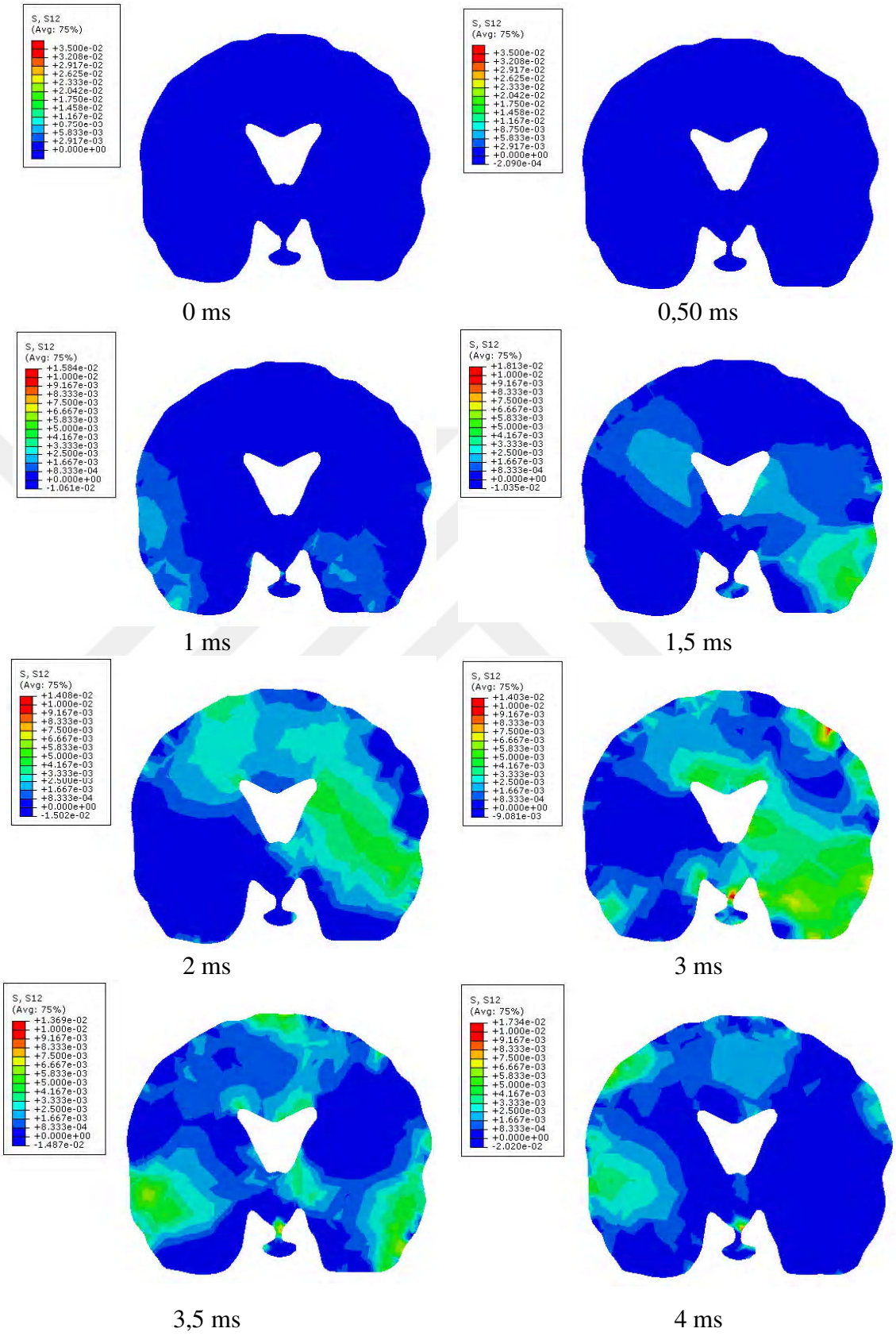


9 ms 10 ms

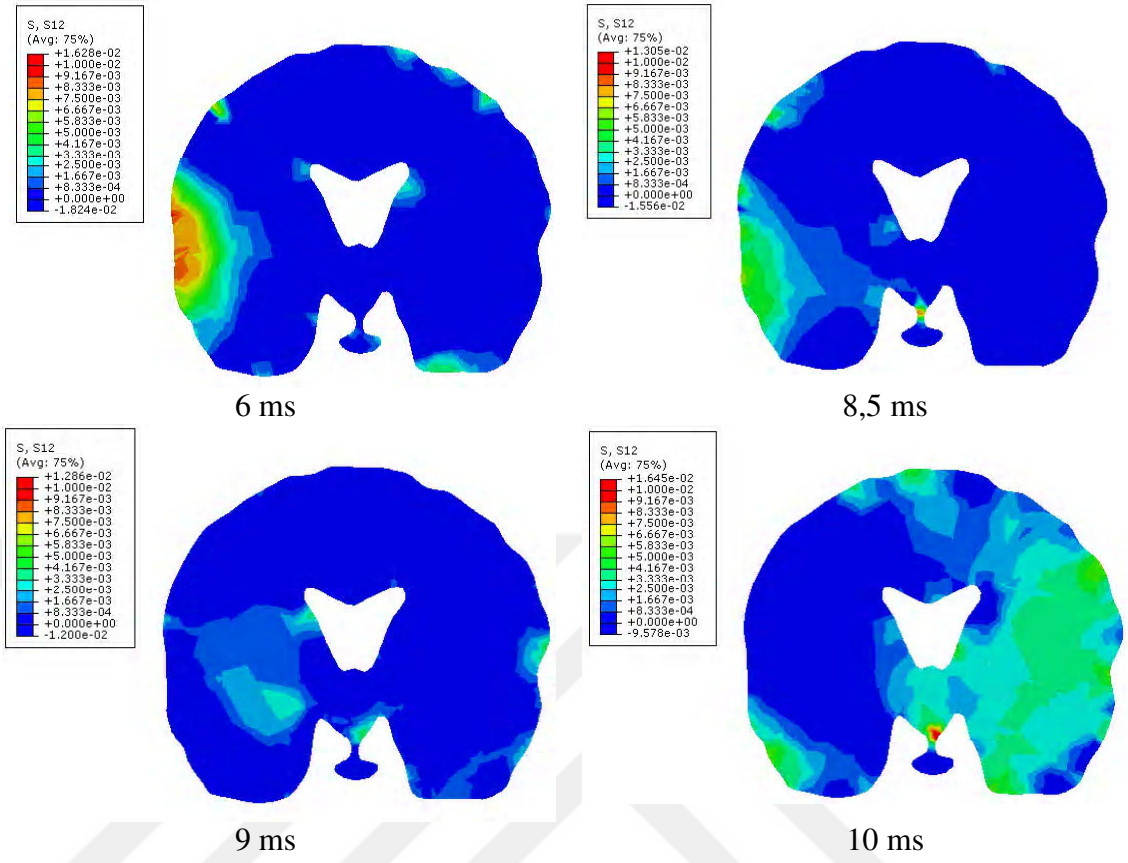
Şekil 4.40. Mandibula açılı çarpma ön görünüş ICP basınç (Devam)

4.7.3 Mandibula Açılı Çarpma Kayma Gerilmesi

Beyin iç bölgelerinde çarpma sonucu kayma gerilmeleri bu bölümde alt çene açılı çarpma için incelenmiştir. Temasın sağlanması ile birlikte 1 ms içinde beyin ön lonbunda 15,8 kPa'lık bir kayma gerilmesi oluşmakta. 2,5 ms sonra hipofiz bezi alt bölümünde 16,1 kPa olmakta 6,5 ms sonra beyin arka lobunda 23,25 kPa değerine ulaşmaktadır. Zang ve arkadaşlarına göre kayma gerilmesinin 7.8 kPa'dan büyük olması o bölgede %50 oranında yaralanma olmaktadır. Hipofiz bezinde bu değer 2,5 ms içinde 16,1 kPa, 3ms sonra hipofiz sapı başlangıcında 12,89 kPa ve yine aynı bölgede 10 ms sonra 15,24 kPa değerine ulaşmaktadır. Zang ve arkadaşlarına göre kayma gerilmesinin 7.8 kPa'dan büyük olması o bölgede %50 oranında yaralanma olmaktadır. Bu nedenle hipofiz sapı bölgesinde ciddi yaralanma olmaktadır. Dolayısıyla hipofiz sapında bulunan ve hypotalamus ile salgı alaşverşini yapan damarlarında dokusal bozulması gerçekleşmektedir. Kayma gerilmesi değerinin 3,7 kPa dan küçük olası durumunda ise beyin yaralanması gerçekleşmemektedir.



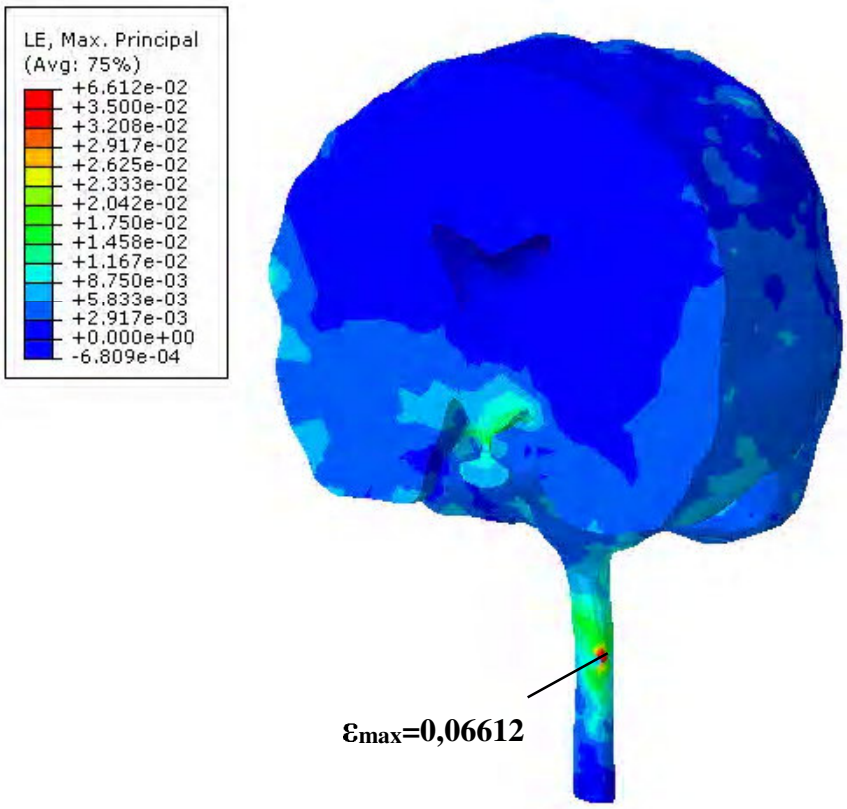
Şekil 4.41. Mandibula açılı çarpma kayma gerilmesi



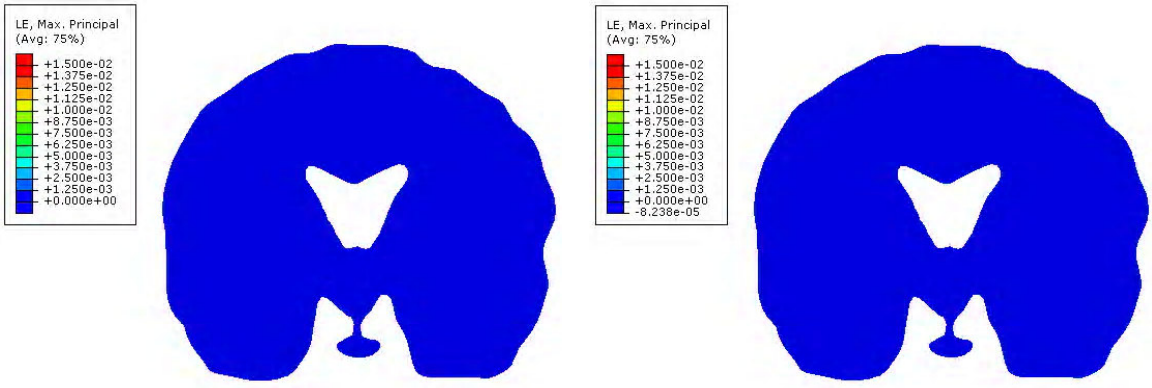
Şekil 4.41 Mandibula açılı çarpma kayma gerilmesi (Devam)

4.7.4 Önden (Frontal) çarpma Birim Uzama (strain)

Şekil4.42'de açılı çene çarpma sonrası beyinde meydana gelen birim uzama değerleri verilmiştir. İlk 0-1 ms arasında darbenin alt kısımdan gelmesinden dolayı beyin sapından hipofiz doğru bir iletim olmaktadır. En büyük birim yerdeğiştirme aşağıdaki şekillerde görüldüğü üzere 1,5 ms sonra beyin sapında (spinal cord) meydana gelmekte ve 0,06612 değerine ulaşamaktadır. Daha sonra iletim beyin şakak loblarından geçerek beyin üst kısmında tamamlanmaktadır. Hipofiz bezinde ise 1 ms içinde hipofiz bezi alt kısmının bir kaç mm üzerinde 0,0367 brim uzama olmaktadır. 3,5 ms içinde hipofiz sapı hypotalamus kesişim yerinde bu değer maksimum 0,04 olmaktadır.

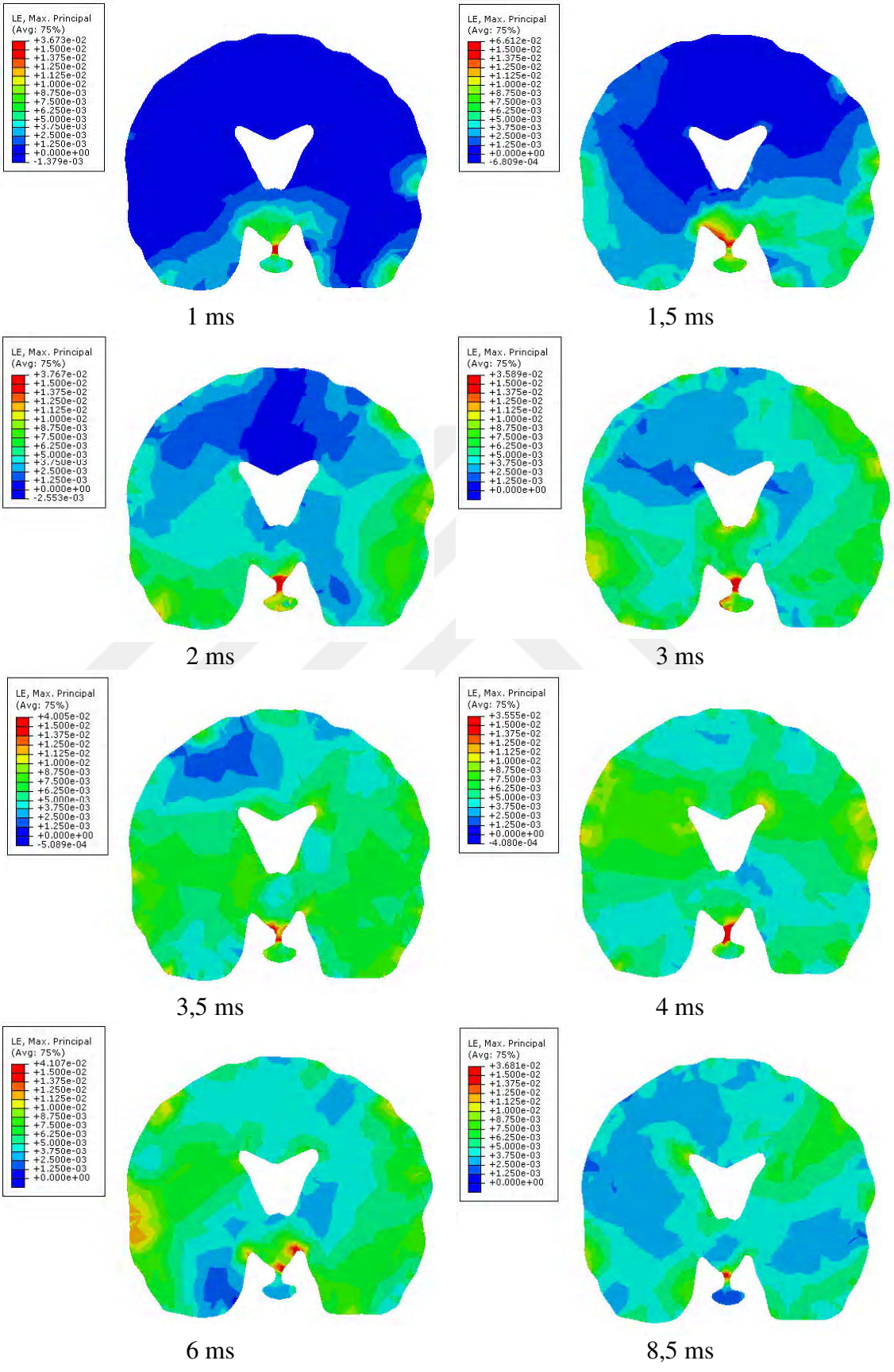


Şekil 4.42. Mandibula açılı çarpma maksimum birim uzama

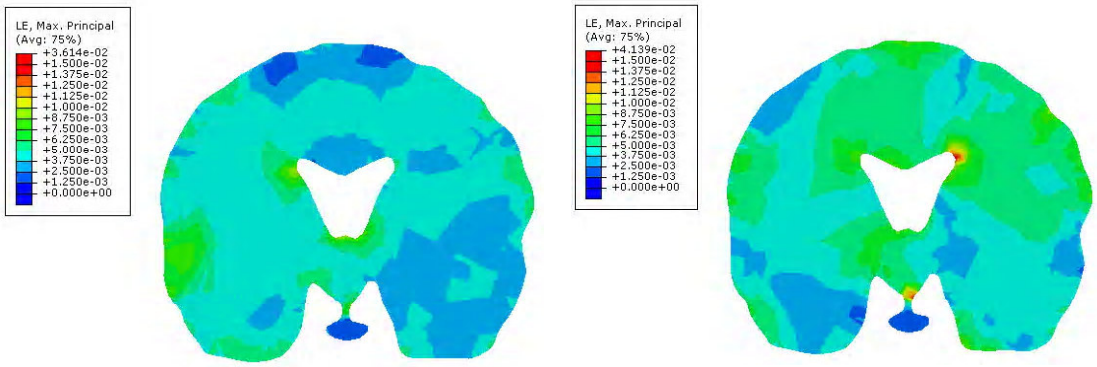


0 ms 0,50 ms

Şekil 4.43. Mandibula açılı çarpma birim uzama



Şekil 4.43. Mandibula açılı çarpma birim uzama



9 ms 10 ms

Şekil 4.43.Mandibula açılı çarpma birim uzama (Devam)

4.8. Sonuçlar ve İrdeleme

Bu çalışmada travmatik beyin yaralanmalarında hipofiz bezinin darbelerden ne kadar etkilendiği incelenmiştir. Hipofiz bezi mekanik davranışlarını araştırmak için MRI görüntülerinden üç boyutlu kafa modeli oluşturulmuştur. Model oluşturmada Materialise MIMICS medikal görüntü işlemi kullanılmıştır. Oluşturulan 3B modele hacim kazandırmak ve sonlu elemanlar analizini yapabilmek için materialise 3-matic programı kullanılarak hacimsel meşler meydana getirilmiş ve en iyi optimizasyonlar ile elde edilmeye çalışılmıştır. 3 boyutlu hacimsel yapı daha sonra .inp dosyası olarak dışa aktarılarak ABAQUS programında açılmıştır. Tüm kafa yapısı, kafa derisi, kafatası, dura zarı, beyin omirilik sıvısı, beyin, hipofiz bezi ve beyin içi Lateral boşluk olarak oluşturulmuştur. ABAQUS programında tüm kafa segmentasyonu gerçekleştirilerek sınır koşulları ve malzeme özellikleri entegre edilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modelinin doğrulu için Nahum deneyleri kullanılarak deneysel veriler ile karşılaştırılmış ve bu veriler ile yakınsadığı görülmüştür. Hipofiz bezinin mekanik davranışlarını daha iyi anlayabilmek için dört farklı çarpma senaryosu kullanılmıştır. Çarpan cisim olarak commier [86-23] çarpan cismi kullanılarak kafatasına farklı bölgelerden önden (Frontal), yandan (Lateral), alt çene kemiği (Mandibula) ve altçene (Mandibula) açılı çarpma senaryoları simüle edilmiştir.

Beyin bölgesinin ve hipofizin gerilme (won misess), ıntrakranial (ICP), kayma gerilmesi ve birim uzama değerleri analiz edilmiştir. Yapılan simülasyonlar sonucunda beyinde oluşan en büyük gerilmelerin hipofiz bezi, hipofiz sapı ve hypotalamus bölgerlerinde oluşturduğu tespit edilmiştir. Tablo 4.1'de tüm çarpma senaryoları için

elde edilen veriler listelenmiştir. Maksimum gerilme için en büyük değer 139,6 kPa ile Mandibula çarpma olmuştur. Bu gerilme hipofiz bezinde türk eğerine değdiği bölgede gerçekleşmiştir. Lateral ve Mandibula açılı çarpma değerleri birbirine yakın çıkmış ve sırasıyla 105,2 ve 100,8 kPa olmuştur. Mandibula açılı çarpma için maksimum gerilme spinal cord bölgesinde olurken diğer senaryolar için hipofiz-hypotalamus bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Frontal çarpma için bu değer 4 simülasyon içinde en küçük değer olmuş ve 88,7 kPa olmuştur.

Tablo. 4.1 4 Farklı çarpma sonucu elde edilen değerler.

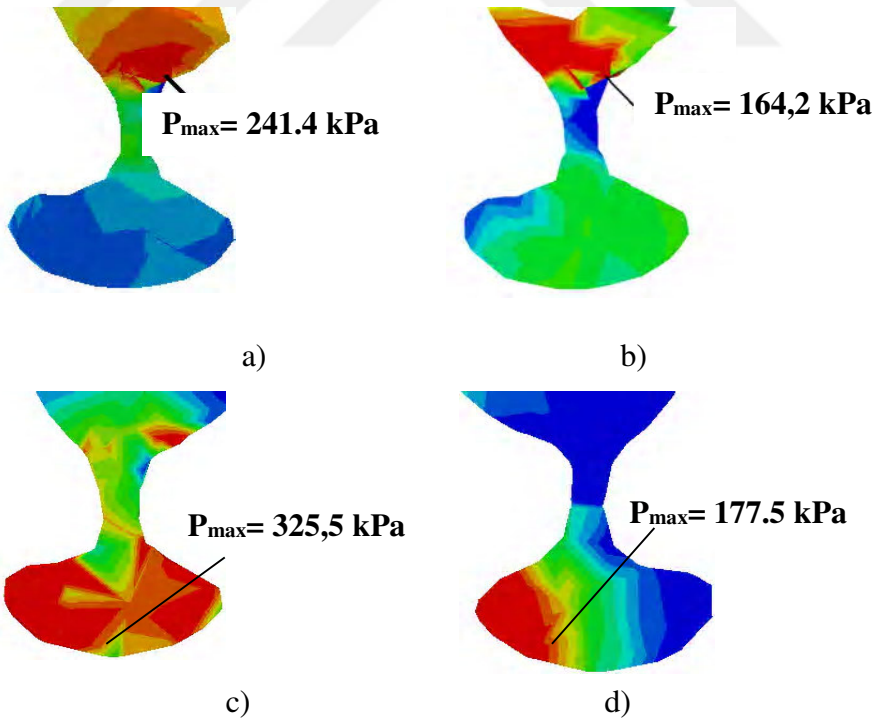
Çarpma şekli	Gerilme, σ_{max}	Oluştuğu yer/Bölge	Basınç, P_{max} (ICP)	Oluştuğu yer/Bölge
Durum 1	88,7 kPa	Hipofiz sapı-hypotalamus arası	241,2 kPa	Hypotalamus-hipofiz sapı kesişim noktası
	Kayma gerilmesi, τ_{12}	Oluştuğu yer/Bölge	Birim Uzama, $\varepsilon_{max,}$	Oluştuğu yer/Bölge
	24,2 kPa	Hipofiz bezi 2-3 mm yukarısı hipofiz sapı	0,062	Hipofiz sapı
Çarpma şekli	Gerilme, σ_{max}	Oluştuğu yer/Bölge	Basınç, P_{max} (ICP)	Oluştuğu yer/Bölge
Durum 2	105,2 kPa	Hipofiz sapı 2-3 mm yukarısı hypothalamus	164,2 kPa	Hypothalamus hipofiz sapı arası
	Kayma gerilmesi, τ_{12}	Oluştuğu yer/Bölge	Birim Uzama, $\varepsilon_{max,}$	Oluştuğu yer/Bölge
	22,6 kPa	Hipofiz sapı	0,046	Hipofiz sapı hypotalamus arası 3-4 mm kenar

Tablo. 4.1 4 Farklı çarpma sonucu elde edilen değerler (Devam).

Çarpma şekli	Gerilme, σ_{max}	Oluştuğu yer/Bölge	Basınç, P_{max} (ICP)	Oluştuğu yer/Bölge
Durum 3	139,6 kPa	Hipofiz bezinde türk eğeri-sphenoid sinüs tarafında	325,5 kPa	Hipofiz bezinde sella turca çukuru alt kısımda
	Kayma gerilmesi, τ_{12}	Oluştuğu yer/Bölge	Birim Uzama, $\varepsilon_{max,}$	Oluştuğu yer/Bölge
	27,82 kPa	Hipofiz bezi-hypotalamus arası hipofiz sapı	0,07396	Hipofiz sapı, hypotalamusa daha yakın
Çarpma şekli	Gerilme, σ_{max}	Oluştuğu yer/Bölge	Basınç, P_{max} (ICP	Oluştuğu yer/Bölge
Durum 4	100,8 kPa	Beyin sapı(spinal cord)	177,5 kPa	Hipofiz bezinde sella turca çukuru sphenoid sinüs tarafında
	Kayma gerilmesi, τ_{12}	Oluştuğu yer/Bölge	Birim Uzama, $\varepsilon_{max,}$	Oluştuğu yer/Bölge
	16,1 kPa	Hipofiz bezi başlangıcı	0,0612	Beyin sapı(spinal cord) ortası

Beyin yaralanması iç basınç değerleri için en büyük basınç Mandibula alt çene çarpması sonucu oluşmuştur. Tüm beyin için maksimum bu değer hipofiz bezinde meydana gelerek 325,5 kPa olmuştur. Buda ciddi doku yaralanmasına sebep olmaktadır. Frontal çarpma için bu basınç değeri 241,2 kPa değerine ulaşmıştır. Açılı Mandibula çarpması için 177,5 kPa ve Lateral çarpma için 164,2 kPa olmuştur. Beyin bölgesi kayma gerilmesi çarpma sonrası en yüksek altçene çarpma durumun gerçekleşerek 27,82 kPa değerindedir. En düşük değere 4 nolu senaryoda ulaşılarak 16,1 kPa değeri elde edilmiştir. Lateral çarpmada bu değer 22,6 kPa ve frontal çarpmada 24,2 kPa olmuştur. Birim yer değiştirme maksimum değer yine alt çene çarpma sonucu oluşmuştur. En düşük birim uzama Lateral çarpmada oluşarak 0,046 olmuştur. Önden çarpmada 0,062 değeri hipofiz civarında gerçekleşirken. Alt çene açılı çarpmada en büyük yer değiştirme 0,0612 değeri ile spinal cord bölgesinde oluşarak farklı bir bölgede meyadana gelmiştir.

Sonuç olarak tüm bu senaryolar içerisinde hipofiz bezi ve hypotalamus tüm beyin içinde en büyük gerilmelere ve basınçlara maruz kalarak doku zedelenmesine uğramışlardır. Bu bölgelerin hormonal salgıda önemli rol oynadıkları düşünüldüğünde darbelerden ciddi derecede etkilendikleri ve doku zedelenmesi meydana gelmesi hormon bozukluğu ve hipofiz yetmezliğine neden olmaktadırlar. Özellikle aşağıdan yukarıya doğru gelen darbelerden daha fazla etkilendiği tespit edilmiştir. Dolayısıyla boks gibi dövüş sporlarında çene altından darbeler hipofizi etkilemektedir. Bu yüzden kask kullanımı son derece önemli hale gelmektedir. Spor müsabakalarında kaskların alt çeneyi korumadığı düşünüldüğünde kask dizaynı önemli rol oynamaktadır. Bir sonraki aşama olarak kasklı ve kasksız simulasyonlar yapılarak kask dizaynı geliştirilmelidir. Tekrarlanan yüklerin önemi araştırılmalıdır. Canlı denekler (sıçan, fare) kullanılarak ve darbe olasılıkları uygulanarak deneysel veriler geliştirilmeli ve koruyucu önlemler araştırılarak standartlar tespit edilmelidir. İleriki çalışmalarımızda bu konular irdelenerek hipofiz bezi yetmezliği araştırılacaktır



Şekil 4.44. Hipofiz bezinde oluşan maksimum basınçlar a) Durum 1, b) Durum 2, c) Durum 3, and d) Durum 4

Kaynaklar

1. Kelly, DF1., et al., 2006. Neuro behavioral and quality of lifechanges associated with growth hormone insufficiency after complicated, mild, moderate or severe traumatic brain injury. **Journal of Neurotrauma 23** (6):928-942.
2. Fernandez-Rodriguez, E., Bernabeu, I., Castro.AI., Kelestimur, F., Casanueva. FF., 2011. Hypopituitarism Following Traumatic Brain Injury: Determining Factors for DiagnosisFrontiers in Endocrinology. 2:25.doi:10.3389/fendo.2011.00025.
3. Tanriverdi,F., Unluhizarci, K., Karaca, Z., Casanueva, F, F., Kelestimur, F., 2010. Hypopituitarism due to sports related head trauma and the effects of growth hormone replacement in retired amateur boxers. **Pituitary 13:** (5): 111–11410.1007/s11102-009-0215-x
4. Keleştimur, F., Chronic trauma in sport as a cause hypopituitarism, 2005**. Pituitary 8:** (3-4):259-62.
5. Tanriverdi. F., Senyurek. H., Unluhizarc.i K., Selcuklu. A., Casanueva, F, F., Kelestimur, F., 2006.High risk of hypopituitarism after traumatic brain injury: a prospective investigation of anterior pituitary function in the acute phase and 12 months after trauma. **Clin. Endocrinol Metab 91**, 2105–211110.1210/jc.2005-2476
6. Tanriverdi. F., Ulutabanca, H., Unluhizarci, K., Selcuklu, A., Casanueva, F, F., Kelestimur, F. 2008. Three years prospective investigation of anterior pituitary function after traumatic brain injury: a pilot study. **Clin. Endocrinol. (Oxf.) 68**, 573–57910.1111/j.1365-2265.2007.03070.x
7. Tanriverdi, F., De Bellis, A., Bizzarro, A., Sinisi, A, A., Bellastella, G., Pane, E., Bellastella A., Unluhizarci, K., Selcuklu, A., Casanueva, F. F., Kelestimur, F. 2008. Antipituitary antibodies after traumatic brain injury: is head trauma-induced pituitary dysfunction associated with autoimmunity? **Eur. J. Endocrinol.**159, 7–1310.1530/EJE-08-0050
8. Nahum, AM., Smith, RW., Ward, CC., 1977. Intracranial basınç dynamics during head çarpma. **Proceeding of the 21st Stapp Car Crash Conference**, New Orleans, Louisiana, USA, 1977:339.

9. Hosey, R.R., Liu, Y.K. 1981. A homeomorphic finite element model of the human head and neck. in: R.H. Gallagher (Ed.) **Finite Elements in Biomechanics.** ; 1982:379–401. 3. 92.
10. Ruan, JS., Khalil, T., King, AI., 1994. Dynamic response of the human head to çarpma by three-dimensional finite element analysis, . **J Biomech Eng,** 116 4450.
11. Zhou, C., Khalil, C, T., B. and King, A, I., 1995. A new model comparing çarpma responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain. **In: Proceedings of 39th Stapp Car Crash Conference**, San Diego, USA, pp. 121-137: Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 952714.
12. Zhang, L., Yang, K. H., Dwarampudi, R., Omori, K., Li, T., Chang , K., Hardy, W. N., Khalil, T. B. and King, A. I. 2001. Recent advances in a new human head model development and brain injury research: validation. **In: Proceedings of 45th Stapp Car Crash Conference**, San Antonio, USA, pp. 369-394: Society of Automotive Engineers (S AE), SAE Paper No. 2001-22-0017.
13. King, A. I., Yang, K. H., Zhang, L., Hardy, W . and Viano, D. 2003. Is head injury ca used by linear or angular acceleration? **In: Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Çarpmas**, Lisbon, Portugal, pp. 1-12.
14. Kang, H. S., Willinger, R., Diaw, B. and Chinn, and replic B. 1997. Validation 3D anatomic human head modeland replication of head çarpma motorcycle accident by finite element modeling. **In: Proceedings 41st of Stapp Car Crash Conference**, Lake Buena Vista, USA, pp. 329-338
15. Marjoux, D., Baumgartner, D., Deck, C. and Willinger, R. 2008. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. **Accident Analysis & Prevention 40:** (3), pp. 1135-1148.
16. Kleiven, S., and Hardy, W, N., 2002. Correlat ion of an FE model of the human head with local brain motion–consequences for injury prediction. **In: Proceedings of 46th Stapp Car Crash Conference**, Ponte Vedra, USA, pp. 123-144.
17. Yang, J.K., Xu, W., Otte, D.: 2008. Brain injury biomechanics in real word vehicle accident using mathematical models. **Chinese Journal of Mechanical Engineering 21:** (4): 81–86.

18. Masami, I., Yuko, N., Atsutaka, ., Hideyuki, K., Isao W., Kazuo, M., Development Of Advanced Human Models In Thum Keynote 7, **6th European LSDYNA Users' Conference**
19. Ganpule, S., A. Alai, E. Plougonven and N. Chandra, 2013. "Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches." **Biomech Model Mechanobiol 12:** (3): 511-531
20. Ganpule, S., L. Gu, A. Alai and N. Chandra, 2012. Role of helmet in the mechanics of shock wave propagation under blast loading conditions. **Comput Methods Biomech Biomed Engin 15:** (11): 1233-1244.
21. Bar-Kochba, E., M. Guttag, S. Sett, J. A. Franck, KyleMcNamara, J. J. Crisco3, J. Blume1 and C. Franck, 2012. Finite Element Analysis of Head Çarpma in Contact Sports. **Simulıa Community Conference.**
22. Tse, K. M., L. B. Tan, S. J. Lee, S. P. Lim and H. P. Lee 2014. Development and validation of two subject-specific finite element models of human head against three cadaveric experiments. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering 30:** (3): 397-415
23. Trosseille, X., Tarriére, C., Lavaste, F., Guillon, F. et al., 1992. Development of a F.E.M. of the Human Head According to a Specific Test Protocol, **SAE Technical Paper** 922527, doi:10.4271/922527..
24. Ming, T, K., 2013. Development of a realıstıc fınıte element model of human head and ıts applıcatıons to head injurıes, National University of Singapure, Department Of Mechanıcal Engıneerıng, Singapure, PHD thesis, 347 s.
25. Ruan, J. S., Khatil, T. B. and King, A. I. 1993. Finite element modeling of direct head çarpma. In: Proceedings of 37th Stapp Car Conference, San Antonio, USA, pp. 69-81: Crash Society of Automative Engineers (SAE), SAE Paper No. 933114.
26. Mendis; K., Stalnaker, R., Advani, S.. 1995. A constitutive relationship for large deformation finite element modeling of brain tissue, **J Biomech Eng 117**: (3) 279-285.
27. Willinger, R., Kang, H., Diaw, B., 1999. Three-dimensional human head finiteelement model validation against two experimental çarpmas, Ann Biomed Eng 27: (3): 403-410.

28. Kleiven, S., Influence of çarpma direction on the human head in prediction of subdural hematoma, (2003) . **J Neurotrauma 20:** (4):365-379.
29. Horgan, T.J., Gilchris, M.D., 2003. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head çarpma biomechanics, **International Journal of Crashworthiness 8:** (4):353-366.
30. Gefen, A., Margulies, S, S., 2004. Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar? **J Biomech 37:** (9): 1339-1352.
31. Lim, YJ., Deo, D., Singh, TP., Jones, DB., De, S., 2009 In situ measurement and modeling of biomechanical response of human cadaveric soft tissues for physics-based surgical simulation. **Surg Endosc 23:** (6):1298-307. doi: 10.1007/s00464-008-0154-z.Epub 2008 Sep 24.
32. Yang, G,Y., et al, 2008. Sensor for Stiffness Measurements Within the Adult Rat Hippocampus., **sensors journal**, vol. 8, no. 11,
33. Amit, G., Infant Rat Braın Tıssue Is Sıgnıfıcantly Stıffer Than Adult., 2003 **Summer Bioengineering Conference**, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida.
34. Shafieian, M., K. K. Darvish and J. R. Stone 2009. Changes to the viscoelastic properties of brain tissue after traumatic axonal injury. **J Biomech 42:** (13):2136-2142.
35. Miller, K., Chinzei, K., 1997. Constitutive modelling of brain tissue: experiment and theory, **Journal of Biomechanical 30** : pp1115–1121.
36. Miller, K., Chinzei, K., 2002, Mechanical properties of brain tissue in tension, **J Biomech 35:** (4):483-90.
37. Miller, K., Chinzei, K., Orssengo ,G., Bednarz, P., 2000. Mechanical properties of brain tissue in-vivo experiment and computer simulation, **J. Biomech 33** (11):1369-76
38. Lee, E.H., Radok, J.R.M., 1960. The contact problem for viscoelastic bodies, **Journal of Applied Mechanics**, Vol. 27 , pp. 438–444.
39. Evren, S., et al, 2007. A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response. **Med Image Anal 11:** (4):361-73
40. Y. C. Fung., 1996. BiomechanicsMechanical Properties of SoftTissues: Springer-Verlag (secondedition),

41. Sneddon, I.N., 1965. The relation between load and penetration in the axisy metric boussinesq problem for a punch of arbitrary profile. **International Journal of Engineering Science Volume 3, Issue 1**, Pages 47–57
42. Hayes, W.C., Keer, L.M., Herrmann, G., Mockros, L.F., 1972. A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. **Journal of Biomechanics 5**, 541–551.
43. Simo, J.C., Hughes, T.J.R., 1998. Computational Inelasticity. Springer, New York.
44. Jung, K., et al, 2003 Characterization of intra abdominal tissues from in vivo animal experiments for surgical simulation, **Lecture Notes in Computer Science Volume 878,** pp 206-213
45. Miller, K., et al. Modelling brain deformations for computer-integrated neurosurgery, **Numerical methods in biomedical engineering Volume 26, Issue 1,** pages 117–138, January 2010
46. Hardy, C, H., Marcal, P, V., 1973. Elastic analysis of a skull. **Journal of Applied Mechanics 40**: (4): pp. 838-842.
47. Nikell, R. and Marcal, P. 1974. In vacuo model dynamic respons e of human skull. **Journal of Engineering Industry 4:** pp. 490-194.
48. Horgan, T, J., Gilchrist, M., 2003. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head çarpma biomechanics. **International Journal of Crashworthiness 8:** (4): pp. 353-366.
49. Willinger, R., Diaw, B. M. and Kang, H. S. 2000. Finite element modelling of skull fractures caused by direct çarpma. **International Journal of Crashworthiness 5:** (3): pp. 249-258.
50. Liu, Z. S., Luo, X. Y., Lee, H. P. and Lu, C. 2007. Snoring source identification and snori ng noise prediction. **Journal of Biomechanics 40:** (4): pp. 861-870.
51. Khalil, T, B., Hubbard, R, P., 1977. Parametric study of head res ponse by finite element modeling. **Journal of Biomechanics 10:** (2): pp. 119-132.
52. Willinger, R., Taleb, L. Kopp, C. M., 1995. Modal and temporal ana lysis of head mathematical models. **Journal of Neurotrauma 12:** (4): pp.743-754.
53. Takhounts, E. G., et al., 2008. Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model. **Stapp Car Crash J.** ;52:1-31.

54. Zhang, L., Yang, K. H. and King, A. I. (2001). Comparison of brain responses between frontal and lateral çarpmas by finite element modeling. **J Neurotrauma 18:**(1): pp. 21-30.

55. Hosey, R. R., 1981. A homeomorphic finite element model of the human head and neck. In: Simon, B. R., Gallagher, R. H., Johnson, P. C. and Gross, J. F. (Eds.) **Finite elements in biomechanics**. pp. 379- 401: Wiley & Son.

56. Shorten M.R., Himmelsbach, J. A., 2003, Sports surfaces and the risk of traumatic brain injury, pp 49-69 in sports surfaces (Eds. B.M. Nigg, G.K. Cole, D.J. Stefanyshyn) Calgary, University of Calgary

57. Versac, J., 1971. A review of severity of inde x. In: Proceedings of 15th Stapp Car Crash Conference, Warrendale, USA, pp. 771-796: **Socie ty of Automotive Engineers (SAE)**, SAE Paper No. 710881.

58. Gadd, C., 1966. Use of a weighted impulse criterion for estimating injury hazard. Proc 10th Stapp Car Crash Conference; SAE Paper 660793, **Society of Automotive Engineers,Warrendale PA, USA.**

59. Ward, C. C., Chan, M., Nahum, A. M., (1980). Intracranial basınç-a Proceedings brain injury criterion. In: of 24th Stapp Car Crash Conference, Warrendale, USA, pp. 347-360: **Society of Autom otive Engineers (SAE**), SAE Paper No. 801304.

60. Newman, J., Barr, C., Beusenberg, M., Fournier, E., Shewchenko, N., Welbourne, E. and Withnall C. (2000). A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury – Part 2 – Results and conclusions . In: Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechani cs of Çarpmas, Montpellier, France, pp. 223-233.

61. Zhang, L., Yang, K. H . and King, A. I. 2004. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. **Journal of Biomechanical Engineering** 126: (2): pp. 226-236.

62. Miller, R. T., Margulies, S. S., Leoni, M., Nonaka, M., Chen, X., S mith, D. H. and Meaney, D. F. (1998). Finite element modeling approaches for predicting injury in an experimental model of severe diffuse axonal injury. In: Proceedings of 42nd Stapp Car Crash Conference, Tempe, USA, pp. 155-166: Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 983154.

63. Anderson, R. W. G., 2000. A study of the biomechanics o f axonal in jury. PhD Dissertation. Univer sity of Adelaide.
64. Willinger, R., Baumgartner, D., Chinn, B. and Neale, M. 2000. Head tolerance Limits derived from numerical replication of real World accidents. In: Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Çarpmas, Montpellier, France, pp. 209-221 .
65. Willinger, R., Baumgartner, D., 2003. Human head tolerance limits to specific injury mechanisms. **International Journal of Crashworthiness 8:** (6): pp. 605-617.
66. Willinger, R., Kang, H. S . and Diaw, B. 1999. Three-dimensional human head finite-element mod el validatio n against two experimental imp acts. **Annals of Biomedical Engineering 27:** (3): pp. 403-410.
67. Shuck, L. Z., Advani, S. H., 1972. Rheological response of human brain tissue in shearing. **J. Basic Eng 94**, pp. 905-911
68. Yoganandan, N., Li, J., Zhang, J. and Pintar, F. A. 2009. Role of falx on brain stress-strain responses. In: Kamkim, A . and Kiseleva, I. (Eds.) Mechanosensitivity of the Nervous System. pp. 281-297: Springer Netherlands.
69. Turquier, F., Kang, H. S., Trosseille, X., Willinger, R., Lavaste, F., Tarriere, C. and Domont, A.1996. Validation study of a 3D finite element head model against experimental data. In: **Proceedings of 40th Stapp Car Crash Conference**, Albuquerque, USA, pp. 283-293: Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 962431.
70. Jirousek, O., Jíra, J., Jírová, J. an d Micka, M. 2005. Finite Element Model of Human Skull Used for Head Injury Criteria Assessment. In: Gilchrist, M. D. (Ed.) IUTAM Symposium on Çarpma Biomechanics: **From Fundamental Insights to Applications**. pp. 459-467: Springer Netherlands.
71. Al-Bsharat, A. S., 2000. Computational analysis of brain injury. PhD Dissertation. Detroit: Wayne State University.
72. Horgan, T. J., Gilchrist, M. D., 2004. Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial basınç chang es in head çarpma simulations. **International Journal of Crashworthines**s 9: (4): pp. 401-408.
73. Kleiven, S., 2006. Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain mo tion, intracerebral

acceleration, and intracranial basınç. **International Jou rnal of Crashworthiness 11**:(1): pp. 65-79

74. Buzoğlu, H., 2015. Derinin Anatomisi, (Web sayfası: http://dermatorium.net/icerikler.asp?id=123&anakat=2&katid=181), (Erişim tarihi : Ağustos 2015)
75. Beyin zarları, 2015, (Web sayfası: ttp://www.beyin.gen.tr/beyin-zari.html)
76. Megep, 2012, Sinir sitemi, T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Ankara
77. Materialise, Leuven, BELGİUM
78. ABAQUS 2013, SIMULIA, USA
79. MIMICS Basic Training Guide, 2010, Materialise.
80. Chen, Y., Ostoja-Starzewski, M., 2010. MRI-based finite element modeling of head trauma: spherically focusing shear waves. **Acta Mechanica;213**:Issue 1, pp 155-167.
81. El Sayed, T., Mota, A., Fraternali, F., Ortiz, M., 2008. Biomechanics of traumatic brain injury. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering,** Volume 197, Issues 51–52, pp 4692–4701
82. Horgan, T., Gilchris, M., 2003, The creation of three-dimensional finite element models for simulating head çarpma biomechanics. **International Journal of** Crashworthiness, Volume 8, Issue 4, pp 353-366
83. Zhang, L., Yang, K, H., King, A, I., 2001. Comparison of Brain Responses Between Frontal and Lateral Çarpmas by Finite Element Modeling. **J Neurotrauma.18:** (1): pp 21-30.
84. Martin, R. C., 2nd, Spain, D. A. and Richardson, J. D. 2002. Do facial fractures protect the brain or are they a marker for severe head injury ? **Am Surg 68:** (5), pp . 477-481.
85. Schneider, D., Nahum A., Çarpma Studies of Facial Bones and Skull, **Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference**, SAE No. 720965; 1972.
86. Cormier, J., Manoogian, S., Bisplinghoff, J., Rowson, S., Santago, A., McNally, C., et al., 2010. The tolerance of the nazal bone to blunt çarpma. Ann. Adv. Automot. Med. 54, 3–14.
87. King, A, I., Yang, K, H., Zhang, L., Hardy, W., 2003. Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration? Proceedings of international IRCOBI conference on the biomechanics of çarpma, Lisbon, Portugal:1-12.

88. Newman, J., Barr, C., Beusenberg, M., Fournier, E., Shewchenko, N., Welbourne, E. and Withnall C. 2000. A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury – Part 2 – Results and conclusions . In: Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechani cs of Çarpmas, Montpellier, France, pp. 223-233.
89. Anderson, R. W. G., 2010. A study of the biomechanics o f axonal in jury. PhD Dissertation. Univer sity of Adelaide.
90. Ward, C. C., Chan, M., Nahum, A. M., 1980. Intracranial basınç-a Proceedings brain injury criterion. In: of 24th Stapp Car Crash Conference, Warrendale, USA, pp. 347-360: Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 801304.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Fehmi TAŞDEMİR
Uyruğu: Türkiye (TC)
Doğum Tarihi ve Yeri: 26 Ağustos 1980, Kayseri
Medeni Durumu: Evli
Tel: +90 352 207 66 66/43952
Fax: +90 352 437 50 57
Email: fehmi@erciyes.edu.tr

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Mustafa Çıkrıkçıoğlu MYO Elektirik ve Enerji Bölümü. Melikgazi/KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	EÜ Fen Bilimleri Enstitüsü	2008
Lisans	EÜ Müh. Fak. Makine Müh	2004
Lise	Kayseri LİSesi, Kayseri	1997

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2008- Devam ediyor.	Erciyes Üniversitesi M.Ç MYO	Öğr. Gör.
2005	ISISAN A.Ş.	İmalat Müh.

YABANCI DİL

İngilizce