

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI DARBE YÜKLERİ ETKİSİNDEKİ ÜÇ BOYUTLU  
İNSAN KAFASININ SONLU ELEMANLAR  
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Makina Müh. Hilmi ÜNAL**

**AĞUSTOS 2007**

**TRABZON**

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI DARBE YÜKLERİ ETKİSİNDEKİ ÜÇ BOYUTLU  
İNSAN KAFASININ SONLU ELEMANLAR  
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

**Mak. Müh. Hilmi ÜNAL**

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde  
“Makina Yüksek Mühendisi”  
Ünvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 23.07.2007  
Tezin Savunma Tarihi : 15.08.2007**

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU  
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Sami KARADENİZ  
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yusuf AYVAZ**

**Enstitü Müdürü: Prof. Dr. Emin Zeki BAŞKENT**

**Trabzon 2007**

## ÖNSÖZ

Bu tez çalışması, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Programında yapılmıştır.

Biyomekanik, son yıllarda dünyada popüler hale gelen bir bilim dalı olmuştur. Bu sebeple, insan kafatasının ve beyninin değişik darbe koşulları altındaki dinamik davranışları incelenmiştir. Yapılan çalışmada insan kafatası ve beyni sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiş ve elde edilen bulgular sunulmuştur. İleriki yıllarda insanların kafatası yaralanması ve beyin travması risklerini azaltmaya yönelik çalışmalara bir katkı yapması düşünülerek bu çalışma gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada şahsımdan her türlü yardımlarını esirgemeyen tez danışmanım sayın Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU' na teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca bu çalışmanın anatomi kısmını anlamama yardımcı olan Doç. Dr. Ahmet KALAYCIOĞLU' na ve kafa modelini taramamda bütün imkanlarını sunan info(+)TRON firmasına ve firma çalışanı arkadaşım Levent ŞEN' e teşekkür ederim.

Son olarak, bugünlere gelmemde benden maddi ve manevi desteğini hiç esirgemeyen değerli aileme şükranlarımı sunarım.

Bu çalışma, 2005.112.003.4 kod numaralı proje ile KTÜ Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından desteklenmiştir.

Hilmi ÜNAL

Trabzon, 2007

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET .....	V
SUMMARY .....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
TABLolar DİZİNİ.....	X
1. GENEL BİLGİLER .....	1
1.1. Biyomekanikğin Tanımı ve İçeriği .....	1
1.2. Biyomekanik Problemlerinin Tanımı ve Gelişimi .....	2
1.3. Tezin Amaç ve Kapsamı .....	4
1.4. İnsan Kafatasının Anatomisi .....	5
1.5. İnsan Kafatasının Özellikleri .....	11
1.5.1. Geometrik ve Atalet Özellikleri.....	11
1.5.2. İnsan Kafatası Dokularının Malzeme Özellikleri .....	12
1.6. Sonlu Eleman Modelleri.....	18
1.7. Teorik Altyapı .....	26
1.7.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi ve LS-DYNA Programı .....	26
1.7.1.1. Ekspilisit Sonlu Eleman Teorisi .....	27
1.7.1.2. Zaman İntegrasyonu .....	28
1.7.1.3. Hourglassing Kontrolü .....	29
1.7.1.4. Kontak – Darbe Algoritması .....	30
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR .....	31
2.1. İnsan Kafatası Modelinin Oluşturulması .....	31
2.2. Çalışmada Kullanılan Malzeme Özellikleri .....	37
2.3. Uygulanan Yük ve Sınır Şartları .....	38
3. BULGULAR VE İRDELEME .....	40
3.1. Frontal Darbe .....	40
3.1.1. 5 mm Eleman Kalınlıklı Kafatası Bulguları .....	41
3.1.1.1. Beyin İçermeyen Model .....	41
3.1.1.2. Elastik Beyin İçeren Model .....	44

3.1.1.3.	Viskoelastik Beyin İçeren Model .....	46
3.1.2.	7 mm Eleman Kalınlıklı Kafatası Bulguları .....	52
3.1.3.	Beyin Bulguları .....	61
3.2.	Oksipital Darbe .....	65
3.2.1.	Kafatası Bulguları .....	66
3.2.1.1.	Beyin İçermeyen Model .....	66
3.2.1.2.	Elastik Beyin İçeren Model .....	69
3.2.1.3.	Viskoelastik Beyin İçeren Model .....	71
3.2.2.	Beyin Bulguları .....	75
3.3.	Yanal Darbe .....	80
3.3.1.	Kafatası Bulguları .....	80
3.3.2.	Beyin Bulguları .....	84
4.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	88
4.1.	Sonuçlar .....	88
4.2.	Öneriler .....	90
5.	KAYNAKLAR .....	91
6.	EKLER .....	95
ÖZGEÇMİŞ		

## ÖZET

Yapılan bu tez çalışmasında, değişik darbe koşulları altındaki insan kafası sonlu elemanlar yöntemiyle modellenip, kafatasında ve beyinde oluşan basınç ve gerilme dağılımları incelenmiştir.

İlk olarak kafatası modeli anatomik koşullara uygun olarak optik tarama cihazı ile taranıp 2-B modeli oluşturulmuştur. Sonra, CATIA katı model programı kullanılarak kafatası ve beyin 3-B hali oluşturulmuştur. Oluşturulan bu 3-B modelde LS-DYNA 3D programı ile sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak önden (frontal), arkadan (oksipital) ve yandan (side) darbeler etkisiyle hem kafatası hem de beyindeki basınç ve gerilme değerleri incelenmiştir. Yapılan sonlu elemanlar analizinde kafatası elemanı elastik malzeme gibi modellenirken beyin hem elastik hem de viskoelastik malzeme özellikleri kullanılarak modellenmiştir.

İlk olarak oluşturulan kafa modeline frontal bölgeden yapılan darbe sonucunda kafatası ve beyindeki farklı bölgelerden elde edilen basınç değerleri literatür verileriyle kıyaslanarak verilmiştir. Daha sonra oksipital darbe etkisiyle kafatası ve beyin tepkileri incelenmiştir. Ayrıca bu darbede kafanın pozisyonu, yani düz ya da açılı olması durumları karşılaştırılmalı olarak analiz edilmiştir. Son olarak ise yanal darbe etkisiyle kafatası ve beyindeki basınç ve gerilme dağılımları elde edilmiştir.

Yapılan bu çalışmalar neticesinde, kafatasına beyin ve beyin sıvısının eklenmesiyle kafatasından elde edilen basınç değerlerinde pek belirgin bir fark oluşmaması dikkat çekmiştir. Ancak, kafatasından elde edilen basınç değerlerinde kafa açısı ve darbe yerinin etkili olduğu tespit edilmiştir. Beyin için kullanılan farklı malzeme değerlerinin elde edilen basınç ve gerilme değerlerini etkilediği fakat kafa açısının beyin üzerinde elde edilen basınç değerlerini sayısal olarak pek etkilemediği görülmüştür. Üç farklı darbe sonucunda kafatası için en tehlikeli darbe frontal olurken, beyin için yanal darbenin daha tehlikeli olduğu tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Dinamik yükleme, İnsan Kafatası, Yumuşak Doku, 3-B Optik Tarama.

## SUMMARY

### **The investigation of a three dimensional human head under the effect of different impact loading by finite element method**

In this thesis, a three-dimensional human head under the different impact loadings was modeled by using finite element method and the distributions of pressure and stress occurred in the skull and the brain were investigated.

A model suitable to anatomical conditions was scanned by Optical Scanner in order to constitute the surface (2 -D) model. The 3-D head model including the skull, brain and the Cerebro Spinal Fluid (CSF) was then modeled by using a commercial solid modeling (3-D), program, CATIA. This 3-D human head model was then imported to the LS-DYNA 3D, finite element analysis program, in order to investigate the pressure and the stress distributions in the skull and the brain for frontal, occipital and side impacts. While the material properties for the skull was taken as elastic both elastic and viscoelastic properties were used for the brain in the finite element analysis.

From the frontal impact the obtained values of pressure and stress distributions for the skull and brain were given in the graphics with the some literature data for comparison purpose. Then the distributions of pressure and stress distributions obtained from occipital impact were analyzed. Finally the side impact of the human head was investigated.

The results obtained from this thesis show that including the brain and CSF to the human head model did not largely affect the pressure values of the skull. However, the position of the head, being straight forward or inclined, affected the pressures occurred on the skull. The investigated material properties of the brain, elastic and viscoelastic, affected the pressure and the stress values obtained from the brain whereas the pressure values were not affected by the position of the head. Finally this investigation resulted that the frontal impact was the most dangerous impact for the skull while those of for brain was found to be side impact.

**Key Words :** Biomechanics, Finite Element Method, Impact Loading, Human Skull, Soft Tissue, 3-D Optical Scanning

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No.</u>
Şekil 1. Kafatasının üst kısmından alınan koronal kesit .....	6
Şekil 2. Kafatası'nın ön yüz kemikleri .....	8
Şekil 3. Kafatası'nın dışyan yüzünün kemikleri.....	9
Şekil 4. Kafatası'nın arkadan görünümü .....	10
Şekil 5. Kafatası'nın üstten görünümü .....	10
Şekil 6. Kafatasının anatomik eksen takımı .....	13
Şekil 7. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar .....	27
Şekil 8. Optik tarama cihazı ve bir uygulama görüntüsü .....	32
Şekil 9. Taranan model kafatasının <b>a)</b> önden ve <b>b)</b> yandan görünüşü .....	33
Şekil 10. Rapidform yazılımı ile tarama görüntüsünün 2-B hali.....	34
Şekil 11. Oluşturulan 3-boyutlu <b>a)</b> kafatası ve <b>b)</b> beyin modeli .....	35
Şekil 12. Beyin ve Beyin sıvısı içeren kafatası modeli .....	36
Şekil 13. Darbe yükünün uygulandığı rijit impaktör .....	38
Şekil 14. Simülasyon süresince impaktöre uygulanan kuvvetin zamanla değişimi .....	39
Şekil 15. İnsan kafasının İvme – Zaman grafiği.....	39
Şekil 16. Frontal darbenin sonlu eleman modeli .....	40
Şekil 17. Frontal darbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	42
Şekil 18. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	42
Şekil 19. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	43
Şekil 20. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	43
Şekil 21. Frontal darbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	44
Şekil 22. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	45
Şekil 23. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	45
Şekil 24. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	46
Şekil 25. Frontal darbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	47
Şekil 26. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	47
Şekil 27. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	48
Şekil 28. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	48



Şekil 29. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	50
Şekil 30. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	50
Şekil 31. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	51
Şekil 32. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	51
Şekil 33. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	52
Şekil 34. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	53
Şekil 35. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	53
Şekil 36. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	54
Şekil 37. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	54
Şekil 38. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	55
Şekil 39. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	55
Şekil 40. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	56
Şekil 41. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	56
Şekil 42. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	57
Şekil 43. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	57
Şekil 44. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	58
Şekil 45. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	58
Şekil 46. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	59
Şekil 47. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	59
Şekil 48. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	60
Şekil 49. Frontal darbede kafatasındaki von-Misses gerilme dağılımı .....	61
Şekil 50. Frontal darbede Elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi .....	62
Şekil 51. Frontal darbede elastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi .....	63
Şekil 52. Frontal darbede viskoelastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi.....	63
Şekil 53. Frontal darbede beyindeki von-Misses gerilme dağılımı .....	64
Şekil 54. Frontal darbede beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı.....	64
Şekil 55. Düz ve açılı kafa modeli .....	65
Şekil 56. Oksipital derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	67
Şekil 57. Oksipital darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	67
Şekil 58. Oksipital darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	68
Şekil 59. Oksipital darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	68
Şekil 60. Oksipital derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	69
Şekil 61. Oksipital darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	70

Şekil 62. Oksipital darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	70
Şekil 63. Oksipital darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	71
Şekil 64. Oksipital darbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	72
Şekil 65. Oksipital darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	72
Şekil 66. Oksipital darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	73
Şekil 67. Oksipital darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	73
Şekil 68. Oksipital darbede kafatasındaki von-Misses gerilme dağılımı .....	74
Şekil 69. Oksipital darbede kafa pozisyonunun elastik beyin basıncı üzerine olan etkisi	75
Şekil 70. Oksipital darbede kafa pozisyonunun elastik beyin basıncı üzerine olan etkisi	76
Şekil 71. Oksipital darbede Elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi .....	77
Şekil 72. Oksipital darbede elastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi .....	77
Şekil 73. Oksipital darbede viskoelastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi .....	78
Şekil 74. Oksipital darbede beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı .....	79
Şekil 75. Oksipital darbede beyindeki von-Misses gerilme dağılımı.....	79
Şekil 76. Yanal darbenin sonlu eleman modeli .....	80
Şekil 77. Yanal darbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	81
Şekil 78. Yanal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	81
Şekil 79. Yanal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi .....	82
Şekil 80. Yanal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi.....	82
Şekil 81. Yanal darbede kafatasındaki von-Misses gerilme dağılımı .....	83
Şekil 82. Yanal darbede Elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi .....	84
Şekil 83. Yanal darbede elastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi .....	85
Şekil 84. Yanal darbede beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı.....	86
Şekil 85. Yanal darbede beyindeki von-Misses gerilme dağılımı.....	86
Şekil 86. Elastik beyinde frontal ve oksipital darbe eşleştirmesi .....	87

## TABLULAR DİZİNİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Tablo 1. Erkek kafatasının ortalama ölçüleri.....	12
Tablo 2. Erkek kafatasının ortalama kütleleri .....	13
Tablo 3. Erkek kafatasının ortalama kütleli atalet momenti .....	13
Tablo 4. Beyin dokusunun serbest titreşim testleri altındaki dinamik modülleri .....	16
Tablo 5. Kafatası kemiğinin mekanik ve fiziksel özellikleri .....	17
Tablo 6. İnsan beyninin mekanik ve fiziksel özellikleri.....	17
Tablo 7. İnsan kafatasını oluşturan kemik ve dokuların malzeme özellikleri .....	17
Tablo 8. Lineer elastik malzeme özellikleri .....	37
Tablo 9. Lineer elastik malzeme özellikleri .....	37
Tablo 10. Viskoelastik beyin dokusu malzeme özellikleri .....	37

## 1. GENEL BİLGİLER

### 1.1. Biyomekaniğin Tanımı ve İçeriği

Biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Biyomekanik çalışmalarında mühendislik yöntemleri kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği ve hareket sırasında değişik bölümlerde oluşan kuvvet sisteminin etkisiyle tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir. Biyomekanik bilim dalı, özellikle son 20 yıl içinde, gerek akademik gerekse endüstriyel ortamda büyük gelişmeler kaydetmiştir. Ülkemizde de, hem mühendislik hem de tıp bilimlerinde biyomekanik konularına olan ilgi özellikle son yıllarda artmış ve endüstride tıbbi cihaz, implant, protez ve benzeri sistemlerin tasarım ve imalatı için girişimler hız kazanmıştır. Biyomekaniğin kullanıldığı alanlar aşağıda verilmiştir:

1. Hastalığın tanısı
2. Hastalığın tedavisi
3. Yapay organlar ve destek cihazları tasarım ve imalatı
4. Temel tıp ve klinik araştırmaları

Biyomekaniğin günümüzde en fazla ilgi gören konularından birisi de insan kafasıyla ilgilidir. İnsan kafası, birçok biyolojik dokuyu içermektedir. Örneğin beyin, beyincik, zarlar, beyin omurilik sıvısı vb. Bu dokuların mekanik özelliklerinin belirlenmesi, biyomekanik mühendisliği çalışmalarında temel problemler arasında yer almaktadır. Gerçekçi malzeme özelliklerinin belirlenebilmesi için gerçek doku fonksiyonları ve bu dokuların yaralanma mekanizmaları üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Fakat dokular canlı olduklarından bunların mekanik özelliklerini belirlemek pek de kolay olmamaktadır. Dünyada da bu konu üzerinde pek çok çalışma yapılmış ve hep birbirinden farklı sonuçlar elde edildiğinden henüz netlik kazanmış bir literatür bilgisi oluşturulamamıştır.

Kafaya gelen darbe sonucu insanlar ölmekte veya kalıcı yaralanmalara maruz kalmaktadırlar. Kafa yaralanma mekanizmasını en iyi şekilde anlayabilmek için dinamik darbe yükü altında kafa – beyin mekanizmasının davranışı incelenmelidir. Travma, insan kafatasının içinde olan beyindeki, mekanik enerji transferi sonucu oluşan fiziksel bir yaralanmadır. Merkezi sinir sistemi yaralanması, travma yaralanmaları içerisinde en ciddi

olanıdır. Travma yaralanmaları trafik kazaları, düşmeler, spor aktiviteleri vb. kazalar sonucu meydana gelmektedir.

Birçok yaralanma mekanizması 16. ve 17. yüzyıllarda askeri araştırmalarda çalışılmıştır. Günümüzde ise bu araştırmalar büyük ölçüde otomobil üreticisi firmalar tarafından desteklenmektedir. Travma yaralanmaları dünyada her geçen gün artmaktadır. Dünyadaki kazalar sonucu meydana gelen beyin ölüm oranı yaklaşık olarak her 100.000 insan içinde % 15-30 civarındadır. Eğer bu değerin ortalaması olarak % 20 alınır ise 6 milyarlık dünya nüfusu içerisinde yaklaşık olarak 1.2 milyon insan travmatik beyin yaralanmasından dolayı hayatlarını kaybettiği sonucuna varılmaktadır. Kafa yaralanma mekanizmaları çalışmalarında, oluşturulan matematiksel modeller insan kafasının malzeme özelliklerini gerçeği ile birebir uyumlu olacak şekilde temsil etmelidirler. Son yirmi yıl içerisinde bu konu üzerine yapılan iki ve üç boyutlu sonlu eleman modelleri çalışmalarında küresel, silindirik veya benzer şekillerde içi sıvı dolu beyin modelleri kullanılmıştır. Ancak bu durumda da sonlu eleman modellerinde kullanılan geometri, sınır şartları, malzeme modeli ve özelliklerinin kafa içindeki canlı dokuların davranışını tam olarak yansıtıp yansıtamadığı tartışılmaktadır.

Kafa – beyin sistemi modelinin gerçeği bir modelin elde edilmesiyle birçok yaralanma mekanizması incelenebilmektedir. Örneğin, beyine etkiyen yük dağılımının matematiksel modelinin oluşturulması birçok fen bilimini ilgilendirmektedir. Bu oluşum kısaca mühendislik, fizyoloji, tıp, biyoloji ve anatomiye içermektedir. Eğer oluşturulan modeller geometrik, anatomik ve malzeme özellikleri bakımından güvenilir ise kıyas yapılabilmektedir.

## **1.2. Biyomekanik Problemlerinin Tanımı ve Gelişimi**

İnsan kafasının gerçeği bir bilgisayar modelini oluşturabilmek için, insan kafasının anatomisi, dokuların mekanik özellikleri, gelen yükler ve sınır şartları ile uyum göstermelidir. Bu işlemler yapıldıktan sonra kafa ve beynin oluşturduğu karmaşık yapı için gerilme, şekil değiştirme ve basınç dağılımları ölçülebilir. Kafaya gelen darbe sonucu oluşan hasarlar ve beyin yaralanmaları bugün itibariyle birçok çalışmada yer almaktadır. Khalil ve arkadaşları (1977), kafatasına gelen darbe sonucu oluşan travmanın derecesi doğrudan gerilme ve birim şekil değiştirmeye bağlı olduğunu söylemişlerdir. Sonuç olarak, bu kuvvetlerin değeri ve kritik yerlerinin bilinmesi ile kafa yaralanmalarının tedavisinde

gerçekçi gelişmeler yapılabilmektedir. Beyin yaralanmalarına ise çarpışma, aşırı ivmelenme, yüksek basınç ve kayma gerilmesi neden olabilmektedir. İç basıncın artması, beyin ve kafatası arasında çürüklere yol açmaktadır. Bandak ve Eppinger (1994), beyin yaralanmalarının doğrudan veya dolaylı kuvvetler ile oluşan ani momentum değişimi sonucu da oluşabileceğini söylemişlerdir. Basınç dalgaları, basınç gradyanları, kayma ve normal gerilmeler kafaya etkiyen mekanik yükler sonucu beyine etki etmektedir. Stalnaker (1977), bu yüklerin etkileri beyinle ilgili hasarlara yol açmaktadır demiştir. Araştırmacılar beyin yaralanmalarını focal ve diffuse olarak sınıflandırmışlardır. Focal beyin yaralanması, doğrudan ani yükleme (çarpma) sonucu, diffuse yaralanma ise dolaylı çarpma sonucu kafada oluşan açılal ivmelenme ile meydana gelmektedir.

Çok eski araştırmalar hayvanlar üzerinde yapılmaktaydı. Bu modeller küresel, oval ve silindirik geometriye olup, dış yük altında incelenmekteydi. Bu deneysel modeller kafanın anatomik yapısından yoksun ve beyin hasar mekanizmasını anlamakta yetersiz kalmaktaydılar. Alem (1974) kadavraların beyin dokularının canlı dokuyla kıyasladığında çok farklı olduğunu söylemiştir. Stalnaker ve arkadaşları (1977) kafatası kırıklarında açılal ve öteleme ivmesinin hızlı bir artışa sebep olduğunu söylemişlerdir.

Günümüzde birçok sonlu eleman modelleri bulunmaktadır fakat hala daha insan kafasının anatomik özellikleri deneysel çalışmalar ile desteklenmeyi beklemektedir. Alem (1974), hasarlı dokunun tekrar elde edilemediğini veya kazalarda dokunun deformasyon büyüklüğü ve oranının ölçülemediğini söylemiştir.

Kafa açılal bir yüklemeye maruz kalmışsa, dönmesi boyunca beyinde kayma gerilmesi ve şekil değiştirmesi oluşmaktadır. Bu gerilmeler beyinde hasara yol açmaktadırlar. Sonlu elemanlar yöntemine dayanan bilgisayar modelleri ile kafanın dinamik olarak davranışı incelenebilmektedir.

Biyomekanik hasar araştırmaları, insan vücudunun herhangi bir uzvunun farklı yükleme ve hareketler altında kinematik ve dinamiğinin incelenmesi şeklinde oluşmaktadır. Birçoğu trafik kazalarında oluşan kafa yaralanmaları ve kafa hasarları, kafa travmalarına neden olmaktadır. Kafa yaralanması problemlerini ve kaynaklarını anlamak, kafa geometrisinin karmaşık olmasından dolayı zordur. Kafa yaralanmasıyla ilgili birçok teori, günümüzde hayvanlar ve kadavralar üzerinde matematiksel olarak formüle edilmiştir. Matematiksel modeller, yaralanma mekanizması hakkında yardımcı olmakta ve mekanik parametrelerin belirlenmesinde kolaylık sağlamaktadırlar. Ancak bu konuda birçok analitik model geliştirilmiş olmasına rağmen, modellerin karmaşık geometrisi ve

malzeme özellikleri, sonuçları doğru ve kesin olmaktan uzaklaştırmaktadır. Gelişen bilgisayar teknolojileri ile kafa yaralanma mekanizmasının geliştirilmesinde sonlu eleman modelleri günümüzde popüler olmuştur. Kafatası – beyin yapısını, 2 ve 3 boyutlu sonlu eleman modelleri ile modelleyerek kafatasındaki gerilme dağılımı, şekil değişimi ve basınç dağılımı gibi değerler bulunmaktadır. Buna ilave olarak, beyin travma mekanizması da açıklanmaya çalışılmaktadır. Ancak bu konu üzerinde açıklanamayan birçok soru bulunmaktadır. Bu geliştirilen teoriler rotasyon, kavitasyon, darbe yeri (coup) darbe yerinin zıttı (contrecoup) ve darbe hasar teorisi olarak adlandırılmaktadır. Holbourn (1943) ilk olarak rotasyon teorisini, beynin yüksek hacimsel elastisite modülü ve düşük rijitlik modülü ile kayma gerilmesi etkisinde hasar gördüğünü öne sürmüştü ve Denny ve Russell (1941) bu teoriyi deneysel olarak desteklemiştir. Kavitasyon teorisi maksimum pozitif basınç teorisi olarak da bilinip Gross (1958) tarafından geliştirilmiştir. Bu teori, dokunun maksimum çeki gerilme noktasında hasara uğradığını söylemektedir. Viano ve arkadaşları (1989) biyolojik dokunun deformasyonunun iyileşebilir limitin ötesinde olduğunu söylemişlerdir.

### 1.3. Tezin Amaç ve Kapsamı

Yukarıda belirtildiği gibi biyomekanik problemlerini incelemek için geliştirilen modeller analitik ve sayısal olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Her iki model ile yapılan analizin doğru sonuç verebilmesi için geometrinin, malzeme özelliklerinin ve sınır koşullarının mümkün olabildiğince gerçeği ile örtüşmesi gerekir. Literatürde mevcut olan analitik modellerde kafa geometrisi küresel veya silindirik yüzeylerden oluşturulduğu için yeterli olmamaktadır. (Engin, Kopecky ve Ripperger vb.). Bu sebeple günümüzde, iki ve üç boyutlu sonlu eleman modelleri geliştirilmekte ve bu tezin de ana konusunu oluşturmaktadır.

Bu çalışmanın asıl amacı, değişik darbe koşulları altındaki insan kafasının sonlu elemanlar yöntemiyle modellenip kafatasında ve beyinde oluşan tepkilerin incelenmesidir. Ancak insan kafa yapısının karmaşık geometrisinden dolayı bu asıl amaç burada ilk önce anatomik olarak doğru bir katı model oluşturmaya dönüşmüştür. İkinci ve asıl amaç ise, önden (frontal), yandan (parietal) ve arkadan (oksipital) yapılan darbeleri kullanarak parametrik bir çalışma yapıp kafatasında ve beyinde oluşan basınç ve gerilme dağılımlarının belirlenmesi olmuştur.

Bu çalışmada, ticari bir sonlu eleman paket programı olan LS-DYNA 3D kullanılarak kafatası – beyin yapısının 3-B modeli oluşturulmuş ve oluşturulan bu model üzerinde çarpma analizi yapılmıştır.

Burada kafatası malzemesi lineer elastik ve beyin malzemesi ise lineer elastik ve viskoelastik alınarak insan kafası iki farklı şekilde modellenmiştir. Kullanılan malzeme özellikleri değerlerinin tümü Remy Willinger (1999) ve J.S. Ruan (1994) yayınlarından alınmış olup elde edilen bulgular bu literatür bulgularıyla karşılaştırılmıştır.

#### **1.4. İnsan Kafatasının ( Cranium ) Anatomisi**

Kafa iskeletinin şekli, yeri ve durumu canlıların filogenetik evrimlerine ve fonksiyonlarına bağlı olarak pek çok değişiklik gösterir. Kafatasının gelişip büyümesi beyin gelişmesine bağlıdır. İnsanlarda beyin en son gelişme safhasına ulaşmış ve büyümüş olması kafatasını da büyütür.

Kafatasının büyüklüğü ile vücut büyüklüğünün oranı, çocukluk dönemi ile yetişkinde farklıdır. Yeni doğanda başın yüksekliği, boy uzunluğunun dörtte biri, yetişkinlerde ise yedide biri kadardır.

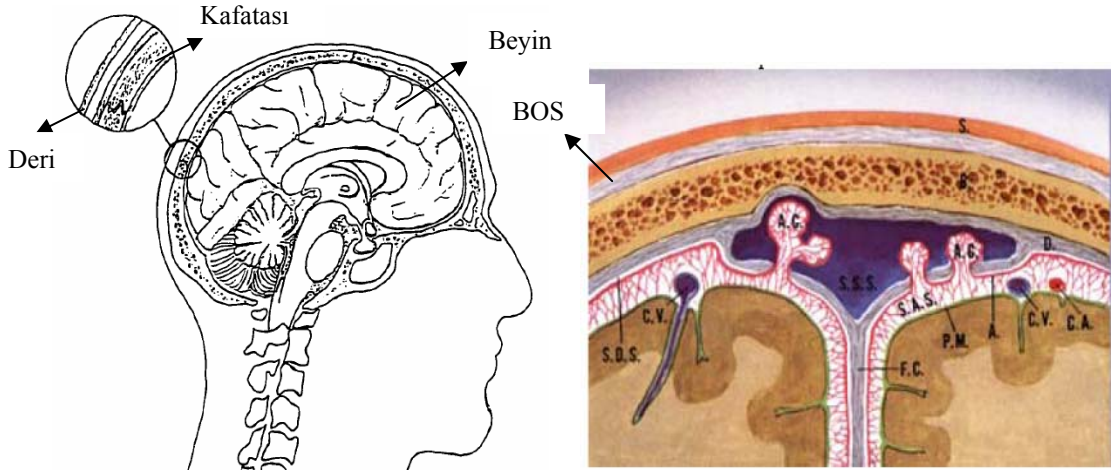
Kafatasını oluşturan kemikler, birbirine sutura denilen hareketsiz eklemlerle bağlanmıştır. Çene kemiği kafatasındaki tek oynar ekleme sahip olup diğer kemiklerden bu manada farklı bir yapı gösterir. İnsanların ve hayvanların kafatası anatomileri genelde benzerlik göstermektedir. Kafatasının ana yapısı, kafa derisi, kafatası (skull), sinirleri, beyin ve omuriliği çevreleyen zarlar, beyin omurilik sıvısı (BOS) ve beyinden oluşmaktadır. Neurocranium (kafatasının kubbesini oluşturan kemikler) ve splanchnocraniumun (yüz iskeletini oluşturan kemikler) birleşmesi ile oluşan baş iskeleti, içerisinde önemli organları barındıran sağlam bir koruyucu ve kemik yapısı gösterir. Kafatasının derisi bol miktarda damar ve sinir ağına sahiptir. Bunun hem koruyucu hem de tamir yeteneğini canlı tutucu özelliği vardır.

Kafatasını çevreleyen kemikler, yassı, yaygın ve geniş kemiklerdir. Bu kemikler, iç ve dış yüzlerinde daha sağlam ve kompakt kemikten oluşmuş birer lamina ile bunların arasında süngerimsi (spongios) yapı gösteren kemik dokusundan teşekkül etmişlerdir (Şekil 1). Lamina Externa ve Lamina Interna isimlerini alan bu iki sağlam, kompakt tabakanın arasındaki süngerimsi spongios kısma Diploe denir. Diploe'nin içinde bol miktarda toplardamarlar (venler) bulunur.



Kafatası kemikleri sert görünmelerine rağmen belirli oranlarda elastikiyete sahiptirler. Bu elastikiyet özelliği çocuklarda daha fazladır.

Kafatası tepesinin dış etkilere dayanıklı olması, onu oluşturan kemiklerin yapıları ile ilgilidir. Bunda etkili olan faktörlerden birisi, kemiklerin iç ve dış yüzeylerini örten kompakt yapılar yani laminalardır. Diğer bir faktör ise tepe kısmında kavisler şeklinde, basis crani ve yüz kemiklerinde ise kırışlar tarzında kemik kalınlaşmalarıdır. Kavis ve kırışların yönleri ve kalınlıkları, kemiklere gelen kuvvetlerin yönlerine ve kuvvetlerin miktarına bağlıdır. Kemiklere gelebilecek kuvvetler daha çok kasların çekme kuvvetleridir. Kafatasının bütününi teşkil eden kemikler neurocranium ve splanchnocranium olmak üzere iki kısma ayrılır. Her bir kısmın fonksiyonları gereğince belirli yerlerinde kalınlaşmalar ve daha fazla malzeme teşkil etmek suretiyle kuvvetlendirilmişlerdir. Kasların çekme kuvvetlerinden meydana gelen kemik kalınlaşmaları kafatasını aynı zamanda sağlam ve dış etkilere dayanıklı hale getirmişlerdir.



Şekil 1. Kafatasının üst kısmından alınan koronal kesit (M. Yıldırım,1998)

Kafatasının sağlam, dayanıklı ve belirli dereceye kadar elastik olmasına tesir eden yardımcı unsurlar da vardır. Bunlardan birincisi kafatasını dıştan bir takke gibi saran, sağlam yapılı bir Aponeuroz'dur (Galea Aponeurotica). Aponeuroz kafa derisine sıkıca, kemiğe ise gevşek olarak tutunmuştur. Saçlı deri hareket ettirilirse, deri aponeuroz ile birlikte kafatası kemikleri üzerinde fazla olmamak üzere bir miktar kayabilir. Aponeuroz dıştan gelebilecek etkiyi yumuşatır ve daha geniş bir yüzeye dağıtır. Sağlamlık ve elastikiyet üzerine etkisi olan ikinci oluşum, kemiklerin iç yüzünü örten, kemiklerin zarı

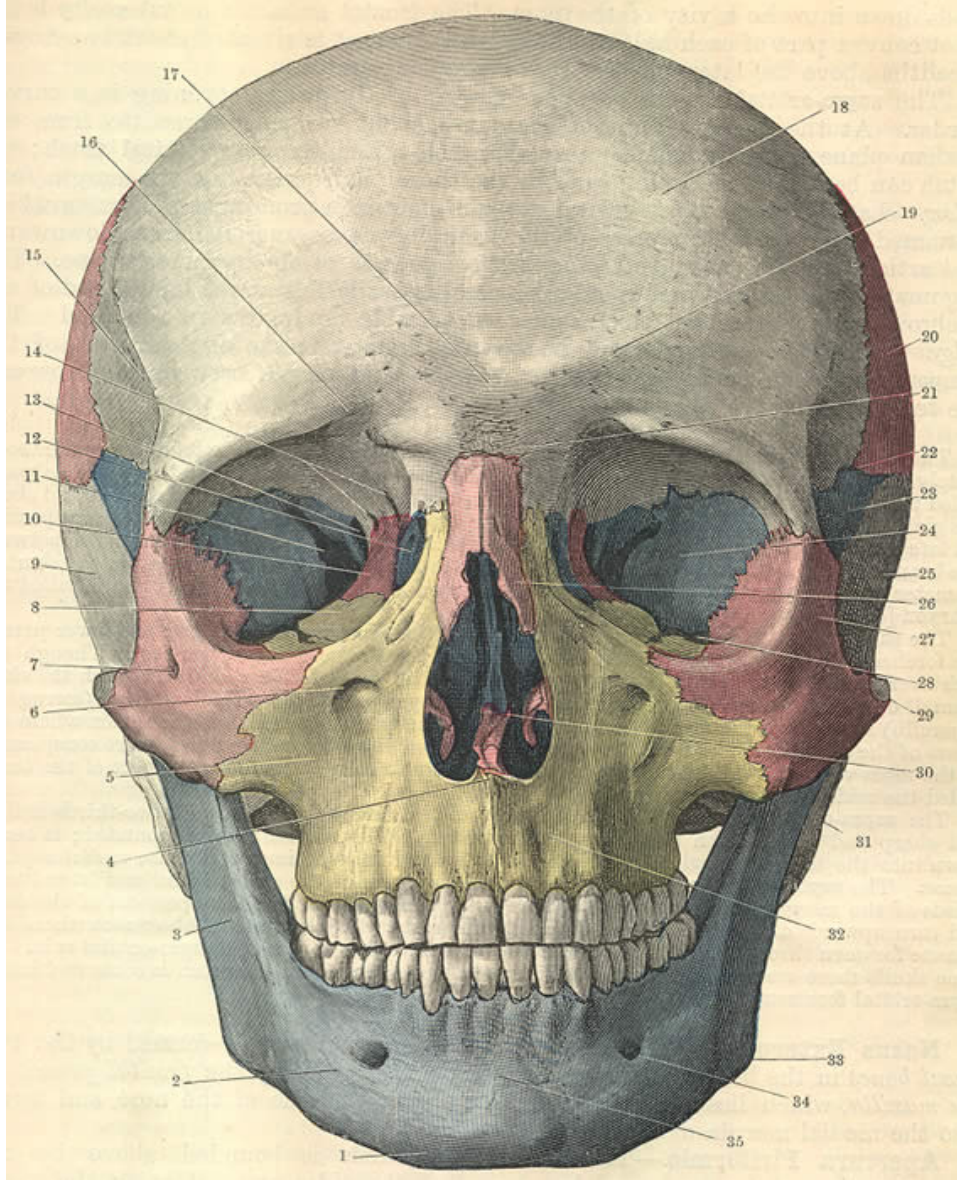
olan periost'dur. Ayrıca beyni saran zarlardan en dıştaki olan durameter kemikleri içten kuvvetlendirir.

Bütün bu yapılara rağmen dıştan etki eden kuvvetler belirli bir miktarı geçtiği takdirde kafatası kemiklerinin gerek tabanında gerekse tepe kısmında kırıklar oluşturabilir. Tepe (Calvaria) kısmında dış laminanın sağlam kaldığı fakat iç laminanın kırıldığı veya yerinden ayrıldığı vakalar da sıkça görülmektedir. Kafatasına gelen darbelerde tabanı oluşturan kemikler daha ince ve hassas olduklarından kırılmalara daha yatkındırlar.

Kafatasının büyüklüğü ve şekli ırka, cinse, yaşa ve beynin gelişmesine bağlı olarak çok değişik durumlar gösterir. Kafatası hacmi (Cavum crani) yetişkin insanlarda ortalama olarak  $1300 - 1500 \text{ cm}^3$  arasında bulunmaktadır. Kafatasının uzunluğu ortalama olarak  $160 - 190 \text{ mm}$ , genişliği  $120 - 160 \text{ mm}$ 'dir.

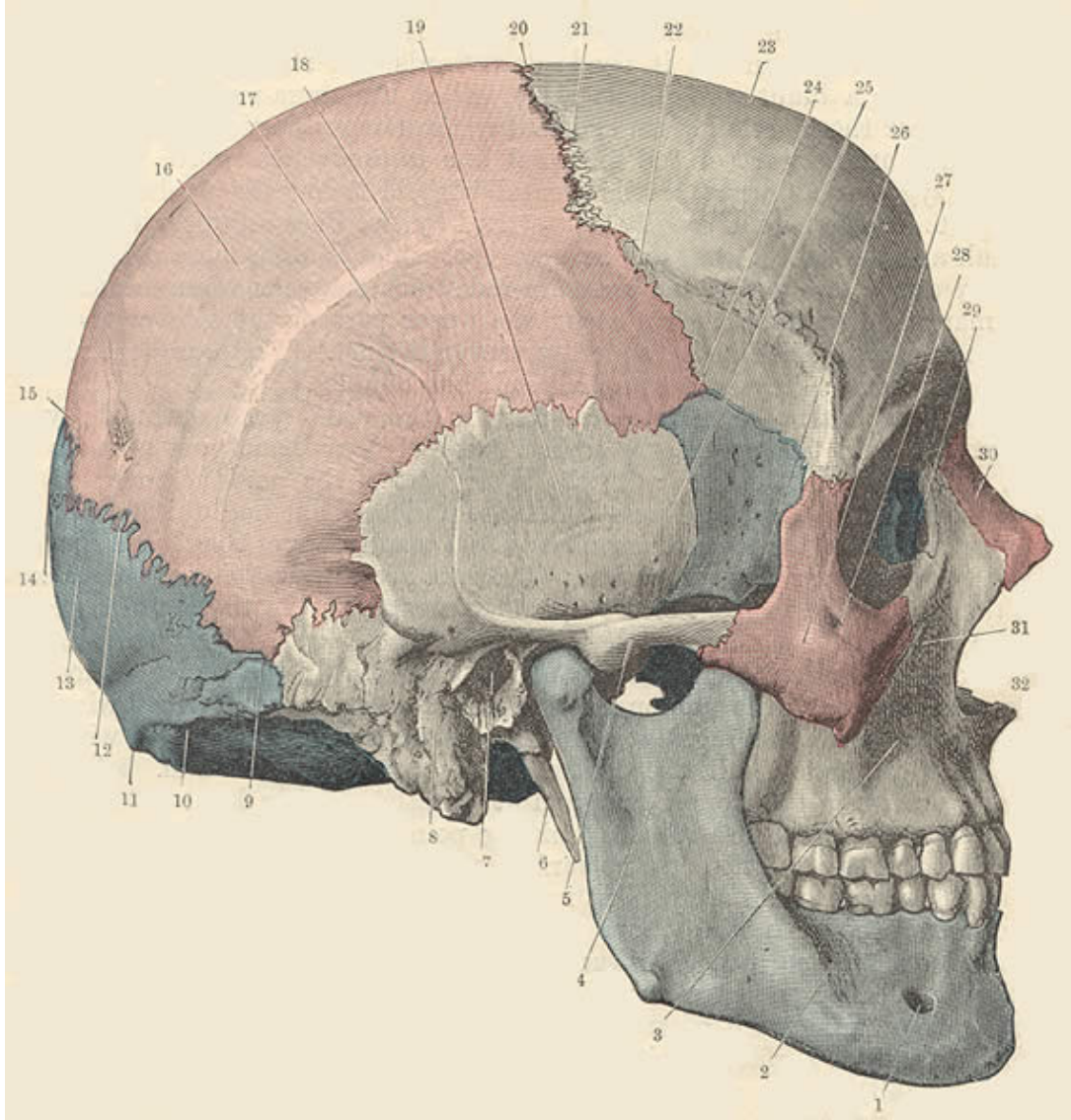
Kafatasının bütünü, (neurocranium) kafatasının kubbesini oluşturan kemikler ve (splanchnocraniumun) yüz iskeletini oluşturan kemikler olmak üzere toplam 22 kemiğin birleşmesi ile oluşur.

Şekil – 2'de kafatasının (Cranium'un) önden görünüşü verilirken, dış yan görünüş ise Şekil – 3 ile gösterilmiştir. Ayrıca arkadan ve üstten görünüş sırasıyla Şekil 4 ve 5'de gösterilmiştir.



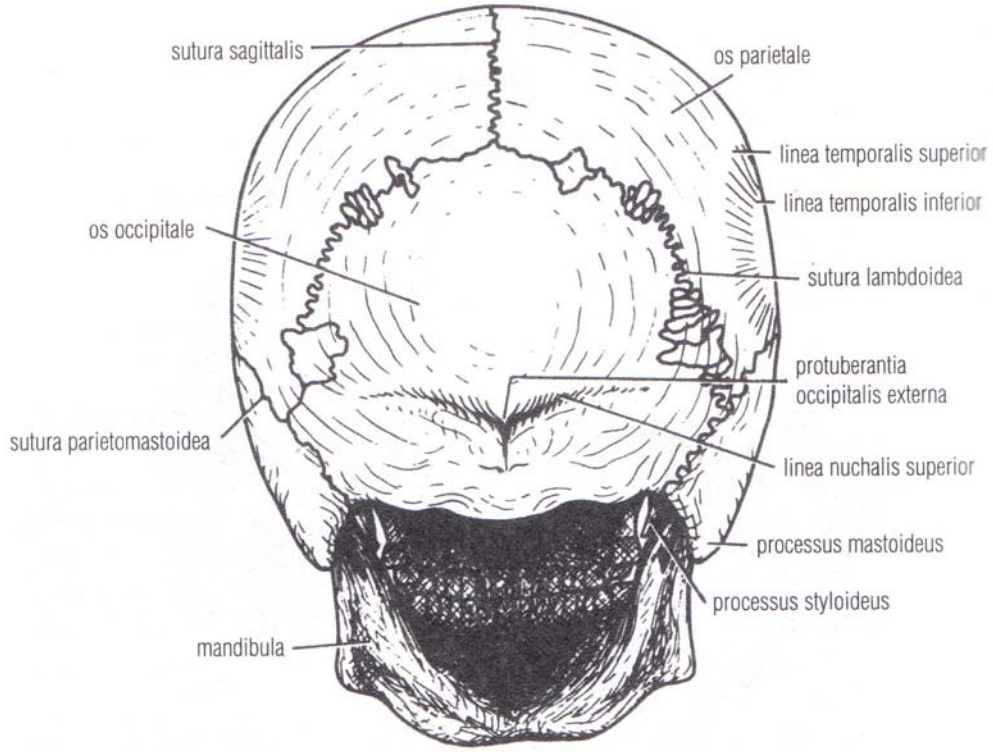
Şekil 2. Kafatası'nın ön yüz kemikleri (GRAY's Anatomy, 2004)

1- Çene ucu çıkıntısı. 2- Alt çene kemiği. 3- Alt çene kemiği veni. 4- Burun kemiği  
 5- Köpek dişine ait çukurcuk 6- Göz çukurunun altındaki delik . 7- Elmacık kemiği deliği.  
 8- Üst çene kemiğinin göz çukuru yüzeyi. 9- Temporal fossa. 10- Ethmoid kemiğin dış  
 yüzü. 11- Göz çukuru yarığı. 12- Gözyaşı bezinin oluğu. 13- Göz boşluğu. 14- Ethmoid  
 kemiğe ait küçük delikler. 15- Şakak çizgisi. 16- Göz üstü çentik. 17- Kaşlar arası nokta.  
 18- Alın kemiği çıkıntısı. 19- Kaş çizgisi 20- Kafatası yan kemiği. 21- Burun ön birleşim  
 yeri. 22- Pteryon. 23- Kaması kemiğin büyük kanadı. 24- Kaması kemiğin büyük  
 kanadının göz çukuruna katılan yüzü. 25-Şakak kemiğinin squamöz yüzü. 26- Sol burun  
 kemiği. 27- Elmacık kemiği. 28- Göz çukuru arka alt açıklığı. 29- Elmacık kemiği kavisi.  
 30-Burun boşluğu açıklığı. 31- Mastoid çıkıntısı. 32- Kesici diş çukuru. 33- Alt çene  
 kemiği açısı. 34- Mental delik. 35- İki kemiğin kaynaşma yeri.

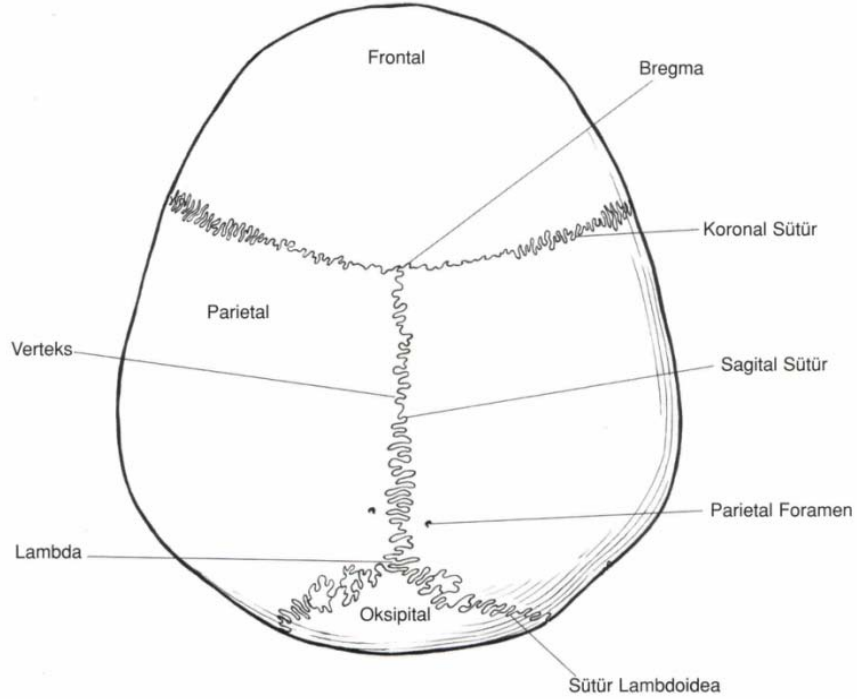


Şekil 3. Kafatası'nın dışyan yüzünün kemikleri (GRAY's Anatomy, 2004)

- 1- Çene ucu boşluğu. 2- Alt çene gövdesi. 3- Üst çene kemiği. 4- Alt çene kemiği
- 5- Elmacık kemiği 6- Stiloid çıkıntısı. 7- İşitme duyusu kanalı. 8- Mastoid çıkıntısı.
- 9- Asterion. 10- Ense üst çizgisi. 11- Oksipital ( Kafa ardı) kemiği dış çıkıntısı.
- 12- Lambda eklemi 13- Oksipital (kafaardı) kemik 14- Lambda eklemi. 15- Sagital eklemi üzerindeki nokta. 16- Kafatası yan kemiği. 17- Şakak alt çizgisi. 18- Şakak üst çizgisi.
- 19- Temporal kemiğin squamöz kısmı. 20- Başın en yüksek kısmı. 21- Koronal eklem.
- 22- Sutura coronalis ile şakak çıkıntısının kesiştiği nokta. 23- Alın kemiği. 24- Pteryon.
- 25- Şakak kemiği çukuru. 26- Kaması kemiğin büyük kanadı. 27- Elmacık kemiği.
- 28- Elmacık kemiği deliği. 29- Fossa sacci lacrimalis.(göz yaşı bezi çukuru) 30- Burun kemiği. 31- Alt göz çukuru kemiği. 32- Ön burun kemiği omurgası.



Şekil 4. Kafatası'nın arkadan görünümü (M. Yıldırım,1998)



Şekil 5. Kafatası'nın üstten görünümü (M. Yıldırım,1998)

Beyin ve omuriliği saran üç zardan en içteki, (pia matter) bütün beyin yüzeyini sarmaktadır ve küçük damar kanallarıyla beyne nüfuz etmektedir. Beyin dokusu, kollajen lifler kümesi, ince elastik lifler ve birçok kan damarlarından oluşmaktadır. Falx cerebrisi (iki beyni birbirinden ayıran yapı) beyin iki yarımküresinde orak biçiminde durmaktadır (Şekil 1). Beyine ait beyin omurilik sıvısı (Cerebro Spinal Fluid , CSF) çok temiz bir sıvı olup, beyin boşluklarını doldurur. BOS ventriküler sisteme ayrılmakta ve subarachnoid boşluğuna yayılıp beyin ve omuriliği çevrelemektedir.

BOS beyini travmalara karşı korumaktadır. Yaklaşık olarak 140 ml BOS sıvısı beyin tümünü tampon madde olarak çevrelemektedir. BOS sıvısının yaklaşık yoğunluğu 1.008 dir (Melvin vd., 1993).

## **1.5. İnsan Kafasının Özellikleri**

İnsan kafasının mekanik özellikleri ölçüleri, kütlesi, yoğunluğu ve dokuların malzeme özellikleri, kafanın mekanik yüklemelere karşı vereceği biyomekanik tepkiyi etkileyecek önemli faktörlerdir. Bu sebeple gerçek bir canlı kafanın herhangi bir yüklemeye karşı tepkisinin modellenebilmesi için bu parametreler gerçeğiyle birebir uyumlu olmalıdır. Bu kısımda literatürde var olan farklı mekanik özellikler verilmiştir.

### **1.5.1. Geometrik ve Atalet Özellikleri**

Kafanın dış ölçüleri, insan kafasına benzer kabul edilebilir bir modelin oluşturulmasına imkan veren ilk verilerdir. Uzunluk, genişlik ve çevre gibi faktörler kafatası yüzeyini tanımlamamasına rağmen, araştırmacılar ilk olarak bir model için dış yapıyı oluşturacak kafatası hacmini belirlemişlerdir. Bu sebeple biyomekanik araştırmacılar, bu temel antropometrik özellikleri birçok kadavradan ve gönüllüden ölçümler olarak oluşturmuşlardır. Walker (1973), 20 erkek kadavra üzerinde yaptığı genişlik ve uzunluk ölçümlerinden sonra ortalama olarak uzunluğu 198 mm, genişliği ise 156 mm olarak hesaplamıştır. Hodgson ve Thomas (1972), yılında 40 kadavra üzerinde yaptıkları araştırmalar sonucunda, uzunluğu 192 mm, genişliği 158 mm ve çevreyi 557 mm olarak hesapladılar. Reynolds (1975), 6 erkek kadavra üzerinden ölçüm almış ve uzunluğu 207 mm, genişliği 154 mm , çevreyi de 572 mm olarak hesaplamıştır. Hubbard ve McLeod (1974), var olan antropometrik veriler ile çalışmışlar ve kafanın ölçülerinin % 50'sini

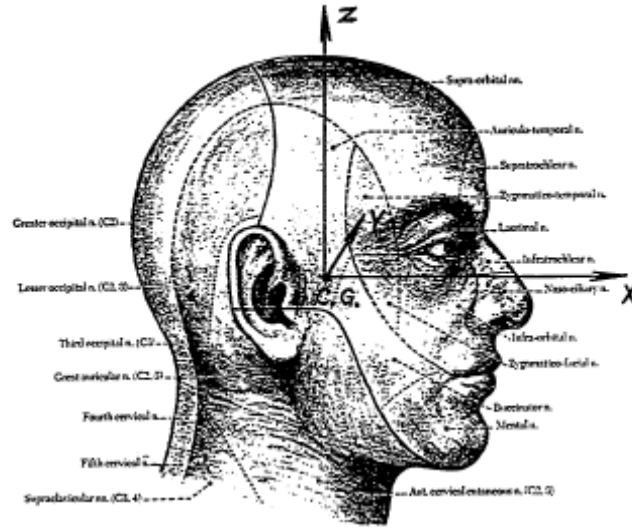
oluşturmuşlardır. Bu yaptıkları araştırmada yetişkin bir Amerikan erkeğinin kafatası uzunluğunu  $196 \pm 2,5 \text{ mm}$ , genişliğini  $155 \pm 2,5 \text{ mm}$  ve çevresini  $572 \pm 5 \text{ mm}$  olarak hesaplamışlardır. Mc Conville (1980) ve Robbins (1983), kullandıkları antropometrik verileri canlı erkek gönüllülerden sağlamışlardır. Mc Conville 31 canlı erkekten, Robbins ise 25 canlı erkekten veri almış ve buldukları sonuçlar birbirleriyle çok benzerlik göstermiştir. Tablo 1’de yapılan çalışmalarda elde edilen kafa ölçüleri verilmiştir.

Tablo 1. Erkek kafatasının ortalama ölçüleri

Referans	Kafa Uzunluğu (mm)	Kafa Genişliği (mm)	Kafa Çevresi (mm)
Walker vd. (1973)	198	156	413
Hodgson ve Thomas (1973)	192	158	557
Hubbard ve McLeod (1974)	196	155	572
Reynolds vd. (1975)	207	154	572
Mc Conville vd. (1980)	199	153	572
Robbins (1983)	197	158	571

Kafanın atalet kuvvetleri, kütesine veya kütle yoğunluğuna bağlıdır. Kafanın kütesel atalet momenti, ağırlık merkezinden geçen eksenlere göre tanımlanmıştır.

Birçok biyomekanik araştırmacısı, kafanın atalet (eylemsizlik) özelliklerini belirlemek için de çalışmalar yapmıştır. Becker (1972), 6 kafatası ve 3 kafa – boyun kadavrası üzerinde kütle ile kütle dağılımı üzerine çalışmalar yapmıştır. Bu çalışmalar sonucunda kafatası kütesini yaklaşık olarak 3,94 kg, kütesel atalet momentini  $I_{xx}, I_{yy}, I_{zz}$  için  $17.49, 21.93$  ve  $15.90 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$  bulmuştur. Bu özellikler ile ilgili olarak Walker (1973) 20 erkek kadavra, Reynolds (1975) 6, Bier ise 1980’de 19 kadavra ile çalışmışlardır. Mc Conville (1980) 31, Robbins ise (1983) 25 kişiyle bu özellikleri belirlemek için canlı erkek denekleri ile çalışmışlar ve birbirlerine çok yaklaşık sonuçlar bulmuşlardır. Prasad (1985), yapılan bu çalışmalarını toplamış ve sınıflandırmıştır. Tablo 2 ve 3’de bu sınıflandırmalar gösterilmiştir.



Şekil 6. Kafatasının anatomik eksen takımı

Tablo 2. Erkek kafatasının ortalama kütleleri

Referans	Denek Sayısı	Ortalama Vücut Ağırlığı (kg)	Ortalama Kafa Ağırlığı (kg)
Becker (1972)	6	-	3.94
Walker vd. (1973)	16	67.1	4.49
Hubbard ve McLeod (1974)	11	-	4.54
Reynolds vd. (1975)	6	65.2	3.98
Beier vd. (1980)	19	74.4	4.32
Mc Conville vd. (1980)	31	77.5	4.55
Robbins (1983)	25	76.7	4.54

Tablo 3. Erkek kafasının ortalama kütleli atalet momenti ( $kg.m^2 \cdot 10^{-3}$ )

Referans	$I_{xx}$	$I_{yy}$	$I_{zz}$
Becker (1972)	17.49	21.93	15.90
Walker vd. (1973)	-	23.3	-
Reynolds vd. (1975)	17.4	16.4	20.3
Beier vd. (1980)	20.7	22.6	14.9
Mc Conville vd. (1980)	20.4	23.2	15.1
Robbins (1983)	20.0	22.2	14.5



### 1.5.2. İnsan Kafatası Dokularının Malzeme Özellikleri

Kafatası dokularının malzeme özellikleri, insan kafasının mekanik yüklemelere karşı olan ani tepkisinin anlaşılmasında önemli bir rol oynar. Kafa çarpmalarının matematiksel olarak modellenmesinde bu özellikler çok kritik parametreler olup, doğrudan simülasyon sonuçlarını etkilemekte ve gerçek ile aynı veya farklı değerler elde etmemizi sağlamaktadırlar. İdeal olanı bu özelliklerin gerçeği ile uyumlu olması açısından canlı testlerde (in vivo) kullanılan insan deneklerinden elde edilmesidir. Fakat bilinen sebeplerden dolayı bu neredeyse imkansızdır. Dolayısıyla literatürde kullanılan kafa dokularının malzeme özelliklerinin çoğu cansız (in vitro) deneylerden elde edilmiştir. Buna alternatif olarak ise, canlı malzeme davranışları hayvan modelleriyle oluşturulan testlerden bulunmaya çalışılmıştır.

Birçok araştırmacı tarafından, dış yüklerin etkisi altındaki kafatası dokuları incelenmiş ve Goldsmith (1972), bu konu hakkındaki çalışmalarını derleyerek yayınlamıştır. Sinir sistemlerinin mekanik özellikleri hakkında çalışmalar ise Ommaya tarafından (1968) yayınlanmıştır.

Kafatası kemikleri, çok basit ve standart test aparatları ile birlikte test için rahatlıkla kullanılabilen parçalardır (Goldsmith, 1972). Bu güne kadarki çalışmalarda kafatası kemikleri geniş ölçüde hem quasistatik hem de dinamik olarak test edilmişlerdir. İnsan kafatasının özelliklerinin araştırılmasındaki en önemli çalışmalardan biri Melvin (1969), tarafından yapılmıştır. Yapılan bu çalışmada, süngerimsi kemiğin basıdaki maksimum dayanımı  $12,55 \sim 78,25 \text{ MPa}$  arasında, elastisite modülü ise  $0,393 \sim 2,75 \text{ GPa}$  arasında olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmadan sonra Wood (1971), 120 insan kafatası numunesi üzerinde aynı çalışmayı tekrarlamıştır. Mc Elhaney (1971), insan kafatası üzerinde basma, çekme, basit kayma ve burulma testleri yapmıştır. Macaca Multatda maymunu üzerinde teğetsel doğrultuda basma testleri ise Mc Elhaney (1973), tarafından yapılmıştır. Bu iki çalışma sonucunda, insan kafatası kemiklerinin kesite dik olarak izotropik olduğu ve kemiğin bulunduğu yer ve boyutunun kemiğin mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etki yapmadığı gözlemlenmiştir. Kopma gerilmesi ve elastisite modülünün deformasyon hızına duyarlı olduğu fakat enerji absorpsiyonunu etkilemediğini tespit etmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda uzun süre saklanmış kadavralar ile otopsi için getirilen yeni numunelerden elde edilen değerlerin önemli bir farklılık göstermedikleri ve insan ile maymun kafatası kemik özelliklerinin birbirlerine oldukça yakın oldukları

gözlemlenmiştir. Elastisite modülü kompakt kemik için  $10,3 \sim 22,06 \text{ GPa}$ , çeki gerilmesi değeri  $69 \sim 960 \text{ MPa}$  ve burulma şekil değişimi oranı  $\%0,55 \sim 0,7$  arasında değişmektedir.

İnsan beyin dokusu, normal bir malzemeye göre alışılmadık davranış sergilemektedir. Beyin dokusu, kendisine zarar vermeyecek bir darbe esnasında  $9 / 10$  oranında küçülme eğilimi göstermekte ve gerilme kalktıktan sonra üniform olarak eski halini almaktadır. Gerilme etkisi ile beyinde yırtılma artmakta ve keskin köşelerde küçük basınçlar altında dahi bu olay gözlemlenmektedir. Beyin dokusuna elle dokunulduğunda jelimsi veya tutkalımsı bir his oluşmaktadır. Shuck (1970), beyin dokusunun su gibi düşünüldüğünde kaygan bir yapıya benzediğini söylemiştir. Shuck ayrıca, beyin dokusunun viskoelastik özellikte olduğunu ve geniş viskoz sönümlenme ile elastik davranışa benzediğini söylemiştir.

Beynin malzeme özelliklerini belirlemek için de birçok araştırma yapılmıştır. İnsan beyni hidrostatik yüklemeye altında elastik davranış göstermekte ve bulk modülü suyunkine yakın olarak  $2.07 \text{ GPa}$  değerini almaktadır. Beyin dokusu  $\% 77 - 78$ 'i su olan jelimsi bir malzeme olduğundan su gibi gerçekten sıkıştırılmaz değildir. Dünyada birçok araştırmacı bu konu üzerinde çalışmalar yapmış fakat bulunan değerler hala daha tartışılmaktadır. Fallenstein ve diğerleri (1969), beynin dinamik kayma modülünü belirlemek için cansız denek kullanarak sinüzoidal kayma testi yapmıştır. Kayma etkisindeki viskoelastik davranışlı beyin dokusu, elastik rijitliğin bir ölçüsü olan dinamik elastik kayma modülü  $G_0$  ve beynin sönümlenme kabiliyetini temsil eden dinamik kayıp kayma modülü  $G_\infty$  ile tanımlanmıştır. Ayrıca  $\tan \alpha = \frac{G_\infty}{G_0}$  olarak bağıl sönümlenme katsayısı tanımlanmış ve aşağıdaki formülle verilmiştir:

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

Burada kullanılan değerler

- $G(t)$  - Kayma modülü
- $G_\infty$  - Dinamik kayıp kayma modülü
- $G_0$  - Dinamik elastik kayma modülü
- $\beta$  - İki kayma modülü arasındaki geçiş faktörü
- $t$  - Zaman ( ms )

Anestezi almış Rhesus maymununun beyni üzerinde yapılan canlı testlerde kompleks kayma modülü 10 Hz frekans da  $620 \sim 1103 Pa$  arasında ölçülmüştür. Aynı frekansı kullanarak Mc Elhaney (1973), dinamik elastik kayma modülünü  $G_0 = 427 \sim 951 Pa$  ve dinamik kayıp kayma modülünü  $G_\infty = 352 \sim 600 Pa$  olarak bulmuştur. Ancak Shuck ve Advani (1972), insan beyni için yapılan kayma testlerinden kayma modülünü  $827 \sim 1.38E+05 Pa$  ve  $\tan \alpha$ 'yı  $0,4 \sim 2,5$  olarak bulmuşlardır. Serbest titreşim testleri ile beyin dokularından bası gerilmesi altında elde edilen sonuçlar Tablo 4'de verilmiştir.

Tablo 4. Beyin Dokusunun Serbest Titreşim Testleri Altındaki Dinamik Modülleri

Malzeme	Beyin		Zar		Kafa Derisi
	İnsan	Maymun	İnsan	Maymun	Maymun
$E_1$ (kPa)	66.7	90.01	$31.5 \times 10^3$	$16.6 \times 10^3$	$1.45 \times 10^3$
$E_2$ (kPa)	26.20	53.78	$3.45 \times 10^3$	$3.28 \times 10^3$	$0.51 \times 10^3$
Frekans (Hz)	34	31	22	19	20
E (kPa)	71.71	105.49	$31.7 \times 10^3$	$16.9 \times 10^3$	$1.54 \times 10^3$

$$E = E_1 + E_2$$

1970 yılında Metz, canlı, cansız ve kafatasına sabitlenmiş beyin arasındaki malzeme davranışı farklılıklarını gözlemlemek amacıyla deneyler yapmıştır. Yapılan çalışma sonucunda canlı ve cansız dokunun elastisite modülü  $1 \sim 6 kPa$  arasında lineer olmayan bir davranış gösterirken sabitlenmiş beyin dokusu ise  $3 \sim 14 kPa$  arasında değişmektedir. Canlı ve cansız dokunun elastisite modülleri arasında küçük farklılıklar görülmesine rağmen sabitlenmiş beyin dokusunun elastisite modülünde ise büyük değişimler bulunmuştur.

Ljung 1975'de insan beyninin deneysel olarak dinamik kayma özelliklerini belirleyerek kayma modülünü 700 Pa, kinematik vizkoziteyi ise  $0,009 m^2/s$  olarak bulmuştur. Kafatası dokusunun malzeme özellikleri, daha öncede belirtildiği gibi biyomekanik araştırmalarında kullanılan matematiksel modellerin oluşturulmasında çok büyük önem taşımaktadır. Bu konuda yayınlanmış birçok sayısal çalışma vardır ve birçok araştırmacı modellerinde farklı farklı malzeme özellikleri kullanmışlardır. Tablo 5'de kafatasının sonlu eleman modellerinde kullanılan malzeme özellikleri ve Tablo 6'da ise beynin özellikleri özetlenmiştir.

Tablo 5. Kafatası kemiğinin mekanik ve fiziksel özellikleri

Referans	Kompakt Kemik			Diploe		
	E (Pa)	$\rho$ ( $kg/m^3$ )	$\nu$	E (Pa)	$\rho$	$\nu$
Nickell ve Marcal (1974)	$4.14 \times 10^9$	2.1		$1.04 \times 10^9$	2.1	
Shugar (1977)	$5.66 \times 10^9$	1.4	0.22	$5.66 \times 10^8$	1.4	0.22
Khalil ve Hubbard (1982)	$17.94 \times 10^9$	3.0	0.35	$7.25 \times 10^9$	1.7	0.05
Hosey ve Lui (1982)	$4.45 \times 10^9$	1.41	0.21	-	-	-
Pluche vd. (1985)	$4.46 \times 10^9$	2.0	0.22	-	-	-
Ruan vd. (1991)	$6.5 \times 10^9$	1.41	0.22	-	-	-

Tablo 6. İnsan beyninin mekanik ve fiziksel özellikleri

Referans	Elastisite Modülü (Pa)	Yoğunluk ( $kg/m^3$ )	Poisson Oranı ( $\nu$ )
Ward (1975)	$6.67 \times 10^5$	1.04	0.48 - 0.499
Shugar (1977)	$2.19 \times 10^9$	1.04	-
Kahlil ve Hubbard (1977)	$2.19 \times 10^9$	1.03	-
Hosey ve Lui (1982)	$6.67 \times 10^4$	1.04	0.499
Pluche vd. (1985)	$6.9 \times 10^5$	1.04	0.49
Ruan vd. (1991)	$6.67 \times 10^5$	1.04	0.45 - 0.4998

Ruan (1992), tarafından kafatası ve beyin için kullanılmış malzeme özellikleri Tablo 7'de verilmiştir. Bu değerlerin temeli Nahum tarafından (1977), bir kadavra üzerinde deneysel olarak yapılan çalışmaya dayanmaktadır.

Tablo 7. İnsan kafatasını oluşturan kemik ve dokuların malzeme özellikleri

Kafa Dokuları	Bulk Modülü (Pa)	Kayma Modülü (Pa)	Yoğunluk ( $kg/m^3$ )	Poisson Oranı ( $\nu$ )
Kafatası dışı	$7.3 \times 10^9$	$5.0 \times 10^9$	$3.0 \times 10^3$	0.22
Diploe	$3.4 \times 10^9$	$2.32 \times 10^9$	$1.75 \times 10^3$	0.22
Kafatası içi	$7.3 \times 10^9$	$5.0 \times 10^9$	$3.0 \times 10^3$	0.22
BOS	$2.19 \times 10^9$	$5.0 \times 10^5$	$1.04 \times 10^3$	0.489
Beyin	$2.19 \times 10^9$	$1.68 \times 10^5$	$1.04 \times 10^3$	0.4996
Zarlar	$3.15 \times 10^9$	-	$1.13 \times 10^3$	0.45
Kafa derisi	$1.67 \times 10^9$	-	$1.20 \times 10^3$	0.42

Ommaya ve arkadaşları (1968), beyin için poisson oranını 0.48 olarak belirlemişler ve her zaman sıkıştırılmaz özellikli % 77 – 78 su dolu jelimsi bir malzeme olduğunu söylemişlerdir. Galford ve arkadaşları (1969), kafa derisi, beyin ve beyin omuriliği için deformasyon ve gevşeme deneylerini insan ve maymunlar üzerinde çalışmışlardır.

Bütün bu yapılan çalışmalara rağmen, günümüzde hala bu konuda bir eksiklik bulunmaktadır. Günümüz ileri teknolojisi ile bu alanda yapılan çalışmalar devam etmekte ve her geçen gün daha doğru sonlu eleman modelleri oluşturulmaktadır. Bunun sonucu olarak, kafatası travmalarına karşı her geçen gün biraz daha hazırlıklı olmaktayız.

### 1.6. Sonlu Eleman Modelleri

Literatürde insan kafası için sonlu elemanlar yöntemiyle oluşturulan çok sayıda sayısal modeller bulunmaktadır. Bu sayısal modeller sınırlı sayıdaki deneysel çalışmalar ile karşılaştırılmaktadır. Kenner ve Goldsmith (1972), boş ve sıvı ile dolu küresel elastik kabukların süreklilik ve dinamik davranışlarını sonlu eleman yöntemiyle modelleyerek deneysel çalışmalar ile karşılaştırma yapmışlardır. Bu yapılan modellemede, boş ve damıtılmış su ile doldurulmuş küresel alüminyum kabuk kullanılmıştır. Engin (1969), küresel modelin aynı konfigürasyon ile sonlu eleman modeline uygulanabileceği hakkında tahminde bulunmuştur.

Khalil ve arkadaşları (1974), kafa kaskı sistemi üzerine darbe çalışmaları yapmışlardır. Burada iki fiziksel sistem incelenmiştir:

1. Dört eleman modeli küresel alüminyum şeklinde su ile dolu olup içerisinde yarı küreye ait iki tabaka bulunmaktadır. Bunlar, styrofoam ve alüminyumdur.
2. Gerçek kafa kaskı kabuğu poliüretan köpük ile doldurulmuştur.

Khalil ve arkadaşları, koruyucu kask sayesinde beyinde oluşan basınç değerinin çok kısa zaman içinde koruyucusuz olandan daha az olduğunu tespit etmişlerdir. Sonlu eleman yöntemi ile eksenel simetrik yapılarda merkezi yükleme ile dalga yayılımı tutulmakta ve bileşenlerin özellikleri bilindiği takdirde deneysel sonuçlarla da uyum sağlanmaktadır. Bunun yanında geometri, sınır şartları ve malzeme özellikleri tam olarak bilinmediği takdirde tahmin ve ölçümler arasında sapmalar olmaktadır.

Ward ve Thompson (1975), beyin dinamiği ile ilgili yeni bilgiler içeren üç boyutlu sonlu eleman modeli geliştirmişlerdir. Geliştirilen modelde yüz, kafatası, boyun ve dış dokular bulunmamaktadır. Spesifik kafatası ivmelenmesi atalet kuvvetlerinden

oluşturulmuştur. Bu model, beyin hasar mekanizmalarında yeni ve güçlü bir uygulama olarak karşımıza çıkmıştır. Modeldeki ilk mod cerebrum boyunca geçen sağ – sol eksen takımı dönme modudur. İkinci ve üçüncü modlar ise simetrik olup beyin yarımküresinde anterior – posterior ve superior – inferior merkez ekseninden geçmektedir. Beyin hasarı mekanizmaları araştırmalarında bu modlar çok önemlidir ve kafa - beyin içinde oluşan yüksek dinamik kayma şekil değişimleri bu hareketler sonucu oluşmaktadır.

King ve Chou (1976), kafa – beyin hasar mekanizması incelemesinde sonlu eleman yönteminin kullanılması gerektiğini söylemişlerdir. Darbe ivmelenmesinin biyodinamik davranışının matematiksel modelini oluşturmuşlardır. Darbenin biyomekanik modelinin, kaza mekanizmasının anlaşılmasında önemli bir rol oynadığının sonucuna varmışlardır. Kafa hasar mekanizması problemlerinin çözümünde kullanılan basitleştirilmiş matematiksel modellerin kuşkulu olduklarını söylemektedirler.

Khalil ve Hubbard (1977), insan kafasının darbe etkisi altındaki davranışını sonlu elemanlar yöntemini kullanarak araştırmışlardır. Kafa yaralanması, bir veya birçok kafa elemanında geçici veya sürekli hasara yol açmaktadır. Travmanın uzantısı büyük ihtimalle basit zedelenmeler ile olmaktadır ve kalıcı beyin hasarı kafatasında yükün büyüklüğü ve süresi, temas alanı ve yerine bağlı olmaktadır. Kafa yaralanmaları, kafa derisi, kafatası ve beyin olmak üzere üç kategoriye ayrılmaktadır. Ana sinir sistemindeki travmaları yorumlamak için dört hasar mekanizması kullanılmaktadır.

1. Kafanın, beyinde oluşan yüksek basınç gradyanı altında lineer olarak ivmelenmesi.

2. Kafa – boyun birleşiminde hareket boyunca üst servikal kordonun bükülmesi.

3. Kafatası ile beyin arasında oluşan göreceli hareket sonucu beyinde dönme ivmelenmesi sonucu oluşan kayma gerilmesi.

4. Kafatasının sapması sonucu oluşan lokal çentikler ve titreşim.

Shugar (1977), oluşturduğu üç boyutlu kafa modeli ile beyin ezilmesi mekanizmasını araştırmıştır. Bu çalışmada basınç ve kayma dağılımını midsagittal düzlemde ezilmenin olmadığı yerde almıştır. Ayrıca, onun kafa modeli henüz onaylanmamış ve hesaplanan doğal frekansı 23 ve 43 Hz arasında kafa için oldukça düşük bir değerdir. Yaptığı çalışmada contrecoup bölgesinde negatif basınç değeri baş aşağı pozisyonda oksipital bölgedeki değeri frontal bölgedekinden daha büyük bulmuştur. Bu doğrultuda yapılan klinik çalışmalarda oksipital darbeler ağırlıklı olarak contrecoup yaralanmalara neden olmaktadır. Bu yüzden kavitasyon teorisini tercih etmiştir. Yine de onun kafa modeli

tamamen kontrollü ve ilgi çekicidir. Bununla birlikte, sadece midsagittal düzlemde basınç ve kayma gerilmesi dağılımını ezilmenin olmadığı yerde incelemiştir. Kayma gerilmesi dağılımını, frontal ve oksipital darbeler arasında neredeyse ayırt edilemeyeceğini söylemiştir. Bu alanda kayma gerilmesi teorisini reddetmiş ve en yüksek kayma gerilmesinin frontal ve oksipital bölümden ziyade beyin sapında meydana geldiğini söylemiştir.

Ward (1982), çalışmasında kafa hasar modellerinin uygulamaları ve sınırlandırma durumlarını çalışmıştır. Sonlu eleman modellerinin kullanımı ve doğruluğu hakkında araştırmalar yapmıştır. Model verileri yardımıyla, beyin hareketi, beyin sapı gerilmesi, sarsıntı, beyin ezilmesi ve servikal (boyun kablosu) – beyin etkileşimi üzerine kıyas yapmıştır. Malzeme özellikleri seçimi ve beyin modeli dizaynını ayrıca açıklamıştır. Yer değiştirme ve gerilmeler, basınç altında olmayan ölü test deneğinde, canlı ve basınç altındaki denekler ile farklılık göstermektedir. Basınç altında olmayan ölü denekler, kafa yaralanma araştırmalarında tavsiye edilmemektedir çünkü tepki çok yavaş ve sönümlü olmaktadır. Bazı olaylarda, yer değiştirmeler çok geniş olmakta ve beyin ile servikal bağ arasındaki hareket ölü deneklerde ilişkilendirilememektedir. Yaralanma ve tepki arasındaki bağıntı şu şekilde özetlenebilir: normal gerilme ve hidrostatik basınç canlı hayvanlarda ve basınç altındaki insan kavrularında beyin yaralanmalarına yol açmakta, bası gerilmesi darbe bölgesinde ciddi beyin travmalarına yol açmakta, çeki gerilmesi darbe bölgesinin karşısında ezilmelere yol açmakta, yanıl darbe ile oluşan çeki gerilmesi subrachnoid'e ve darbenin karşısında pia mater altında kanamaya yol açmaktadır. Çeki ve kayma gerilmesi kombinasyonu subrachnoid kan kaybına yol açmaktadır. Kafa ivmelenmesi, çekme ve basma gerilmeleri ile doğrudan yaralanmalara yol açmaktadır. En yüksek basıncın ölçülmesi kafatası içindeki doku hareketine bağlı olup, şiddetli darbelere yüksek basınç değeri bulunmaktadır. Kafa dönmesi hidrostatik basınçdan çok küçük şekilde etkilenmektedir. Kayma gerilmeleri beyindeki en büyük gerilmeler olup, kafanın dönel ivmelenmesiyle ilişkilidirler. Sarsıntı öncelikle kayma gerilmesiyle ilişkilendirilir çünkü şuur ve hafıza kontrolünde gerilmeler çok yüksektir. Bu yüzden beyin şekli ve davranış karakteristikleri bakımından hayvanlardan alınan veriler doğrudan insanlar için kullanılamamaktadır. Buradan, sarsıntı vakası ve süresi beynin tepki büyüklüğü ile doğrudan ilişkilendirilebileceği sonucuna varılabilmektedir. Beyin modelinde, tepe basınçları tepki büyüklüğünün ölçülmesine yaramaktadır. Bu sayısal değerler kafa korunması ve güvenli kafa ivmelenmesinin saptanmasında kullanılmaktadır.

Viano ve arkadaşları (1989), biyomekanik yaralanma araştırmalarına odaklanmış olup, darbe hasar mekanizması tanımlaması ve açıklaması, darbenin biyomekanik ölçümü, darbe tolerans seviyesi saptanması konularını çalışmaktadır. Biyomekanik yaralanma araştırmaları mekaniğin temel prensiplerini kullanmakta olup, darbe sonucu yaralanma tepkilerini fiziksel ve fizyolojik olarak araştırıp açıklamaya çalışmaktadır. Yaralanma riski, kuvvetin vücut içindeki enerji dağılımı ile ilgilidir. Ölçülebilir bazı deformasyon büyüklüğü ve oranı seviyesinde doku bazen zarar görebilmekte ve hatta iyileşmeyebilmektedir. Bu tepkinin seviyesi hasar başlangıcı ve vücudun dayanıklılık toleransı olmaktadır. Yaralanmalar, içe işleyen ve işlemeyen olmak üzere iki çeşittir. İçe işleyen yaralanmalara örnek olarak düşük hızlarda mermiler veya keskin objeler verilebilir. Bunların darbe enerjileri çok küçük alana yoğunlaşmıştır. İçe işlemeyen yaralanmalara dövülmüş vücut veya keskin olmayan objeler ile vurulması örnek olarak verilebilir. Bu tip hasarlarda darbe kuvveti çok geniş alana yayılmaktadır. Biyomekanikte darbe tepkisinin başlangıcının tanımlanması dışında dokularda ve yapılardaki kabul edilemez yaralanmaların da bilinmesi gerekmektedir. Kafa yaralanmalarında beyin mekanik hasarı için çok çeşitli mekanizmalar kabul edilmiştir fakat bu mekanizmaların tamamı kafanın ivmelenmesiyle ilişkilidir. Beyin, kendi ataletine sahip ve kafatasına gevşek şekilde bağlıdır. Diferansiyel yer değiştirme sonucu beyin ve kafatası ara yüzeylerinde kayma meydana gelmekte, beyin germekte ve kemik zar arasındaki temas noktasında beyin şekil değişimine uğramaktadır. Birçok ivmelenme kafatasının veya yüzün doğrudan aldığı darbe sonucu olmaktadır çünkü kafatasının darbe aldığı yerde basınç değeri artmakta ve beyin deforme olmaktadır. Yüksek deformasyon ve basınç değerine ulaşılabilirse beyinde yırtılma veya ezilme de meydana gelmektedir. Keskin olmayan darbe ve ivmelenme yaralanmaları otomotiv endüstrisinde uygun araç yapıları kullanılarak önemli seviyede azaltılmıştır. Bu sistemler darbe enerjisini tutabilme kabiliyetine sahiptirler.

Beyin hasar mekanizması için birçok sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır. Birçok araştırmacı beyin yaralanması ile ilgili olarak maksimum basınç teorisini dikkate almıştır. Ruan ve arkadaşları (1991), çalışmalarında üç modeli formüle etmişlerdir. Ayrıca zarın etkileri, kafatasının mekanik özellikleri, beyin ve zarın ön yüzden darbe ile dinamik etkileri ve aksel simetrik modelde düzlem gerilme ile basınç dağılımını kıyaslamışlardır. Bütün modeller, kafa – beyin için kafatası kenarına ait (coronal) kısım alınmıştır. Birinci modelleri aksel simetriktir. İnsan kafası kapalı kabuk ile simüle edilmiş ve küresel kabuk şeklinde tek tabaka olarak sıkıştırılmaz sıvı ile doldurulmuştur. Diğer iki model ise insan



kafasının düzlem gerilme halindeki coronal kısmıdır. Model-2 yaklaşık olarak 50 yaşındaki bir erkeğin kafatasıdır. Model-3'ün konfigürasyonu da model-2 ile hemen hemen aynıdır fakat beyin omurilik sıvısı, beyin zarı, tentorium ve falx cerebri gibi birçok anatomik özellikler eklenmiştir. Lineer elastik malzeme özellikleri üç model içinde kullanılmıştır. Üç model de darbe ile yüklenmiş ve en yüksek basınç 40 kPa'dır. Eksenel simetrik model kapalı kabuk şeklinde modellenip, düzlem şekil değiştirme modeli açık silindirik kabuk şeklinde düşünülmüştür. Eğer kabuk çok rijit davranırsa bütün vücut darbeden sonra rijit hareket edecektir. Sıvı basıncında meydana gelecek fark, iç zarlar arasından geçerek beyinde kayma gerilmesi üretecektir. Elde ettikleri sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

1. İnsan kafasına önden yapılan darbeler sonucu oluşan dinamik tepkilerde zar önemli bir rol oynamaktadır.
2. Düzlem şekil değiştirme modeline bağlı tahmin edilmiş basınç gradyanı kabuk katılığına, ivmelenmeye ve sıvının bulk modülüne bağlıdır
3. Darbe yerindeki düzlem şekil değiştirme modelinin deformasyonu eksenel simetrik modelden 12 kat daha fazladır.
4. Kafa – boyun birleşmesi sıvının kafatasında meydana gelen (intracranial) basıncından etkilenmemektedir.
5. Zar boyunca belirlenmiş basınç farkları buldukları yerde kayma gerilmesi yaratmaktadırlar.

Ruan ve arkadaşları (1994), insan kafasının üç boyutlu sonlu eleman modelini oluşturup rijit impaktör ile kafaya doğrudan darbe uygulayarak oluşan dinamik tepkileri incelemişlerdir. Oluşturulan model toplam 6080 düğüm noktası, 5456 dörtgen eleman ve 1895 kabuk elemandan oluşmaktadır. Modelden elde edilen tepkiler kadavra ile yapılan deneysel çalışma ile kıyaslanmıştır. Kıyas yapılanlar ise darbe kuvveti, kafa ivmelenmesi, coup ve contrecoup basınçlardır. Kafaya uygulanan darbe ile oluşan iç basınç, beyin kayma gerilmesi ve kafatası Von Mises gerilmesinin miktarı belirlenmiştir. Çalışmalarında şu sonuca varmışlardır:

1. Kadavraya yapılan frontal darbe sonucu alınan veriler ile insan kafasının üç boyutlu sonlu eleman modeli geliştirilmiştir ve onaylanmıştır.
2. Kafaya yapılan darbe çalışmalarında darbe yeri önemli olmaktadır. Örneğin Crown darbe sonucunda üretilen gerilme ve ivmelenme frontal, oksipital ve yanal darbeye göre çok azdır.

3. Frontal darbeye göre oksipital darbede yüksek contrecoup basınç elde edilmiştir. Klinik çalışmalarında da gözlenen contrecoup yaralanma oksipital darbede daha yüksektir.

4. Kafatasında meydana gelen kayma gerilmesi, basıncın tersine darbenin sonunda oluşmaktadır.

5. Beyin sapında (stem) maksimum kayma gerilmesi bulunmuştur. Bununla birlikte, kayma gerilmesi büyük ihtimalle beyin sapı yırtılmasına yol açmaktadır. (stem lacerations)

6. Kafa yaralanma kontrolü korumasında impaktör hızı, kütesinden daha fazla önem taşımaktadır. Aynı zamanda beyine etki eden tepkide de hız daha önemlidir.

7. Kafa yaralanma kriteri (HIC), kafanın ivmelenmesinde hesaplanmıştır ve genellikle darbe kuvveti, coup basıncı, beynin maksimum kayma gerilmesi ve kafatasının Von Mises gerilmesiyle orantılıdır. Bu nedenle doğrudan darbe konumunda HIC önemli bir kaynaktır.

Bandak ve Eppinger (1994), insan beyninin sonlu eleman modelini kullanarak düzensiz hareket eden ivmelenme yükü ile şekil değişimini incelemişlerdir. Beynin kümülatif hasar ölçümü, belirli düzeyde uzamaya maruz kalmış beyin diferansiyel hacminin hesabına dayanmaktadır ve deformasyonla ilişkili beyin yaralanmaları için muhtemel bir göstergedir. Uzamaya maruz kalmış vücut eksenini ve uzama oranı mekanik olarak geri döndürülebilir bir durumda iken fonksiyonel olarak geri döndürülemez durumdadır. Ölçü, ulaşılan tepe noktalarını, diferansiyel hacim ve yerlerini rastgele bir yükleme rejiminde meydana geldikleri için, içinde barındırır. Bu ölçüm gerilme tensöründen ölçülen maksimum asal şekil değişimine dayanmaktadır ve elde edilen deformasyon gradyanı ile tamamlanmaktadır.

Chu vd. (1994), beyin ezilme mekanizmaları ile ilgili sonlu eleman analizi çalışmaları yapmışlardır. Kullandıkları modelde sadece kafatası ve beyin bulunmaktadır. Kafa modelini iki boyutlu olarak basitleştirmişlerdir. Tüm kafatası ve beyin, homojen, izotropik, lineer elastik malzemenin yapısal sönümlenme faktörünü kafatası için % 0 – 0.1, beyin için % 0.1 – 0.5 olarak almışlardır. Kafatası ile beyin arasında göreceli hiçbir harekete müsaade edilmemiştir. Meningeal zar, kan damarları ve beyin omurilik sıvısı ihmal edilmiştir. Kafa darbesi simülasyonunda kısa süreli non – lineer dinamik analiz kullanılmıştır. Frontal ve oksipital darbe simülasyonu için kafa boyun etrafında öne ve geriye doğru hareket edebilmektedir. Klinik araştırmalar sonucu beyinle ilgili birçok ezilme, kafatası kırığının olmadığı frontal ve şakak kemiği loblarında olmaktadır. Kavite ve kayma gerilmesi teorisi, bu gözlemlerin açıklamasını desteklemektedir.

İnsan kafasının parasagittal bölümünün düzlem gerilme halinde sonlu eleman modeli bu çalışmada geliştirilmiştir. Daha sonra frontal ve oksipital darbe simüle edilip beyinde oluşan basınç ve kayma gerilmesi dağılımı kıyaslanmıştır. Contrecoup bölgede negatif basınç her zaman gelişmekte, kayma gerilmesi dağılımı her şeye rağmen darbe yönü boyunca aynı kalmaktadır. Klinik araştırmalarda da aynı tutarlılık gözlemlenmiştir. Beyinle ilgili ezilmelerde kayma şekil değişimi teorisi görünmekte ve klinik araştırmalarla da açıklanmaktadır. Frontal ve oksipital darbeler simüle edilip, kayma gerilmesi dağılımı darbe yönü boyunca özdeş iken negatif basınç her zaman contrecoup bölgede üretilmektedir.

Hardy vd. (1994), kafa yaralanma biyomekaniği ile ilgili, beyin yaralanma mekanizması hipotezi, beyin yaralanma kriteri (HIC), kafa yaralanması matematiksel modeli ve kafa kinematiki ve dinamik yüke maruz kalıp deforme olmuş beyin dokusu ile ilgili literatür araştırması yapmışlardır. Yapılan araştırma sonucu, modellerin deformasyon konusunda yeterli verileri sağladıkları, kafatasındaki basınç ve kayma gerilmesi dağılımının ise malzeme toleransları ile yeni yaralanma kriteri formülasyonları geliştirilebilmesine imkan verdiğini görmüşlerdir.

Ommaya vd. (1994), tarihte yapılan otopsi ve fiziksel gözlemlerin bir özetini çıkarıp, canlı hücre biyomekaniği üstünde darbe ile kafa yaralanma mekanizmasını çalışmıştır. İzole edilmiş sinirsel doku ve hücreden ayrıştırılmış biyomekanik araştırmaları ve onların makro seviyedeki mekaniksel ilişkileri, kafa yaralanması gözlenen kişinin deneysel olarak fiziksel modeli oluşturulmuştur. Yapılan çalışmalar sonucu üç boyutlu insan kafasının sonlu eleman modelini, kafatasının iç boşlukları, beyin etrafındaki zarlar ve sinüsler ile kesin bir şekilde oluşturmuşlardır. Beyinde oluşan kümülatif yaralanma hacmi tarihi değişik gerilme değerlerinde bulunmuştur. Ayrıca darbe ile beyinde oluşan basınç etkisini açıklamak için sıkıştırılabilir ve sıkıştırılmaz cisimler göz önünde tutularak deneylere devam edilmiştir. Çalışmalar sonucunda, kafa yaralanması biyomekaniği için çok yüzeyli uygulamaların gerekli olduğunun sonucuna varmışlardır.

Ruan vd. (1994), insan kafasının üç boyutlu sonlu eleman modelinin darbe etkisi altındaki tepkisini araştırmışlardır. Model 50 yaşındaki insan kafasının gerekli tüm özellikleri (beyin zarları hariç) taşımaktadır. Beyin omurilik sıvısı için ince bir sıvı tabakası içermektedir. Uygulanan yük, frontal kemik bölgesi midsagittal düzleminde kafa serbest olacak şekilde uygulanmıştır. Yapılan çalışmada kafanın, frontal, yanal ve oksipital darbeler ile değişik malzeme özellikleri ile tepkisi ölçülmüştür. Oluşturdukları modelde

ilginç olarak frontal lop da contrecoup basınç yüksek çıkmış ve maksimum beyin basıncı da darbenin yönüne (frontal, yanal ve oksipital) duyarlı olmamakta fakat yerleri önemli olmaktadır. Ayrıca beyin içindeki beş yerde basınç – zaman kaydı deneysel sonuçlar ile uyum göstermiştir. Beyin için Coup ve contrecoup basınç değerlerini rapor etmişlerdir. Oksipital bölgeden yapılan darbe sonucu modelde yüksek contrecoup basınç, frontal darbe de ise yüksek coup basınç değeri bulunmuştur. Klinik çalışmalarda bulunan contrecoup yaralanma sonuçları oksipital darbe ile bulunan sonuçları desteklemektedir. Böylelikle elastisite modülünün beyindeki basınç – tepkisinin yanı sıra, kafatasındaki gerilme – şekil değişimini etkilediğini söylemişlerdir. Beyin ve beyin omurilik sıvısının malzeme özellikleri, beyindeki basınç tepkisini etkilemektedirler. Kafatasında bulunan aşırı derecede sert veya yumuşak sistemler gerçek kafa tepkisinin modellenmemesine sebep olmaktadır.

Mendis vd. (1995), viskoelastik malzemeden oluşturulan beyin ve diğer yumuşak biyolojik dokuların sonlu eleman modellerinin geniş deformasyon halini, dinamik zaman bağımlı yükleme koşulu altında incelenmişlerdir. Bu çalışmadaki deformasyon karakteristiği sıkıştırılmaz beyin dokusunun kesme etkisi altında deforme olmasıdır. Oluşturulan model şekil değiştirme enerjisi yoğunluğu fonksiyonuna dayanmaktadır. Malzemeler yüksek elastik deformasyona uğradığında hiperelastik malzeme ile karakterize edildiklerini söylemişlerdir. Beyin dokusunun tek eksenli haldeki sıkıştırılmasını gösterebilmek için silindirik bir model kullanmışlardır. Kullanılan viskoelastik malzeme karakteristiğinin zaman bağımlı gevşeme katsayısı malzemenin şekil değiştirme enerji fonksiyonunu tanımlamaktadır. Oluşturulan viskoz davranışlı beyin dokusu modelinin uygun olduğu görülmüştür. Benzer biçimde oluşturulan viskoz davranışlı sıkıştırılmaz yumuşak dokular için aynı yükleme koşulları altında viskoz malzeme özellikleri kullanılabilir.

Kafa yaralanma mekanizması çalışmalarında oluşturulan model gerçek sistemi, geometrik, anatomik detaylar ve malzeme özellikleri bakımından yakından takip etmelidir. Herhangi bir yaralanma mekanizması çalışmasında kullanılan biyolojik dokuların malzeme özellikleri en önemli mesele olmaktadır. Eskiden yapılan basit model çalışmalarında beyin malzemesi lineer elastik olarak alınmaktaydı fakat Fung (1981), beyin dokusunun viskoelastik olduğunu söylemiş ve bu uzun süre görmezlikten gelinmiştir. Bu sebeple bu tezde lineer elastik ve viskoelastik malzeme olmak üzere beyin iki farklı şekilde modellenip analizi yapılmıştır.

## 1.7. Teorik Altyapı

Kafatası, beyin ve beyin omurilik sıvısı için alınan homojen, izotropik ve lineer elastik malzeme karakteristiğine sahip model için alınan değerler aşağıda verilen formülasyonlarla ifade edilmiştir:

Denge denklemi:

$$\sigma_{ij,j} + f_i = 0$$

Kinematik ( şekil değiştirme - yerdeğiştirme ) denklemi

$$e_{i,j} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i})$$

Gerilme – Şekil değiştirme denklemi

$$\sigma_{ij} = \lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2G \varepsilon_{ij}$$

Burada:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \text{ bağıntısıyla verilen Lamé sabitidir. Ayrıca ,}$$

E – Elastisite Modülü

$\nu$  - Poisson oranı

$f_i$  - i yönündeki kütle kuvveti

$u_{i,j}$  - i doğrultusundaki yer değiştirmenin j doğrultusuna göre kısmi türevi

$\delta_{ij}$  : Kronecker delta

i = j ise  $\delta_{ij} = 1$  ,  $i \neq j$  ,  $\delta = 0$

$\varepsilon_{ij}$  - Şekil değiştirme tansörü

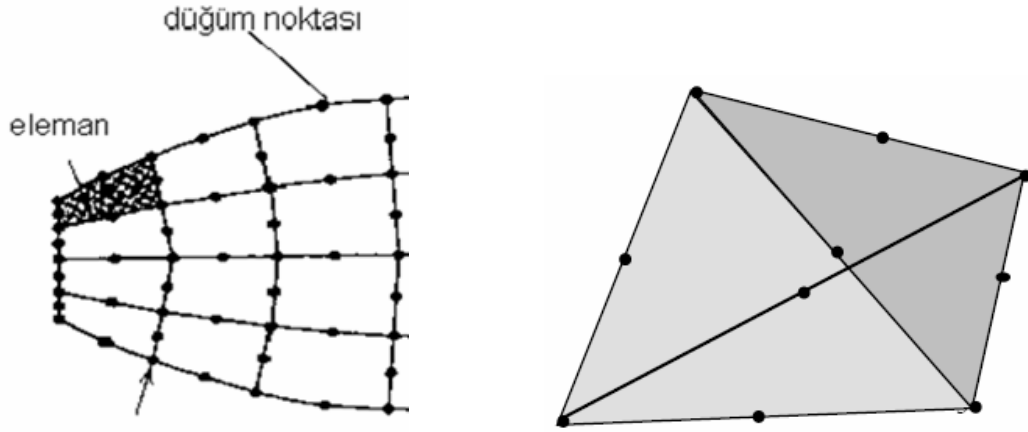
$\sigma_{ij}$  : Gerilme tansörü

$\sigma_{ij,j}$  : Gerilme tansörünün j'ye göre kısmi türevi

### 1.7.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi ve LS-DYNA Programı

Sonlu elemanlar yöntemi dünyada mühendisler tarafından geliştirilen ve en yaygın olarak kullanılan sayısal analiz yöntemi olup, ilk olarak gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır. İncelenen yapı, birçok elemana bölünerek 'düğüm noktası' adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler. Bu şekilde cebrik bir denklem takımı elde edilir. Gerilme

analizinde bu denklemler düğüm noktalarındaki denge denklemleri olarak bilinir. Sonlu elemanlar yönteminde bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğüm noktalarındaki değerlerdir. Bir varyasyonel prensip (enerjinin minimum olması prensibi veya ağırlıklı artıklar yöntemi) kullanılarak büyüklük alanının düğüm noktalarındaki değerleri için bir denklem takımı elde edilir. Bu denklem takımının matris formundaki gösterimi,  $[K]\{u\} = \{F\}$  şeklindedir. Burada  $\{u\}$ , büyüklük alanının düğüm noktalarındaki bilinmeyen değerini temsil eden vektör,  $\{F\}$  bilinen yük vektörü ve  $[K]$  ise bilinen sabitler matrisidir. Gerilme analizinde  $[K]$  rijitlik matrisi olarak bilinmektedir.



Şekil 7. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar

LS-DYNA 3D, elastik ve elastik olmayan katı ve yapıların büyük şekil değişimlerine maruz kaldığı dinamik durumların 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinin yapıldığı programdır. Bu program, çok geniş yelpazeli malzeme modelleri ve arayüzler ile pek çok mühendislik problemlerinin matematik modellerinin oluşturulmasına imkan sağlamaktadır. LS-DYNA 3D, üç boyutlu dinamik kompleks yapıları mekanik sistemlerin yüksek oranlı yüklenme ve çarpmalardaki analizlerini yapabilen nonlinear yapı dinamiği kodudur.

#### 1.7.1.1. Ekspilisit Sonlu Eleman Teorisi

Bu çalışmada, LS-DYNA 3D sonlu eleman kodu kullanılmıştır. Bu program nonlinear ekspilisit 3-boyutlu sonlu elemanlar kodu olup, yüksek deformasyonlu dinamik analizleri ve rijit yapıların analizlerinde kullanılmaktadır. Lagrange formülasyonu ve

süreklilik denklemleri, merkezi farklar metodu kullanılarak zaman bağımlı olarak çözülmüştür.

Dinamik hesaplama, zincirleme zaman adımlarına bölünmektedir. Her bir zaman adımı için yer değiştirme vektörü hesaplanmaktadır. Kinematik davranış, momentum denkleminin çözülmesiyle hesaplanmaktadır:

$$\sigma_{ij,j} + f_i = \rho \ddot{u}_i$$

Burada:

$\sigma$  : Cauchy gerilme tansörü

$f_i$  : Birim kütle için kuvvet tansörü

$u$  : Yerdeğiştirme tansörü

$\rho$  : Yoğunluk

İnterpolasyon fonksiyonunun ( $N_\alpha^e$ ) kullanılması ile, düğüm noktaları ve virtüel iş sifıra eşit olmaktadır. Sistemin diferansiyel denkleminin elde edilmesi:

$$M \ddot{r} = F^E - F^I$$

Burada:

$M$  : Kütle matrisi

$r$  : Düğüm noktalarının yerdeğiştirme vektörü

$F^I$  : Düğüm noktalarının iç kuvvet vektörü

$F^E$  : Düğüm noktalarının dış yük vektörü

$$F^I = \sum_{e=1}^{N_e} \left[ \int_{v_e} \sigma_{ij} \frac{\partial N_\alpha^e}{\partial x_j} dv_e \right]$$

$$F^E = \sum_{e=1}^{N_e} \left[ \int_{v_e} \rho f_i N_\alpha dv_e + \int_{S_e} t_i N_\alpha ds_e \right]$$

$$M \ddot{r} = \sum_{e=1}^{N_e} \left[ \int_{v_e} \rho N_\alpha N_\beta dv_e \right] \ddot{x} \beta_i$$

Burada:

$N^e$  : Eleman sayısı

$v_e$  : Eleman hacmi

### 1.7.1.2. Zaman İntegrasyonu

$M \ddot{r} = F^E - F^I$  denklemi merkezi farklar metodu kullanılarak, ekspilisit olarak verilen zaman dilimi içinde çözülmektedir.

$$\begin{aligned}\ddot{r}^n &= M^{-1} (F^E - F^I) \\ \dot{r}^{n+1/2} &= \dot{r}^{n-1/2} + \ddot{r}^n \Delta t^n \\ r^{n+1} &= r^n + \dot{r}^{n+1/2} \Delta t^{n+1/2}\end{aligned}$$

Ekspilist olarak çözüm yapılan programlarda, hareket denklemi bir önceki zaman adımına göre ( $t^n$ ) değerlendirilmektedir. Burada,  $\Delta t^n$ , n zamanındaki zaman adımı olup:

$$\Delta t^{n+1/2} = \frac{\Delta t^n + \Delta t^{n+1}}{2}$$

Bütün geometri, toplam yer değiştirmeler ilk geometriye eklenerek güncellenmektedir:

$$x^{n+1} = x^0 + r^{n+1}$$

Bu formülasyonlar, seçilen bitiş zamanına kadar tekrarlanmaktadır. Programda zaman adımı hesaplanırken, elemanların boyutu ve malzeme özellikleri etkili olmaktadır. En küçük zaman adımı, her bir elemanın en yüksek özdeğeri baz alınarak hesaplanmaktadır. Bu alınan değer, kararlı bir çözüm yapılabilmesi için yeterince küçük alınmalıdır.

### 1.7.1.3. Hourglassing Kontrolü

Herhangi bir açık zaman integrasyon şeması, toplam zamanı azaltan ekonomik elemana ihtiyaç duymaktadır. Bu işlem indirgenmiş tek (gauss) nokta integrasyonu kullanıldığında gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte tek nokta integrasyonu sıfır enerji modlarını oluşturmaktadır ve bu modlara Hourglassing modları denilir.

Bu istenmeyen Hourglassing modları genelde titreşimli olarak elde edilmekte ve bunlar yapının sahip olduğundan daha kısa bir periyoda sahip olma eğilimindedirler. Eğer hourglass modları yapının sahip olduğu periyoda yakın bir periyoda sahip olursalar bu durumda global deformasyonun dengeli kinematik bileşeni haline gelir ve bu kabul edilebilir olmaktadır. Düzensiz modları durdurabilme kapasitesine sahip viskoz sönmülemeyi veya küçük elastik katılık, global durum deformasyon modlarında ihmal edilebilir bir etkiye sahipken bir şekilde istenmeyen Hourglassing modlarının şekillenmesine direnç gösterebilmektedir. Eğer diagonal olarak zıt düğümler tanımlı hız değerlerine sahipse, bu durumda şekil değişimi enerjisi asimetrikliğe bağlı olarak sıfır olurlar.



#### 1.7.1.4. Kontak – Darbe Algoritması

LS-DYNA 3D programında, modellerin kayan ara yüzeyleri ve darbe teması ile başa çıkabilmek için 3 yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler:

- Kinematik sınırlayıcı yöntemi
- Penaltı yöntemi
- Yayılmış parametre yöntemi

olarak bilinmektedir. Kinematik sınırlayıcı yöntemi sadece kayan yüzeylerde kullanılmaktadır. Bu yöntemde, temas yüzeylerindeki yardımcı düğümlerin şekil değişimi bileşenlerinin dönüştürülmesiyle sınırlayıcılar global denklemlere uygulanmaktadır. Bu yöntemde ara yüzeylerin yerleşimi uygun olmalıdır. Penaltı yönteminde, nüfuz eden düğümlerin tamamındaki temas eden yüzeylere dik bir biçimde sanal yaylar yerleştirilmektedir. Bu yapay yay elemanları global matriste yer almaktadır ve bunların modülleri, düğümleri yan yana olan elemanlardan yararlanarak belirlenir. Bu yöntem oldukça dengeli görünmektedir. Bununla birlikte, yüksek ara yüzey basınçlarında katlılıkları yeniden ölçeklendirilmeli ve zaman adımı düşürülmelidir.

Bu gibi durumlarda üçüncü yöntem olan yayılmış parametre yöntemi daha uygundur. Bu yöntem, ana yüzdeki basınç dağılımının temas halindeki elemanlarda iç gerilme ile tanımlandığı “kayan yüzeyler” için kullanılmaktadır. İvmelenmeler, ana yüzdeki kütle ve basınç dağılımı işlemleri tamamlandıktan sonra elde edilmektedir. Bu üç algoritma ile birçok kontak koşullarının simülasyonu LS-DYNA 3D ile yapılabilmektedir.

## **2. YAPILAN ÇALIŞMALAR**

Günümüzde, ileri bilgisayar teknolojileri vasıtasıyla modeller geliştirilmekte ve karmaşık birçok mekanizmanın analizleri geliştirilen yazılımlar yardımıyla yapılmaktadır. Geliştirilen bir ürünün her bir parçası tasarlandıktan sonra gerçek ortam koşulları ile test edilip doğruluğundan emin olunmalıdır. Bu işlemler bittikten sonra pahalı ve zaman alıcı prototip ve darbe testleri yerine bilgisayar teknolojisi kullanılarak modelin bütünü veya bir kısmı sonlu elemanlar yöntemi ile test edilebilmektedir. Bu bölümde insan kafasının, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan modelinin tüm aşamaları ayrıntılarıyla anlatılmıştır.

### **2.1. İnsan Kafatası Modelin Oluşturulması**

Biyomekanik araştırmalarında insan kafatasının, tamamıyla kapalı olacak şekilde gerçeği ile birebir uyumlu bir şekildeki 3-boyutlu (3-B) modelini oluşturmak için, CT tarama (Tomografi) ve 3-B optik tarama cihazları kullanılmaktadır. Herhangi bir katı model programı değilde böyle pahalı cihazların kullanılmasının sebebi ise insan vücudundaki elemanların yapılarının düzgün bir geometriye sahip olmaması ve herhangi bir katı model programı yardımıyla doğrudan çizilip oluşturulamamasıdır.

CT tarama yöntemi ile oluşturulan modeller, tıp da kullanılan tomografi cihazından alınan ortalama 1 mm kesit kalınlığına sahip görüntüler ile bu görüntüleri işleyen programlar (örneğin Mimics, Amira vb.) vasıtasıyla şekillendirilmektedir.

Bu çalışmada ise 3-B optik tarama yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem, ileri endüstriyel tasarım işlemlerinde, tersine mühendislik uygulamaları olarak da bilinmektedir. 3 boyutlu tarayıcı, nesnelerin yüzeylerinin yüksek yoğunluklu üç boyutlu nokta ölçülerini kaydeden bir cihazdır. Nesnelerin yüzeyini tanımlamak için milyonlarca nokta sayısallaştırılabilir. 3-B tarama sisteminde kompleks yüzeylerin hızlı ve kapsamlı bir şekilde elde edilmesini sağlayan yapılandırılmış beyaz ışık kullanılır. Bu ilerleme cismin büyük bir bölümünün tek görüntü içinde aynı anda ölçülmesine olanak tanır. Her görüntüde bir milyonun üzerinde nokta yakalanabilir.



Şekil 8. Optik tarama cihazı ve bir uygulama görüntüsü

Şekil 8’de gösterilen optik tarama cihazı (opto TOP-HE, Breuckman marka) ile Şekil 9’da gösterilen ve özel bir şirketten satın alınan yaklaşık olarak 125 x 165 mm boyutlarındaki plastik malzemeden üretilen örnek bir insan kafatası taranmıştır. Tarama işlemi toplam beş dakika sürmüştür ve tarama işlemi bittikten sonra 2-boyutlu (2-B) modelin oluşturulabilmesi için Inus teknoloji firmasının ürettiği Rapidform yazılımı kullanılmıştır. Bu program, taranan görüntüyü 2-B olarak işlememize yani modelin görüntüsünde tarama işleminden kaynaklanacak hataların düzeltilmesi, lekelerin temizlenmesi, keskin köşelerin yuvarlatılması vb. birçok işlemin yapılmasına imkan tanımaktadır.



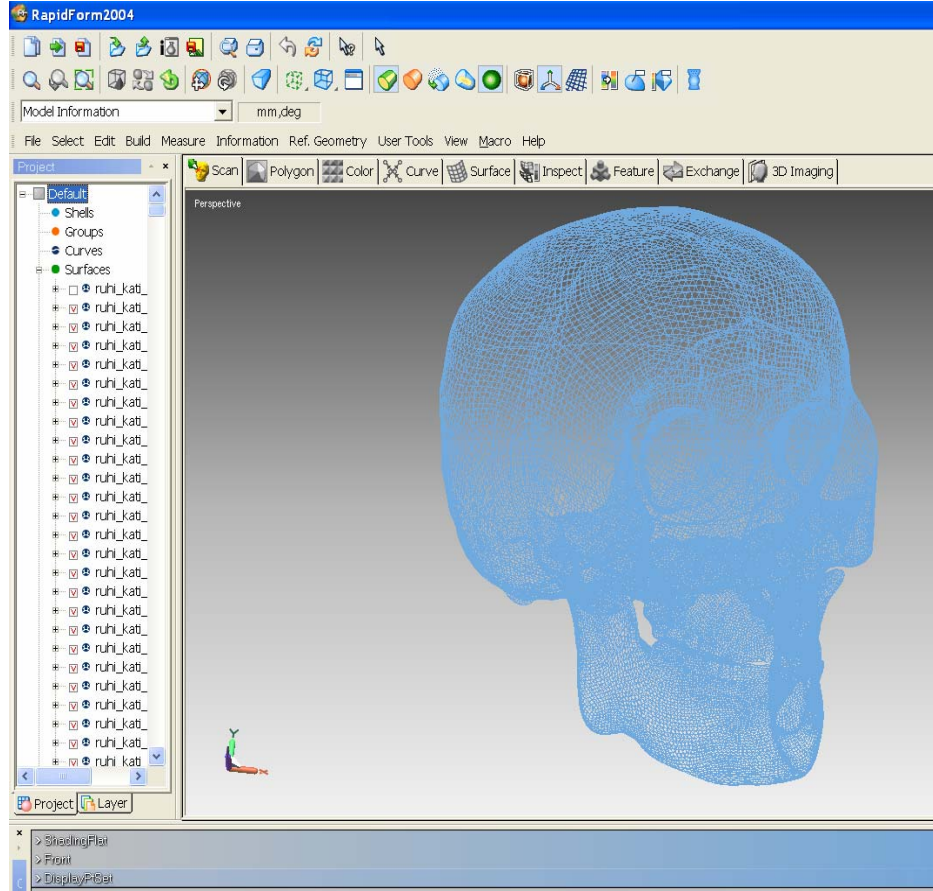
(a)



(b)

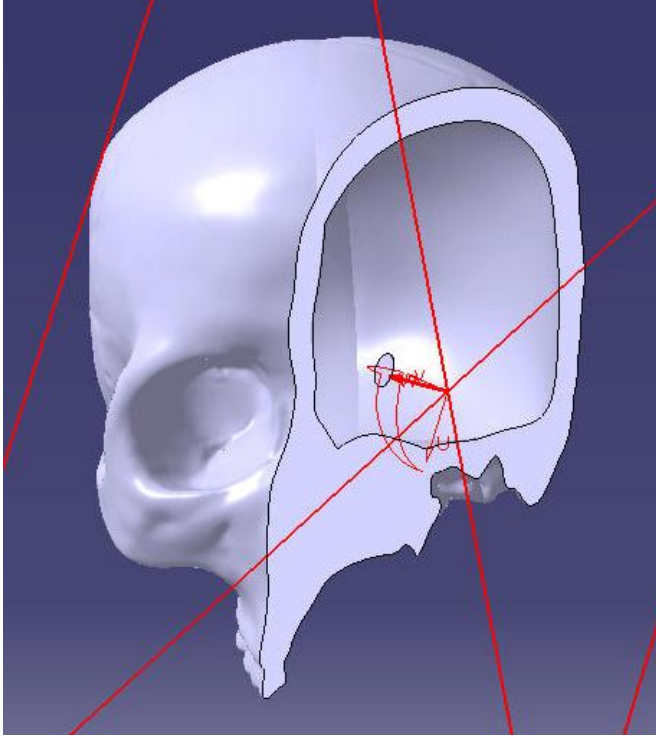
Şekil 9. Taranan model kafatasının **a)** önden ve **b)** yandan görünüşü

Taranan modelin Rapidform yazılımı ile 2-B yüzey haline dönüştürülmüş hali Şekil 10'da gösterilmiştir.

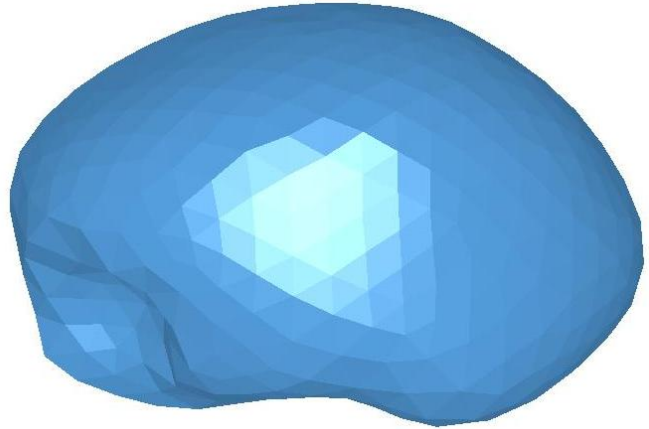


Şekil 10. Rapidform yazılımı ile tarama görüntüsünün 2-B hali

Kafa modeli 2-B yüzey haline dönüştürüldükten sonra, katı model haline dönüştürülmesi için Dassaut Systems şirketinin yazılımı olan CATIA V5 R17 programı kullanılmıştır. CATIA, CAD/CAM/CAE sistemi olarak birçok endüstride tercih edilmektedir. 2-B haline getirilmiş kafa modeli, insan kafatası kalınlığı için referans kitaplarında yazılı ortalama değer olan 5 ve 7 mm kalınlıkları alınarak katı modelleri (3-B) oluşturulmuştur. Beyin modeli ise yine CATIA programı vasıtasıyla kafatası iç yüzeyi ile arasında 1 mm boşluk kalacak şekilde modellenmiştir. Bunun sebebi kafatası içerisinde beyin, onu saran beyin omurilik sıvısı ve en dışta ince bir zar bulunmasıdır. Fakat bu çalışmada en dıştaki zar modellenmemiştir. Daha sonra oluşturulan beyin modeli üzerinde yüzey öteleme işlemi ile 1 mm kalınlığında ve beyne çepeçevre olacak şekilde beyin omurilik sıvısı modeli oluşturulmuştur. Sonuç olarak bu çalışmada sadece kafatası, beyin ve beyin omurilik sıvısı modellenmiştir. Oluşturulan modeller Şekil 11'de gösterilmiştir.



(a)



(b)

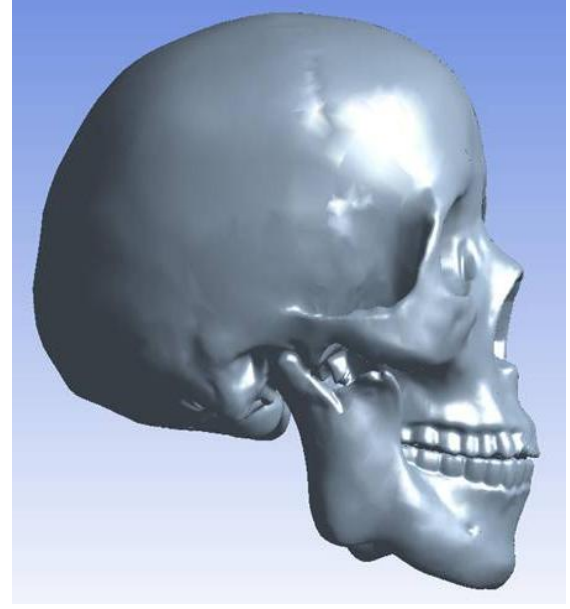
Şekil 11. Oluşturulan 3-boyutlu **a)** kafatası ve **b)** beyin modeli

Kafatası, beyin ve beyin omurilik sıvısını kapsayan insan kafa modeli oluşturulduktan sonra bu modelin sayısal bir yöntemle analizi için sonlu eleman yöntemini kullanan LS – DYNA 3D paket programı tercih edilmiştir. Öncelikle analiz için gerekli olan sonlu eleman ağı, kafatası, beyin ve beyin omurilik sıvısı için 10 nodlu tetragonal 3-B elemanlar kullanılarak elde edilmiştir. Ayrıca kafatası için sonlu eleman ağı 5 mm ve 7 mm eleman kalınlığında iki farklı model kullanılarak oluşturulmuştur. Beyin için ise sadece 5 mm eleman kalınlıklı sonlu eleman modeli oluşturularak analizler gerçekleştirilmiştir. Beynin toplam eleman sayısı 10391 solid elemandan oluşturulmuştur. 5 mm eleman kalınlıklı kafatası modelinde toplam 49664 solid eleman ve 7 mm eleman

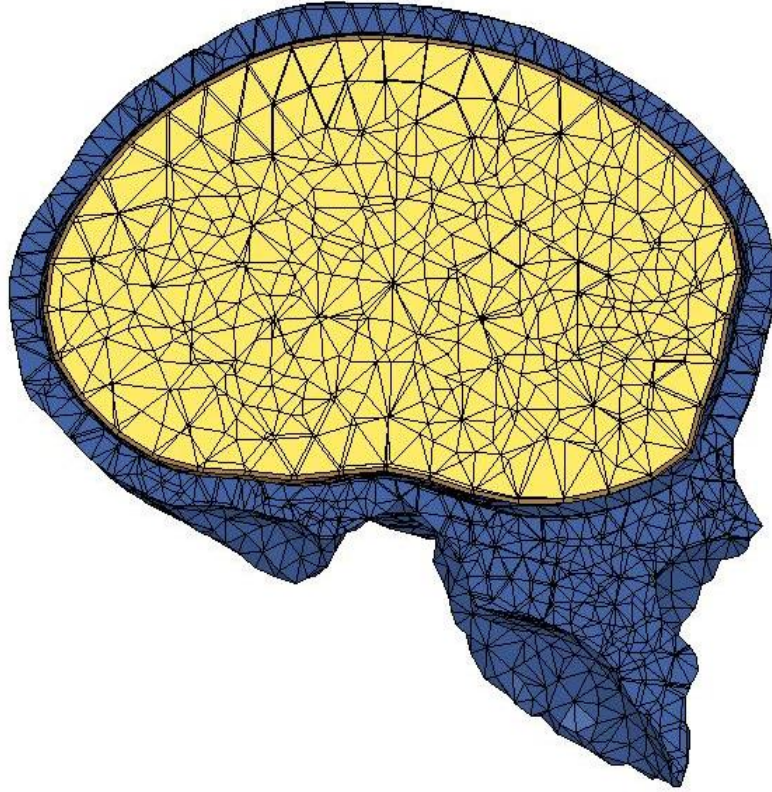
kalınlıklı kafatası modelinde ise toplam 30948 solid eleman kullanılmıştır. Şekil 12'de kafatasının tarama öncesi ve sonrası 3-B modeli ile sonlu eleman yöntemiyle ağ yapısı oluşturulmuş kafa modeli görülmektedir.



(a) Taranan model



(b) Tarama sonrası oluşturulan model



(c) Sonlu eleman modeli

Şekil 12. Beyin ve Beyin sıvısı içeren kafatası modeli

## 2.2. Çalışmada Kullanılan Malzeme Özellikleri

Bu çalışmada homojen, izotropik ve lineer elastik malzeme özelliği olarak iki farklı değer kullanılmış ve Tablo 8 ve 9'da verilmiştir. Ayrıca yumuşak dokular sıkıştırılmaz kabul edilmiş ve Poisson oranı 0,48 – 0,499 arasında alınmıştır. Beyin için kullanılan bulk modülü değeri Stalnaker (1969), tarafından yapılan deneysel çalışma sonucu bulunan 2.19 GPa olarak alınmıştır.

Tablo 8. Lineer Elastik malzeme özellikleri (Ruan,1994)

Malzeme Türü	Elastisite Modülü ( Pa )	Poisson Oranı ( $\nu$ )	Yoğunluk ( $kg / m^3$ )
Kafatası	$5.0 \times 10^9$	0.22	$3.0 \times 10^3$
Beyin	$1.68 \times 10^6$	0.499	$1.04 \times 10^3$
BOS	$5.0 \times 10^5$	0.489	$1.04 \times 10^3$

Tablo 9. Lineer Elastik malzeme özellikleri (Willinger,1999)

Malzeme Türü	Elastisite Modülü ( Pa )	Poisson Oranı ( $\nu$ )	Yoğunluk ( $kg / m^3$ )
Kafatası	$6.0 \times 10^9$	0.21	$2.1 \times 10^3$
Beyin	$6.75 \times 10^5$	0.48	$1.14 \times 10^3$
BOS	$12 \times 10^3$	0.499	$1.04 \times 10^3$

Galford ve arkadaşları (1969) tarafından yapılan deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen viskoelastik malzeme modeli için bulunan değerler ve bu çalışmada alınan değerler Tablo 10'da verilmiştir.

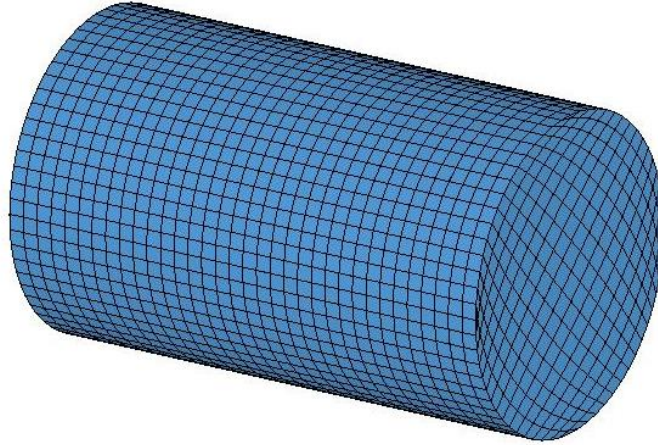
Tablo 10. Viskoelastik beyin dokusu malzeme özellikleri

Malzeme Modeli	Dinamik Kayıp Kayma Modülü $G_\infty$ ( Pa )	Dinamik Elastik Kayma Modülü $G_0$ ( Pa )	Geçiş Faktörü $\beta$ ( ms )
Galford (1969)	$1.68 \times 10^5$	$5.28 \times 10^5$	0.035
Model (Ruhi)	$1.68 \times 10^5$	$5.28 \times 10^5$	0.035



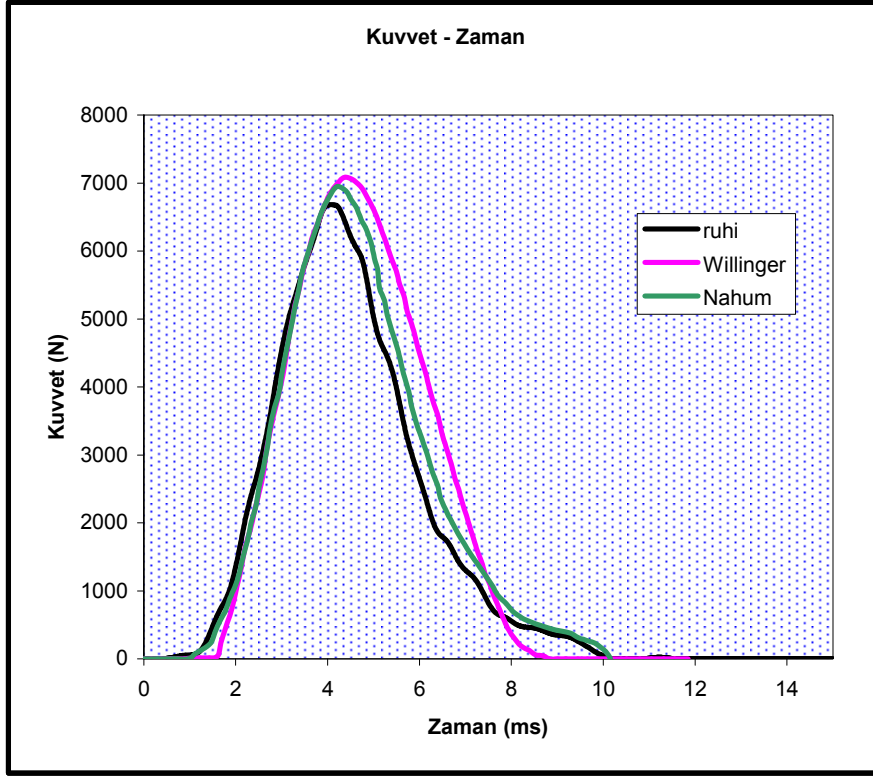
### 2.3. Uygulanan Yük ve Sınır Şartları

Kafatasına uygulanan kuvvet, LS-DYNA 3D programında modellenip meshlenmesi yapılan 30 x 50 mm boyutlarında silindirik rijit bir impaktör (Şekil-13) ile frontal bölgeden kafatasıyla temas halindeki nodlara Şekil 14’de görülen kuvvet – zaman grafiğine göre uygulanmıştır. Uygulanan darbe yükü, ön (frontal) ve arka (okspital) darbeye X- eksenini doğrultusunda ve yanal (side) darbeye ise Y- eksenini doğrultusunda uygulanmıştır. Bu yükleme grafiği Şekil 14’den de görüldüğü gibi Nahum ve arkadaşları (1977), tarafından kadavra üzerinde yapılan deneysel çalışmada uygulanan yükleme ve Willinger’in yaptığı sayısal çalışmalarla aynı karakterdedir. Yükleme, 4 ms civarında maksimum 6.9 kN’luk değerine ulaştıktan sonra yine aynı oranda azalarak 15 ms sonunda sıfırlanmıştır.

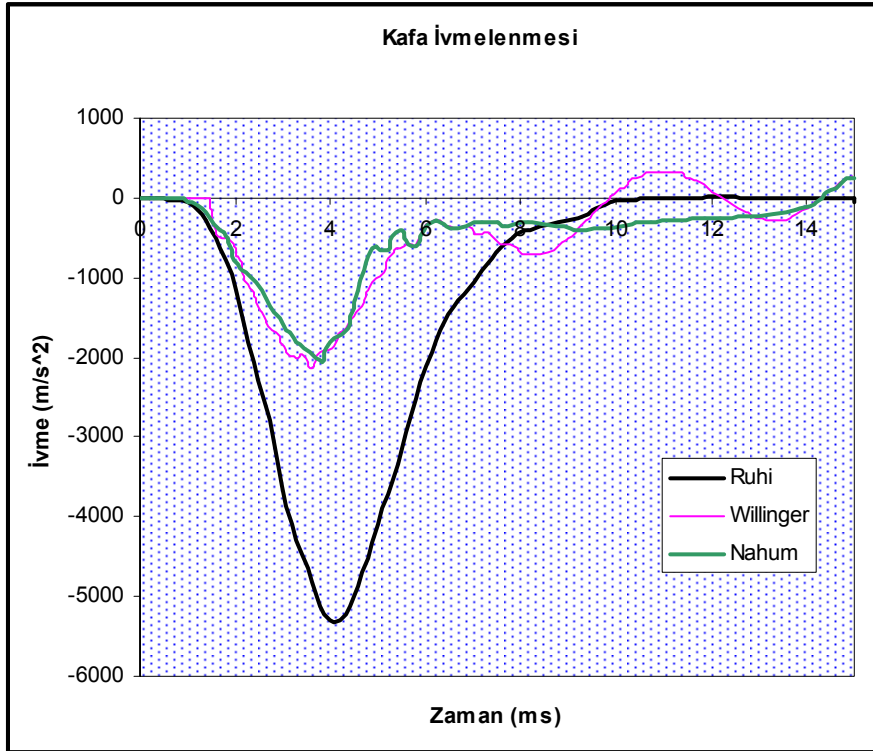


Şekil 13. Darbe yükünün uygulandığı rijit impaktör

Nahum, darbe deneyi çalışmasında, çok kısa zaman süreli darbe simülasyonlarında herhangi bir sınır şartı ve mesnetlemeye gerek olmadığını söylemiştir. Nahum yaptığı deneylerde, simülasyon zamanını 15 ms olarak almıştır. Bu çalışmada da modele herhangi bir sınır şartı uygulanmamış ve simülasyon süresi 15 ms olarak alınmıştır. Darbe yükünün uygulanmasından sonra insan kafasının kazandığı ivmenin zamanla değişimi, literatürdeki yine deneysel ve sayısal çalışmalarla birlikte Şekil 15’de verilmiştir. Buradan da görüldüğü gibi darbe hızı literatür verilerine göre daha yüksek alınmıştır. Kafatası yüzeyi ile impaktör arasındaki temas yüzeylerinde yüzey kontağı, kafatası iç yüzeyi ile beyin omurilik sıvısı arasında düğüm noktası kontağı kullanılmıştır.



Şekil 14. Simülasyon süresince impaktöre uygulanan kuvvetin zamanla değişimi



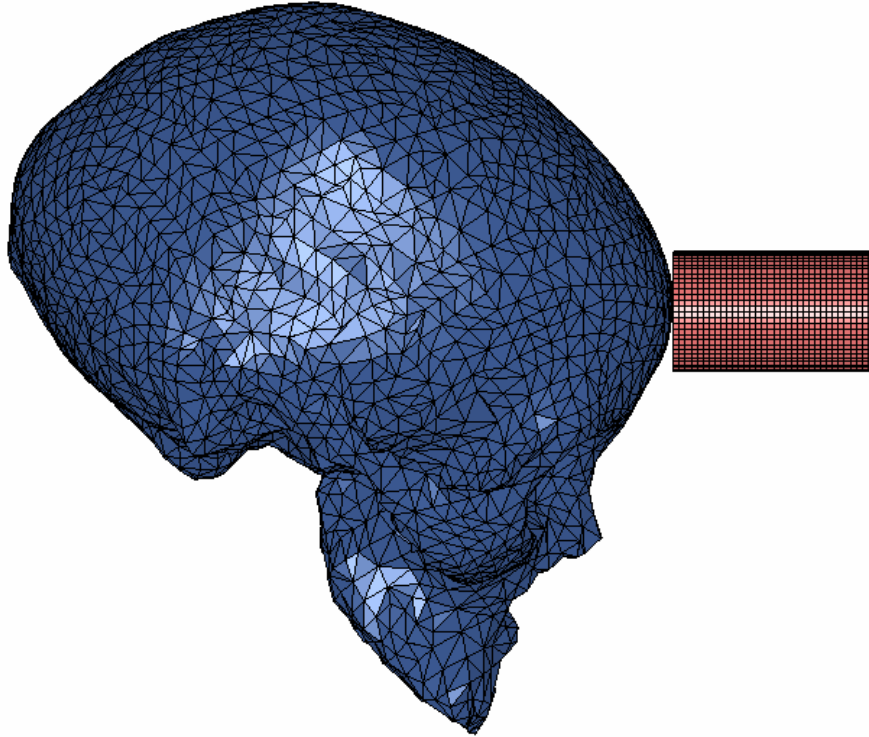
Şekil 15. İnsan kafasının İvme – Zaman grafiği

### 3. BULGULAR VE İRDELEME

Bu bölümde, insan kafasına uygulanan 3 ayrı darbe (ön, arka, yanal) sonucunda kafatasında ve beyinde oluşan basınç ve gerilme dağılımları incelenmiştir.

#### 3.1. Frontal Darbe

Bu kısımda kafatası üzerinden alınan 4 ayrı bölgenin (frontal, parietal, posterior ve oksipital) basınç değişimleri kıyaslanmıştır. Bu kıyaslama 5 ve 7 mm eleman kalınlıklı kafatası için ayrı ayrı yapılmıştır. Grafikler sırasıyla beynin olmadığı, elastik beyin ve viskoelastik beyinli durumdaki kafatası için verilmiştir. Burada elde edilen bulgular deneysel (Nahum, 1977) ve sayısal (Willinger, 1999) çalışmalar ile karşılaştırılmalı olarak grafiklerde yer almıştır. Bu çalışma sonucu elde edilen bulgular grafikler üzerinde “ Ruhi ” olarak adlandırılmıştır. Kafatasına yapılan frontal darbenin sonlu eleman modeli Şekil 16’da görülmektedir.



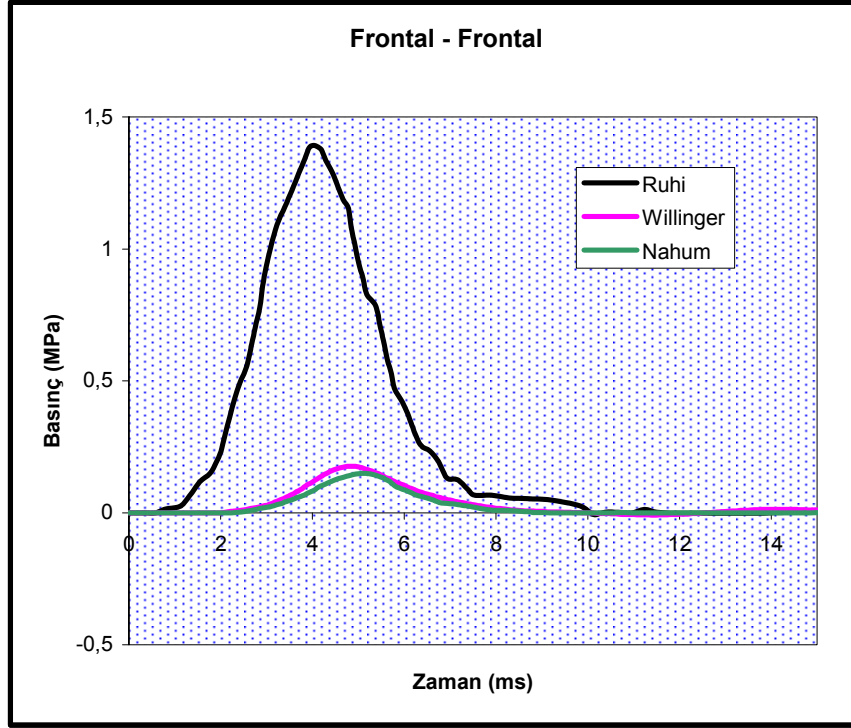
Şekil 16. Frontal Darbenin Sonlu Eleman Modeli

### **3.1.1. 5 mm Eleman Kalınlıklı Kafatası Bulguları**

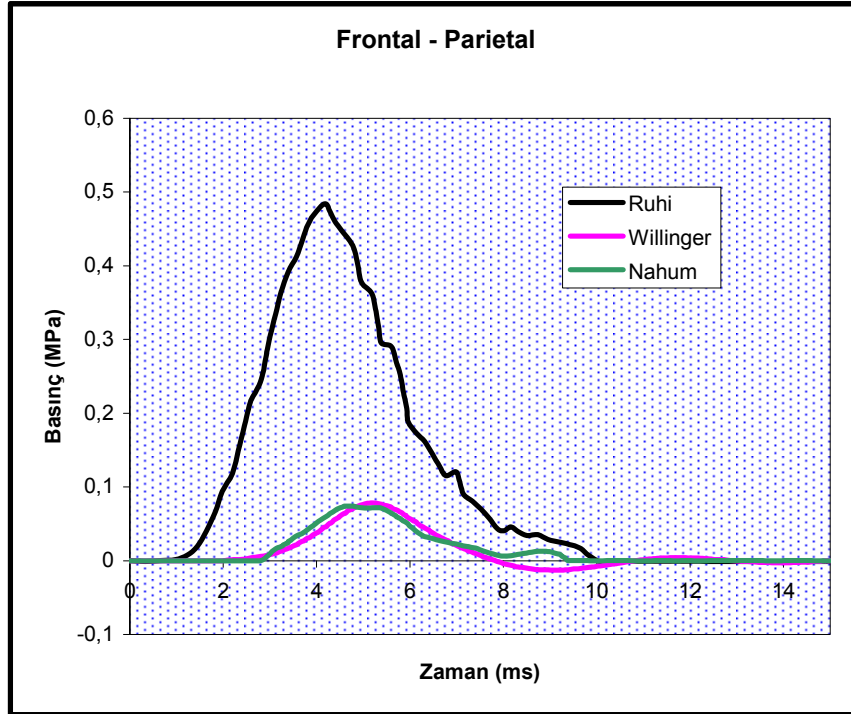
#### **3.1.1.1. Beyin İçermeyen Model**

Şekil 17–20, kafatasının ayrı ayrı bölgelerindeki (frontal, parietal, posterior ve oksipital) basınç değişimlerini göstermektedir. Şekil 17, 18 ve 20’de görüldüğü gibi bu bölgelerde elde edilen basınç değişimleri literatürde var olan deneysel ve sayısal çalışmalar ile uyum göstermektedir. En yüksek pozitif basınç frontal bölgede (1.4 MPa) yaklaşık olarak 4 – 4.2 ms civarında oluşmuştur. En yüksek negatif basınç ise oksipital bölgede (0.1 MPa) yine yaklaşık 4 ms’de oluşmuştur. Ancak Şekil 19 ile gösterilen posterior basınç dağılımı literatürden farklı olmuştur. Yani işaret olarak literatür verileriyle zıtlıklar ortaya çıkmıştır. Bu da bu çalışmada elde edilen bulguların anatomik olarak tanımlanan bu bölgenin literatürde verilen bulgular için aynı bölgenin aynı noktasının olup olmadığı hususunu gündeme getirmektedir. Çünkü aynı bölgede alınan komşu birçok elemanda kafatasının karmaşık geometrisi sonucu birbirine zıt bulgular elde edilebilmektedir.

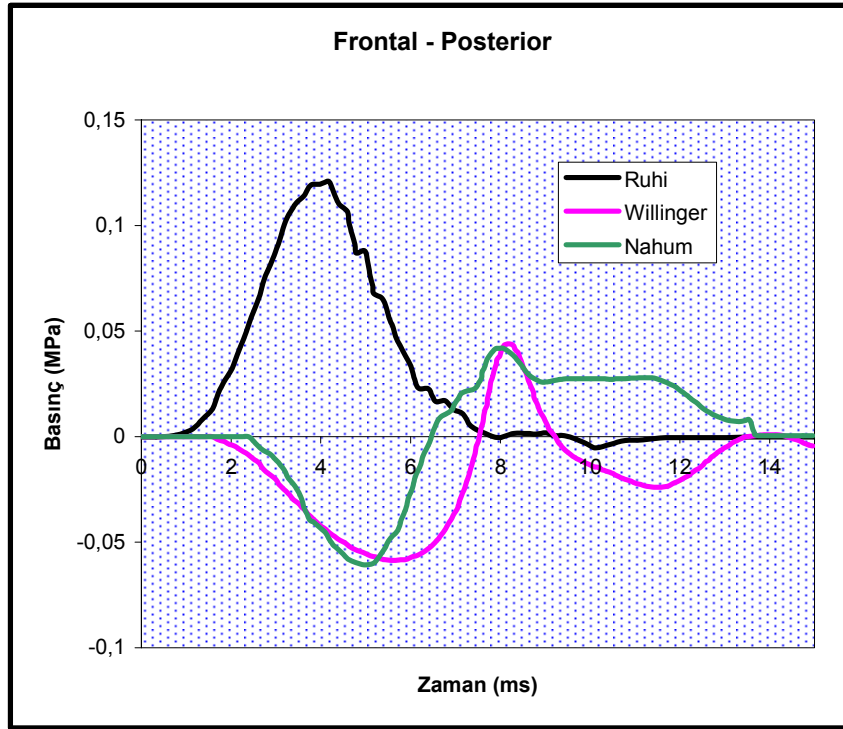
Tüm bölgelerdeki basınç değerleri, bu çalışmada kullanılan darbe hızının karşılaştırma yapılan literatürdeki darbe hızlarından daha büyük olduğu için diğerlerine göre daha yüksek çıkmıştır. Ayrıca yine tüm bölgeler için en yüksek değerlerin oluşması 0.5 – 0.8 ms önce gerçekleşmiş ve eğrileri bir miktar sola doğru kaydırmıştır. Bu durum Oksipital bölgede çok daha açık bir şekilde görülmektedir.



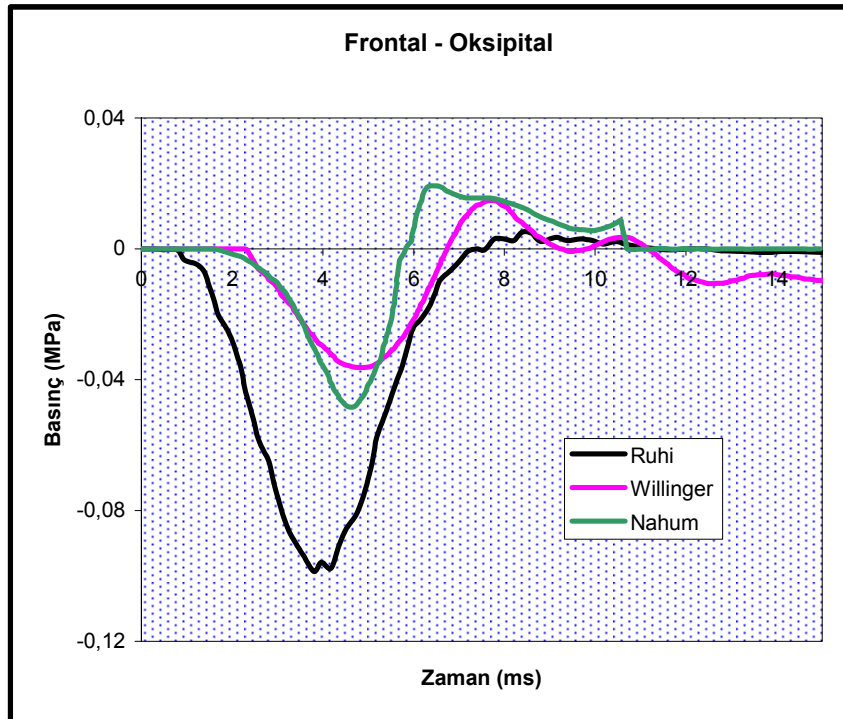
Şekil 17. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 18. Frontal darbede parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 19. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi

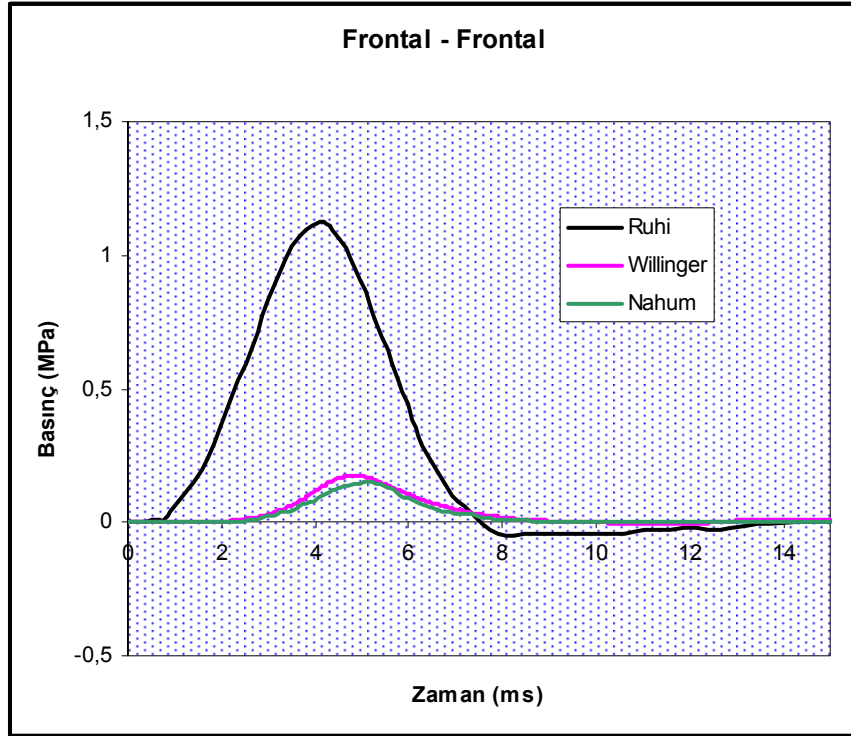


Şekil 20. Frontal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

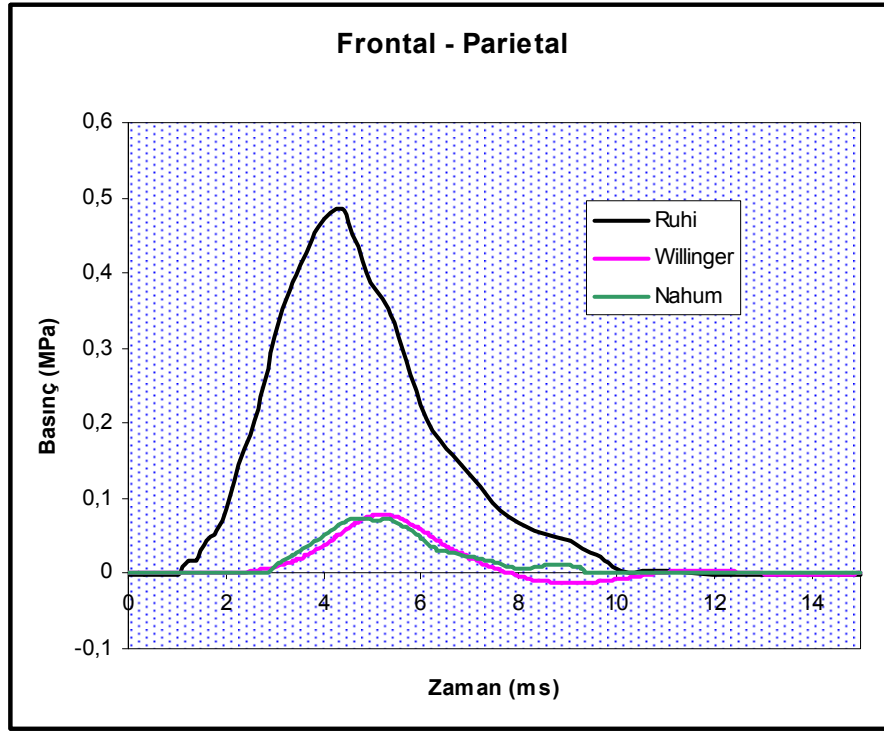
### 3.1.1.2. Elastik Beyin İçeren Model

Şekil 21 – 24, 5 mm eleman kalınlıklı elastik beyin içeren kafatasının dört farklı bölgesindeki basınç değişimlerini göstermektedir. Bu dört bölge için elde edilen eğriler beyin içermeyen kafatası çalışmalarından elde edilen eğrilerle benzer davranış göstermektedir. Maksimum pozitif basınç değeri yine 4 ms civarında frontal bölgede oluşurken maksimum negatif basınç değeri oksipital bölgede oluşmuştur.

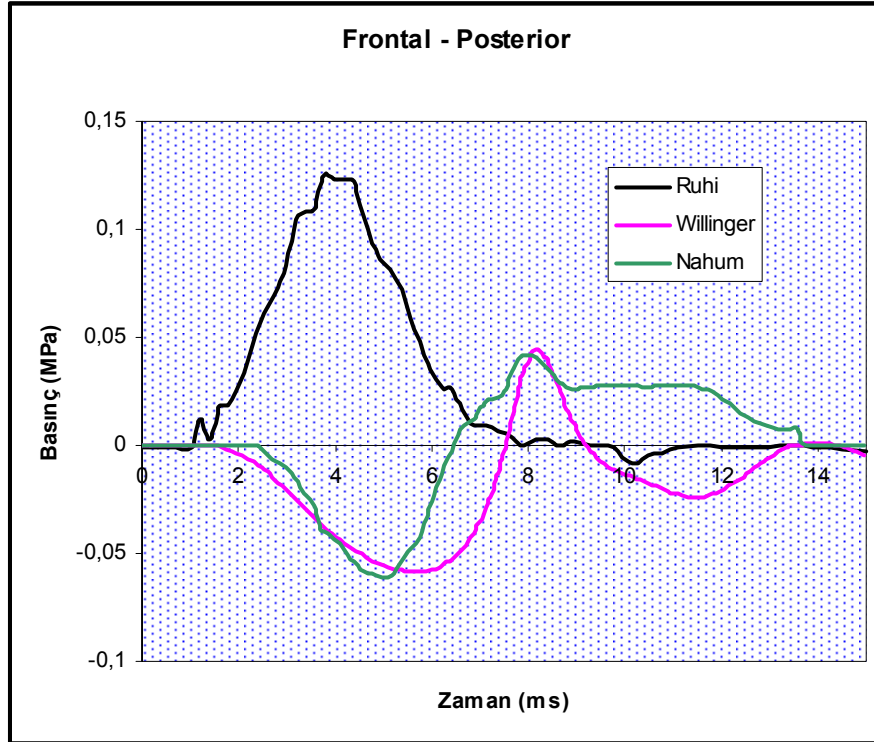
Şekillerden de görüldüğü gibi, en yüksek basınç değerleri 0.5 – 0.8 ms önceden oluşsa da posterior bölge dışındaki eğriler bir önceki beyin içermeyen kafatasının bulgularında olduğu gibi literatürdeki deneysel ve sayısal verilerle oldukça iyi bir uyum göstermektedir. Ancak posterior basınç değişimde (Şekil 23) aynı sebepten dolayı literatür verileri ile işaret açısından bir zıtlık olduğu görülmektedir.



Şekil 21. Frontal derbede frontal bölgedeki basının zamanla değişimi

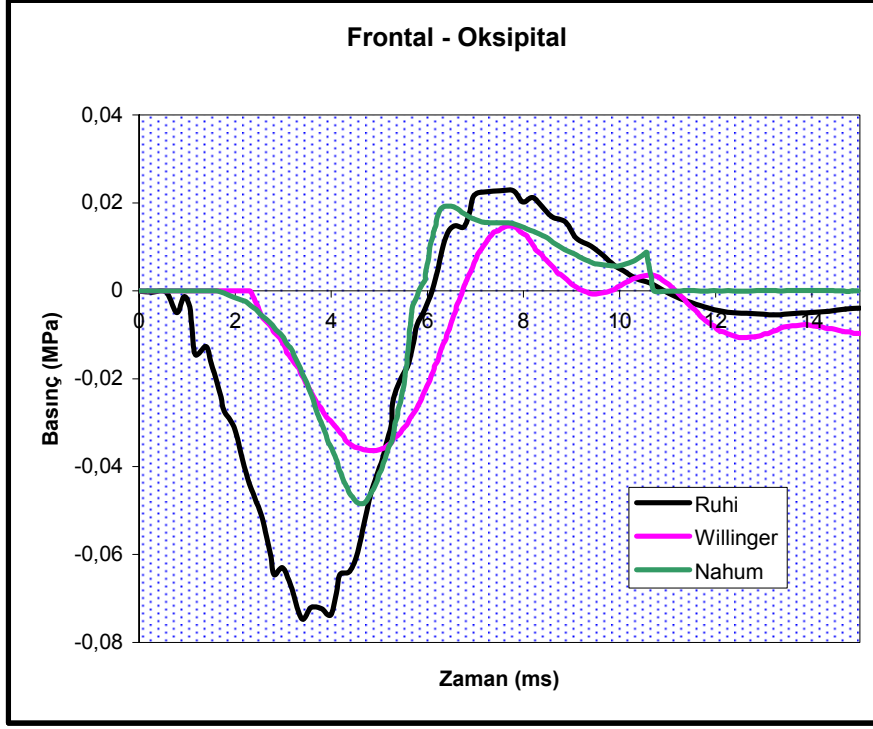


Şekil 22. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 23. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi

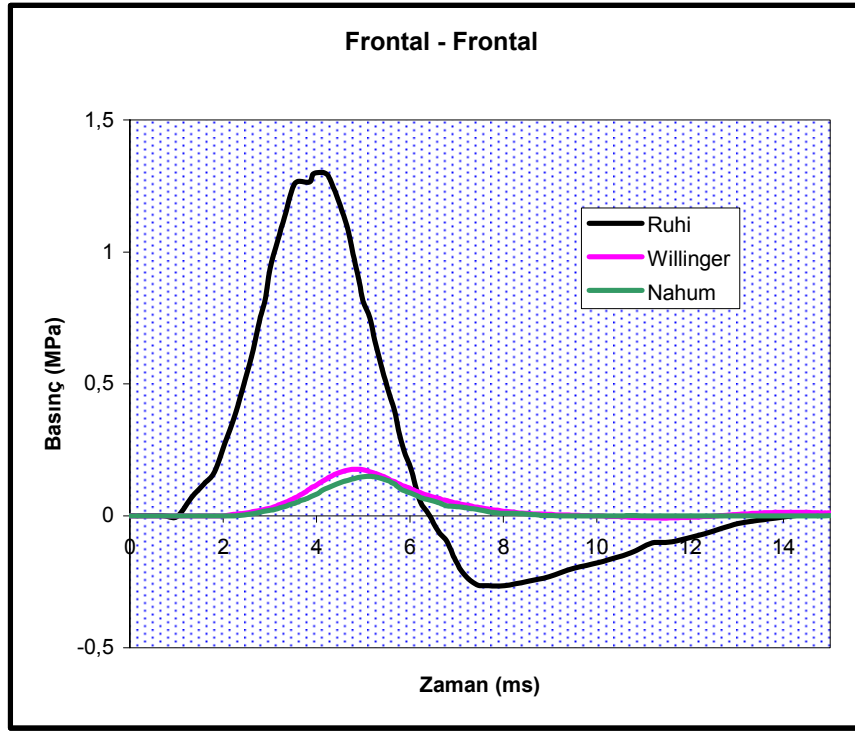




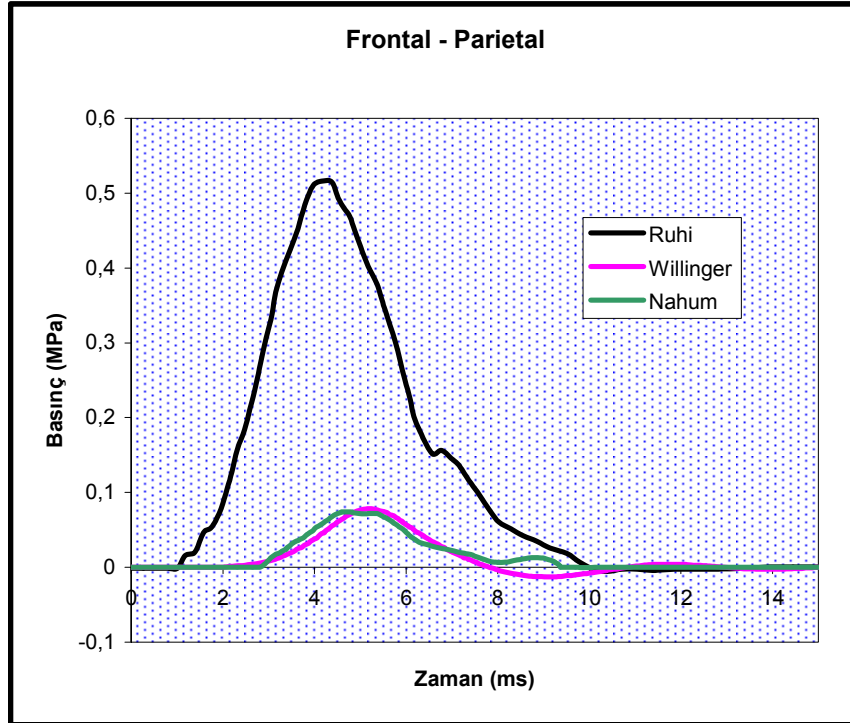
Şekil 24. Frontal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

### 3.1.1.3. Viskoelastik Beyin İçeren Model

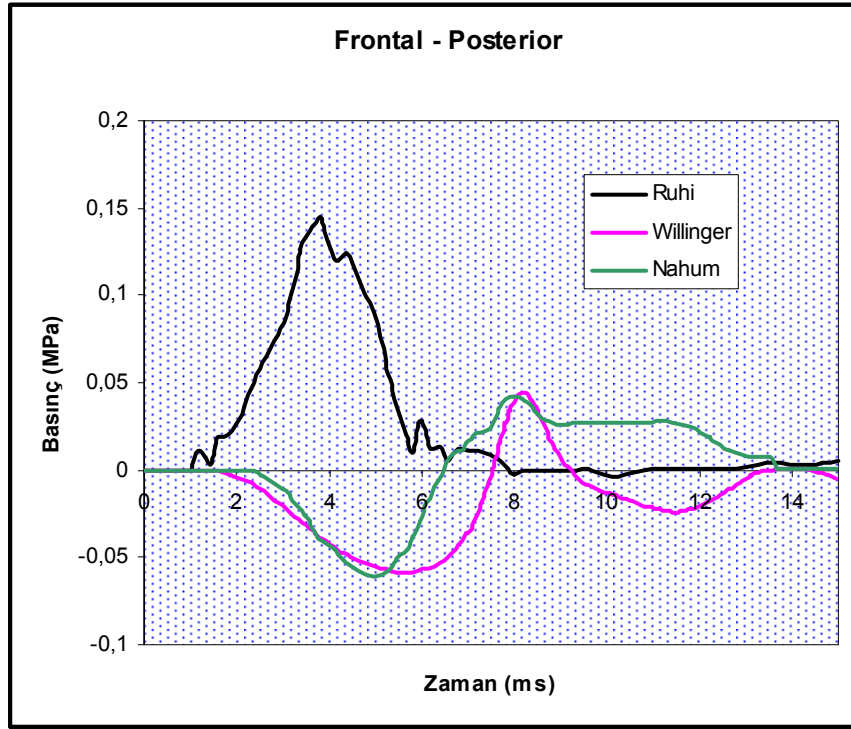
Viskoelastik malzeme modeline sahip beyin içeren kafatasının basınç değişimleri Şekil 25 – 28’de gösterilmiştir. Beyin olmayan ve elastik beyinli kafatası için yapılan çalışmalarda verilen grafiklerden de görüldüğü gibi frontal, parietal ve oksipital bölgelerden alınan basınç değişimleri deneysel ve sayısal çalışmalardaki bulgularla uyum göstermektedir. Ancak öncekilerde olduğu gibi Şekil 27 ile gösterilen posterior basınç dağılımında yine bir farklılık oluşmuştur. Eğrilerin tüm karakterleri öncekilerdekine benzer şekilde oluşmuştur.



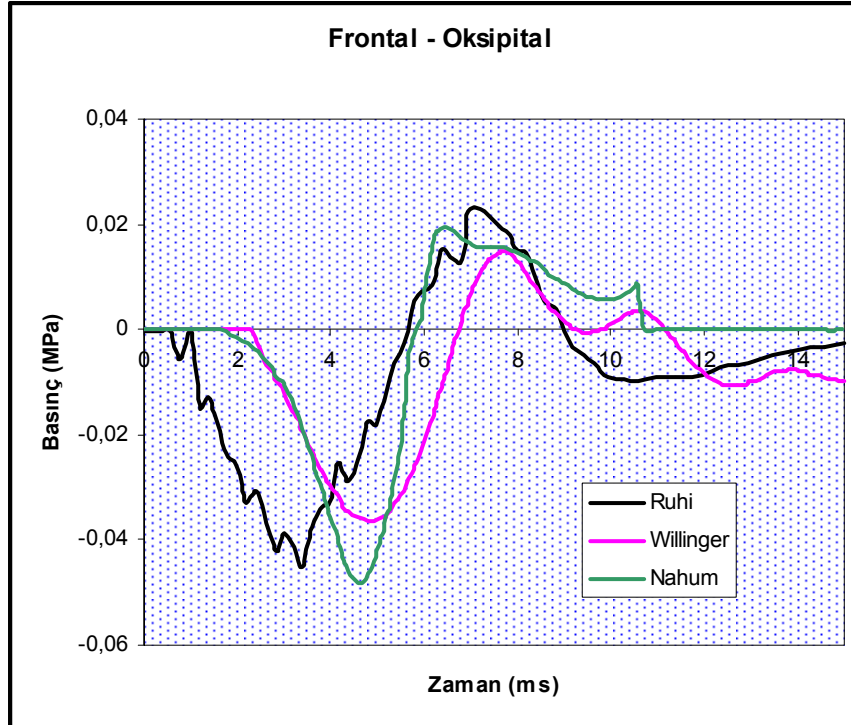
Şekil 25. Frontal darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 26. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 27. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi

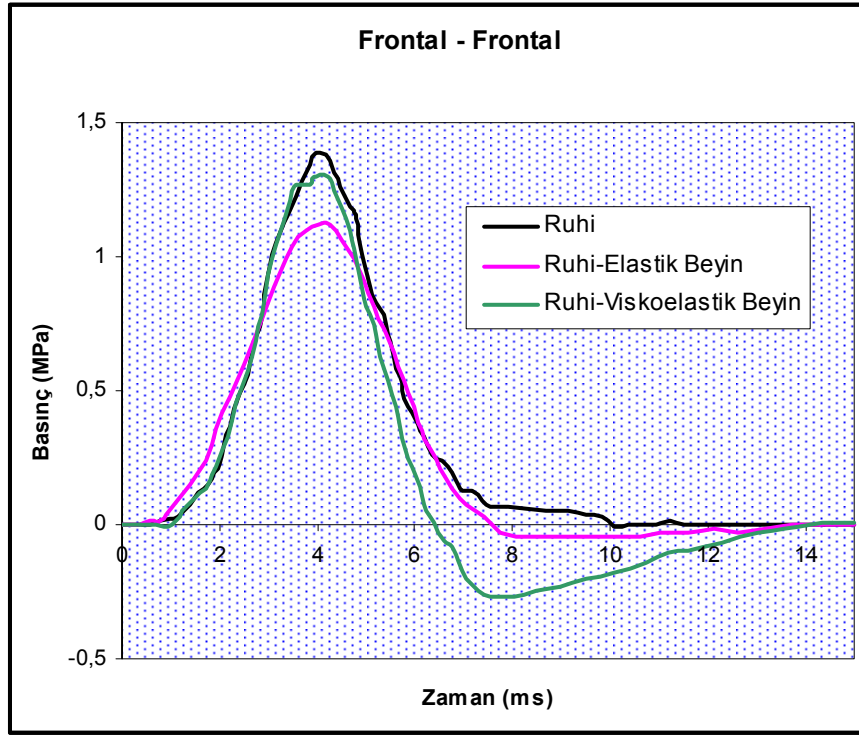


Şekil 28. Frontal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

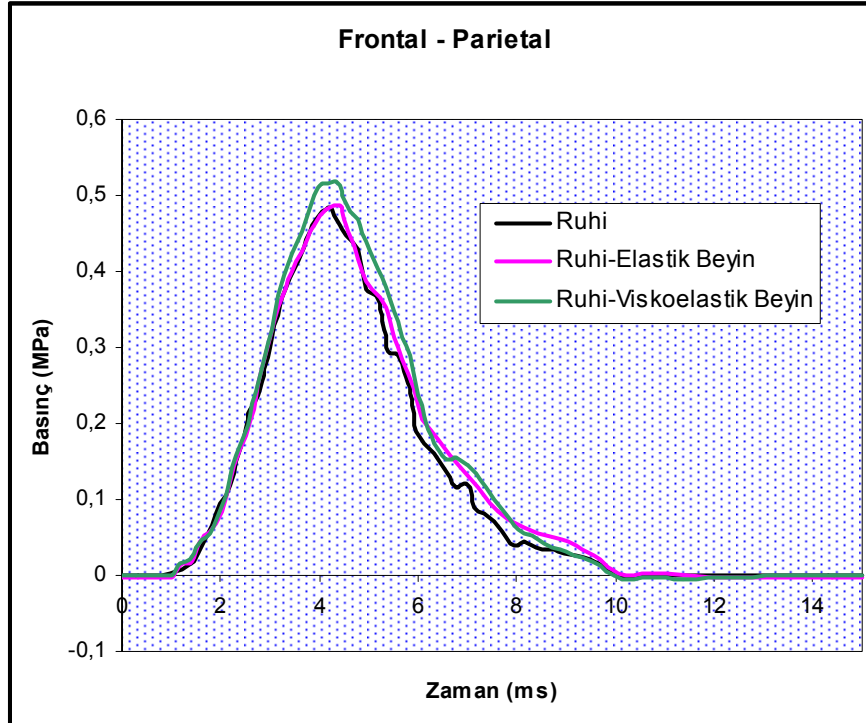
5mm eleman kalınlıklı kafatası modelinin elastik ve viskoelastik beyinli ve beyin olmayan durumlardaki değerlerinin karşılaştırılması Şekil 29 – 32’de yapılmıştır.

Şekil 29’da görüldüğü gibi frontal bölgeden alınan basınç değişiminde maksimum değer sade kafatası için 1.4 MPa iken, elastik beyinli haldeki değeri 1.1 MPa’a kadar düşmüştür. Böylece kafatası içinde bulunan organların modele eklenmesiyle basınç değerlerinde az da olsa bir azalmanın söz konusu olabileceği gösterilmiştir. Bu durum oksipital dağılımda daha net bir Şekilde ortaya çıkmaktadır. Ancak parietal ve posterior basınç değişim eğrileri ise neredeyse st üste örtüşmüş durumdadır. Viskoelastik beyinli modelin frontal bölgedeki basınç değişiminde elastik beyinli modele göre çok daha erken negatif basınç değerine geçtiği görülmüştür. Bu davranış Şekli viskoelastik malzemenin daha fazla enerji tutma özelliğine sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Aynı durum oksipital basınç değişimi için de geçerlidir.

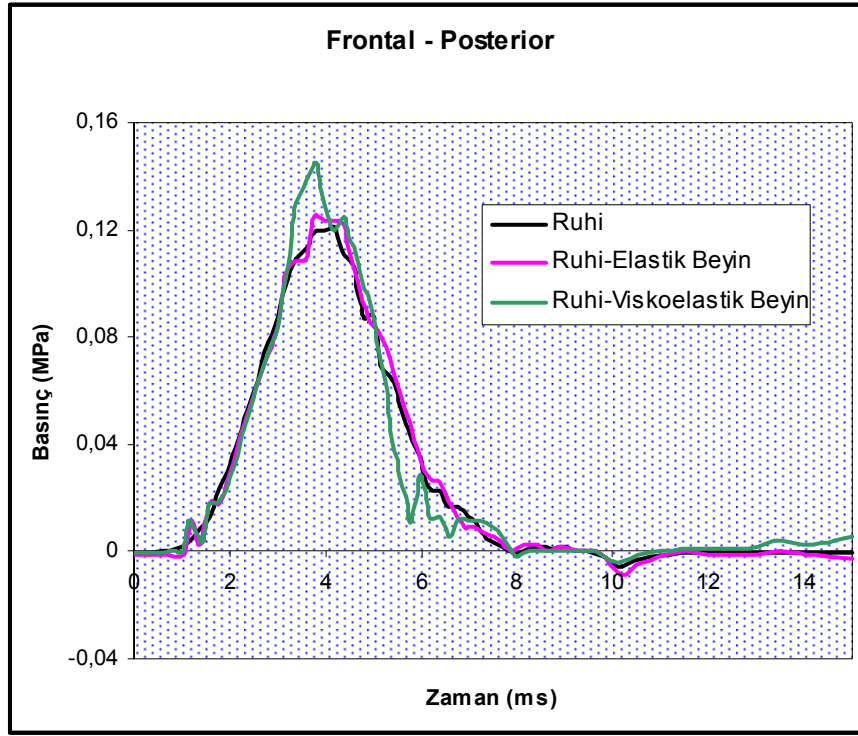
Frontal darbenin yapıldığı yerin tam zıttı olan oksipital bölgeden alınan basınç değişimleri incelendiği zaman beyin içermeyen kafatasından alınan maksimum negatif basınç değeri -0.089 MPa iken, viskoelastik kafatasından alınan maksimum negatif basınç değeri -0.02 MPa olarak görülmektedir. Pozitif basınç değeri incelendiği zaman beyin içermeyen kafatası bulgularında analiz boyunca herhangi bir pozitif değer görülmezken elastik ve viskoelastik beyinli modellerden deneysel ve sayısal karşılaştırma verileri ile uyumlu olarak (Şekil 24 ve 28) pozitif basınç değerleri alınmıştır.



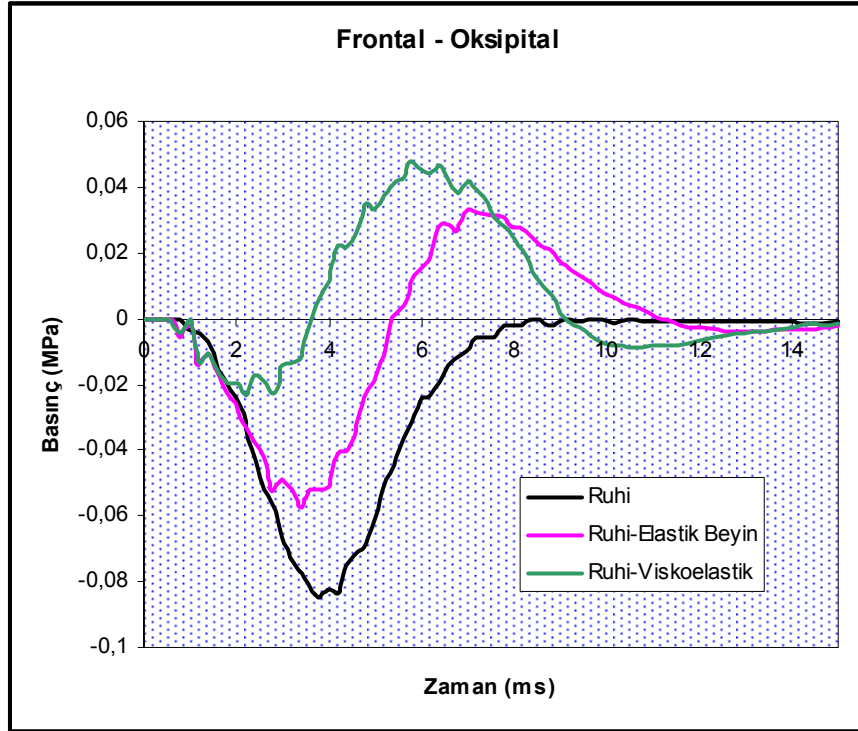
Şekil 29. Frontal darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 30. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



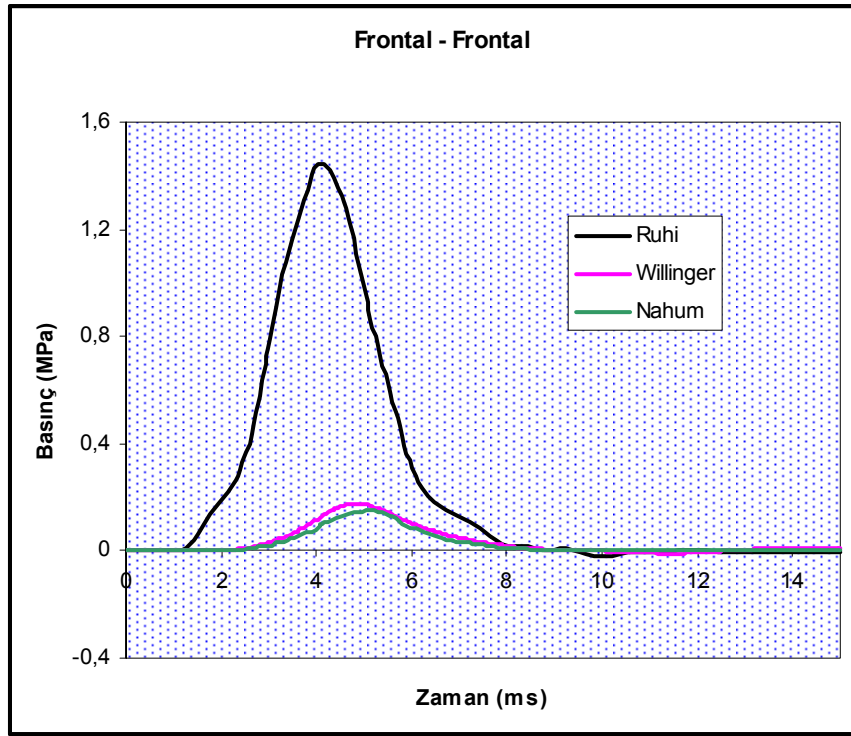
Şekil 31. Frontal darbede posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



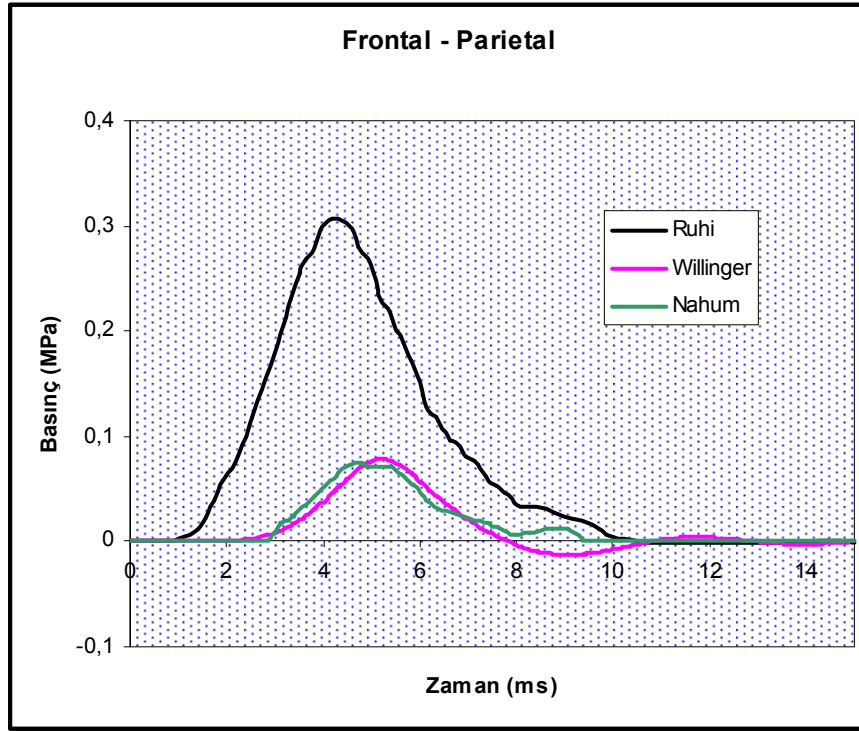
Şekil 32. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

### 3.1.2. 7 mm Eleman Kalınlıklı Kafatası Bulguları

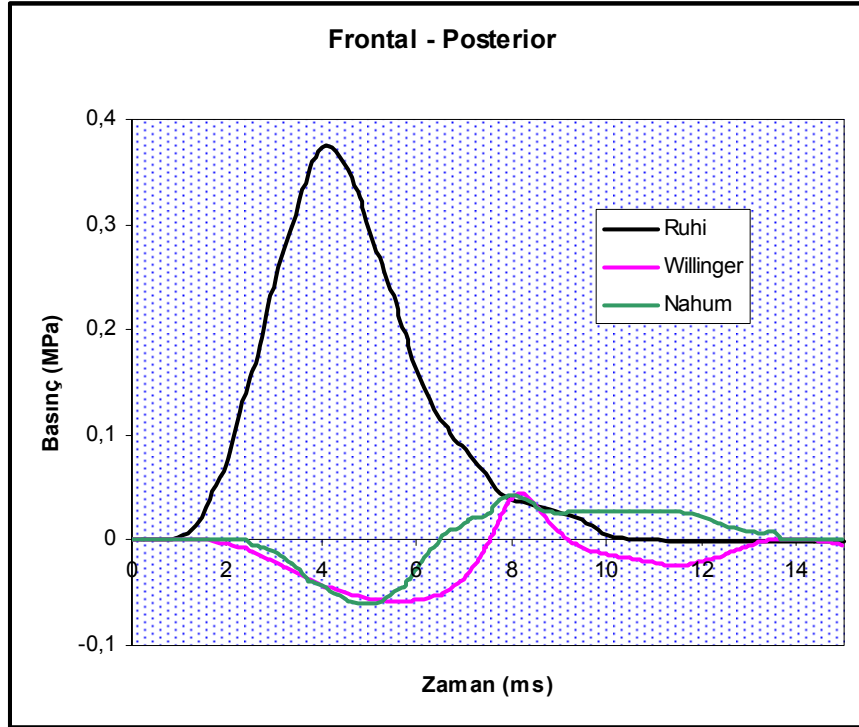
Bu bölümde kafatası kalınlığı 7 mm alınarak bir önceki bölümdeki çalışmalar aynen tekrarlanmıştır. Beyin içermeyen kafatası modelinden elde edilen bulgular Şekil 33 – 36’da verilirken, elastik ve viskoelastik beyin ilaveli kafatası modelleri için basınç dağılımları sırasıyla Şekil 37 – 40’da ve Şekil 41 – 44’de gösterilmiştir. Son olarak da her üçünün bir arada yer aldığı grafikler Şekil 45 – 48 arasında gösterilmiştir. Bu grafikler daha açık bir şekilde göstermiştir ki kafatasındaki basınç değerleri kafatasının içindeki diğer organların kafatası modeline ilave edilmemesine pek bağlı değildir.



Şekil 33. Frontal derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi

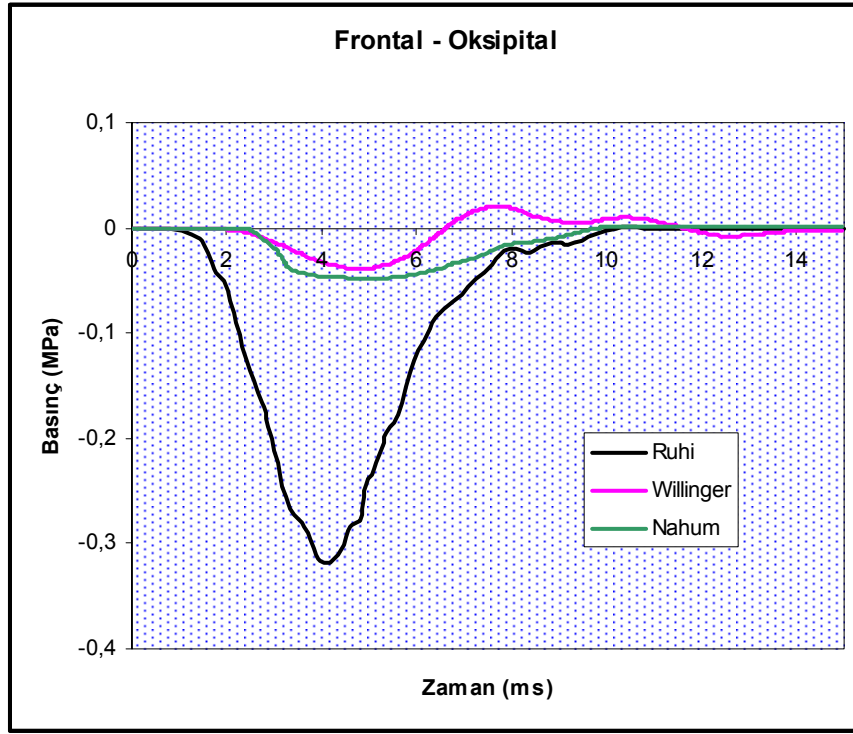


Şekil 34. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değışimi

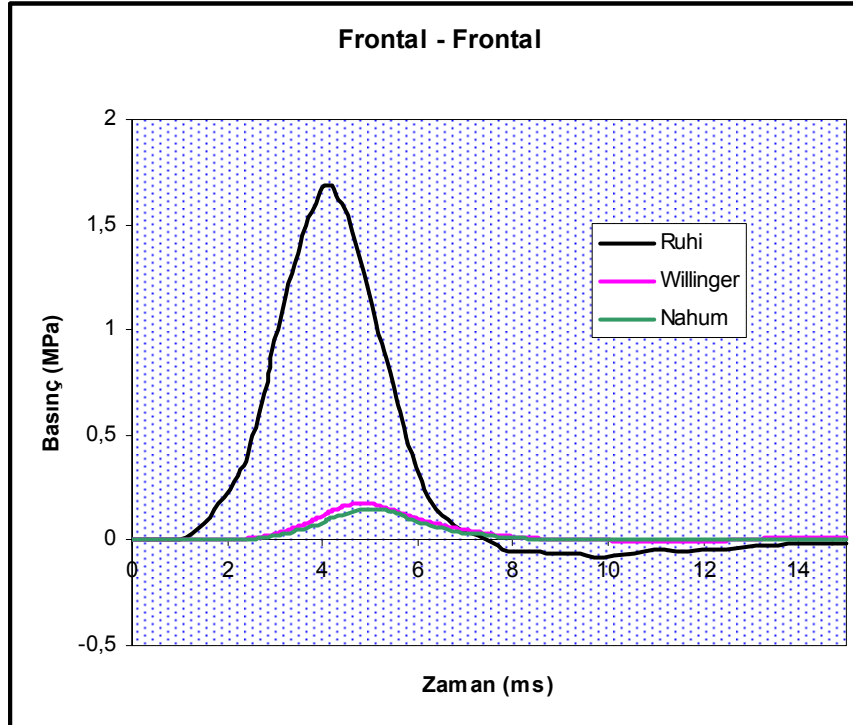


Şekil 35. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değışimi

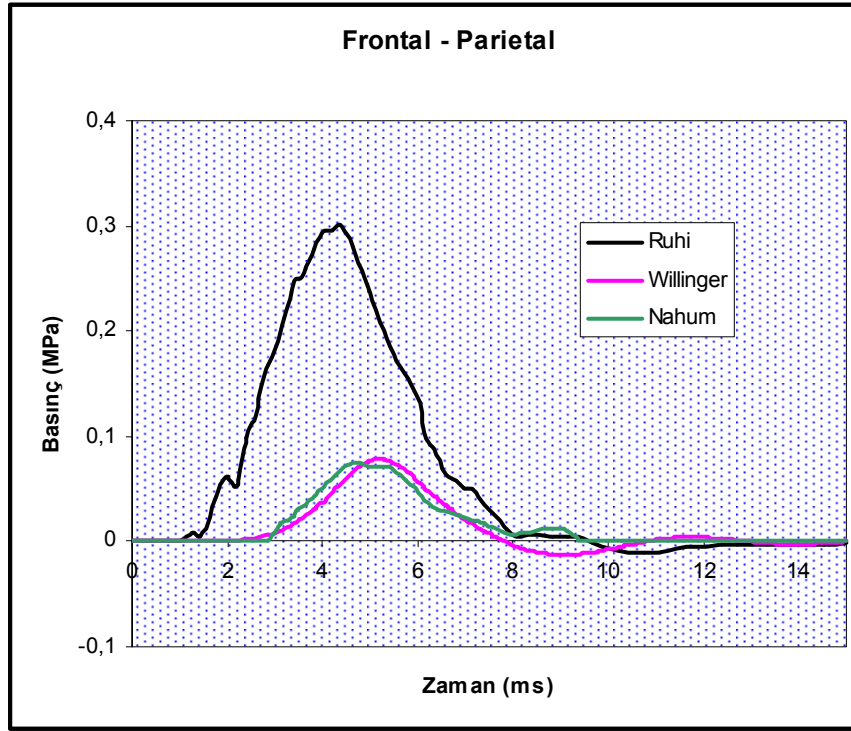




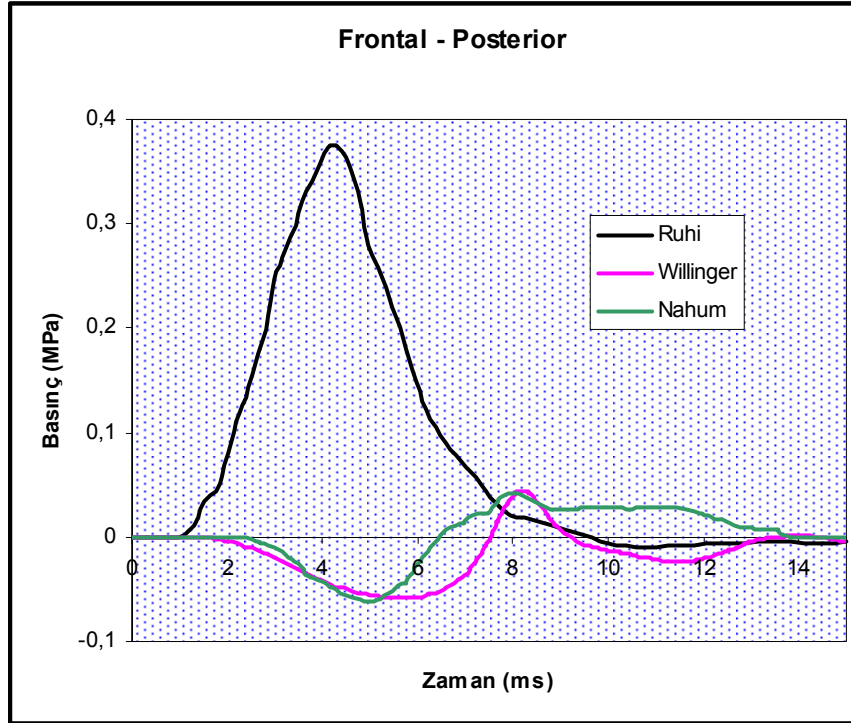
Şekil 36. Frontal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi



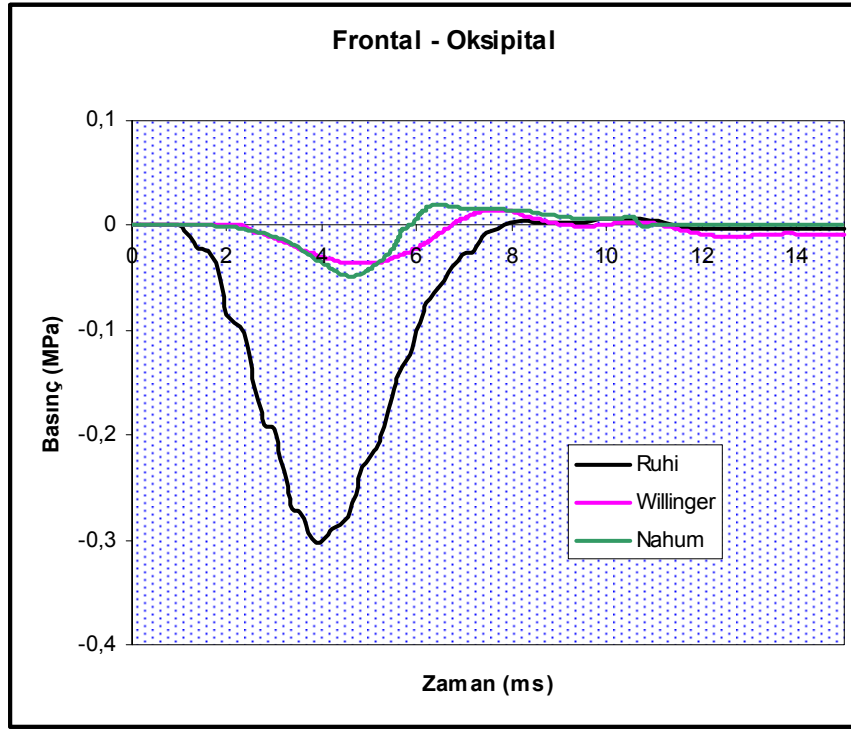
Şekil 37. Frontal darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



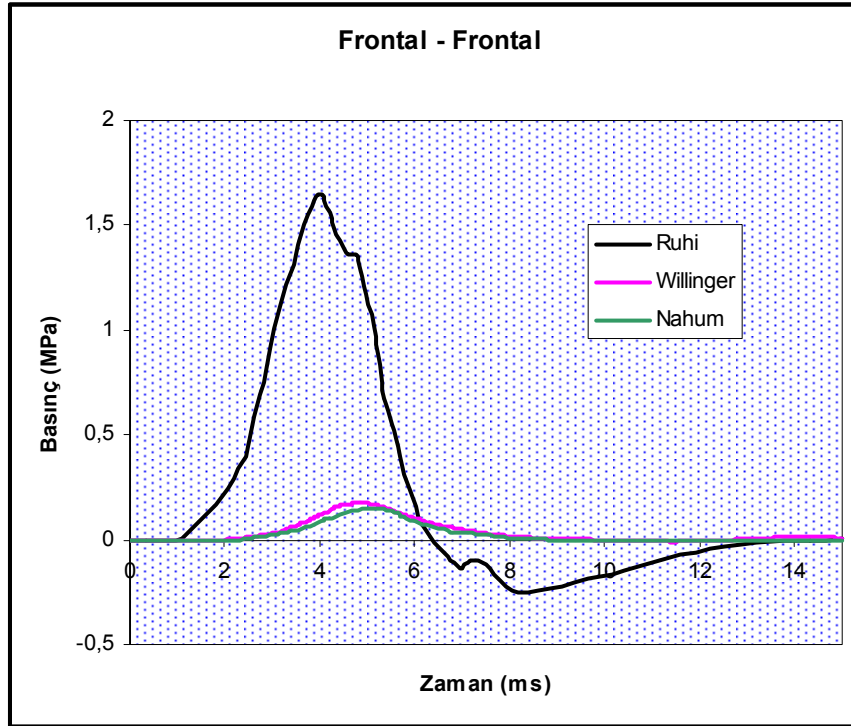
Şekil 38. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



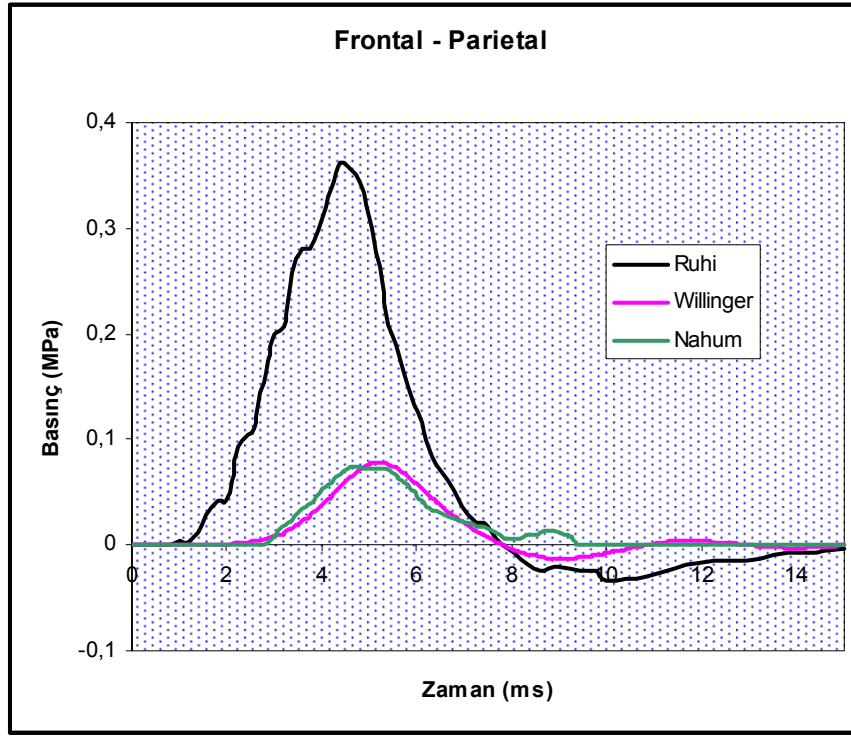
Şekil 39. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



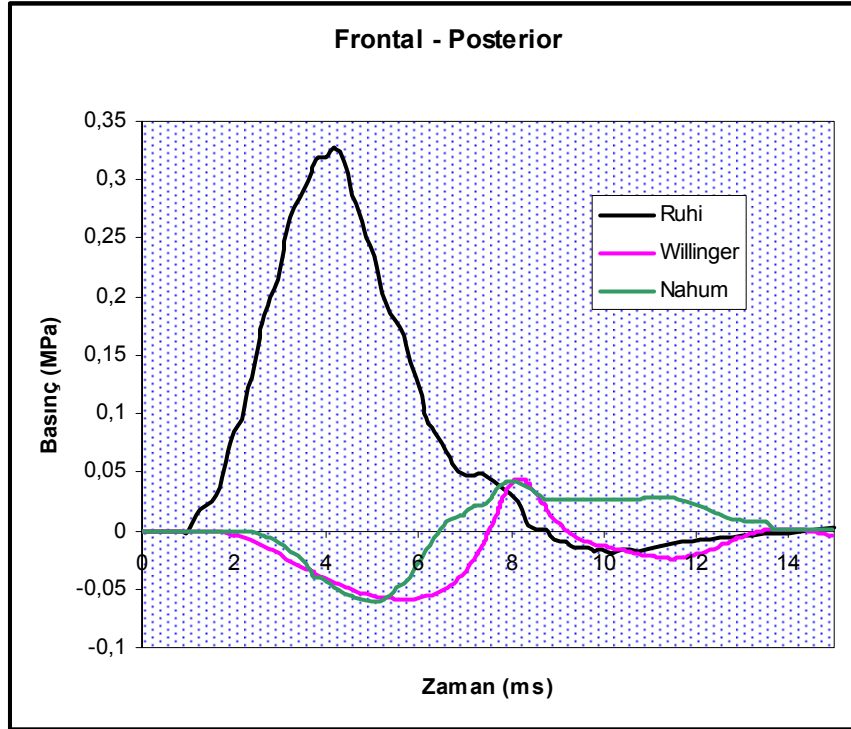
Şekil 40. Frontal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi



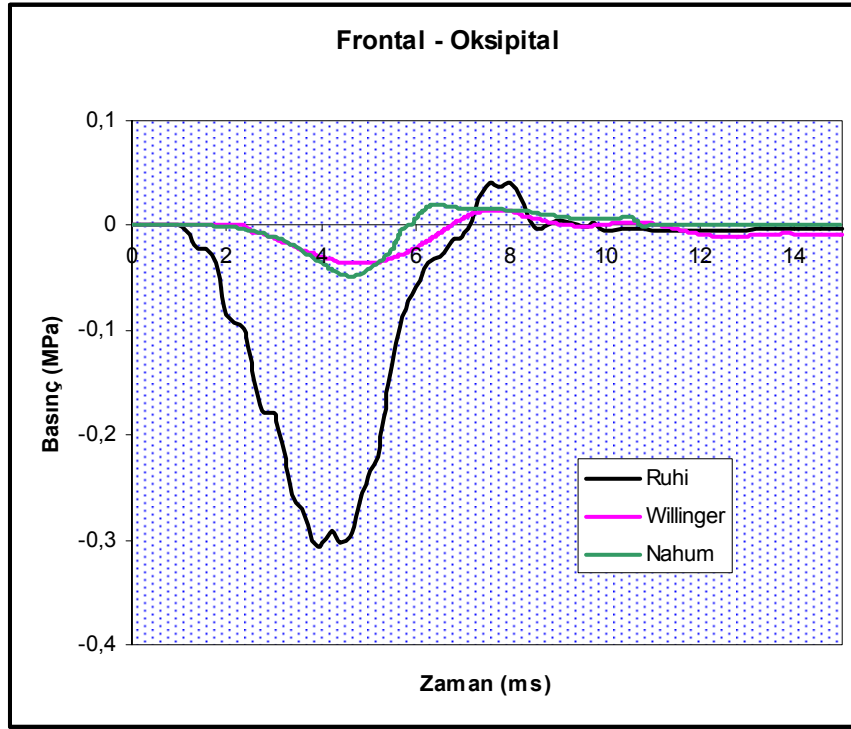
Şekil 41. Frontal darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



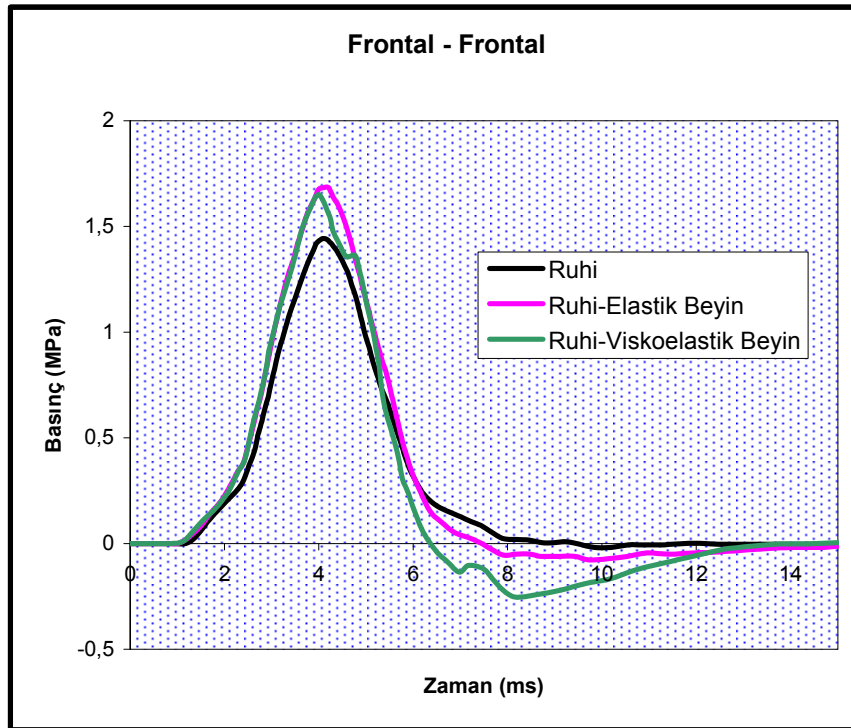
Şekil 42. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



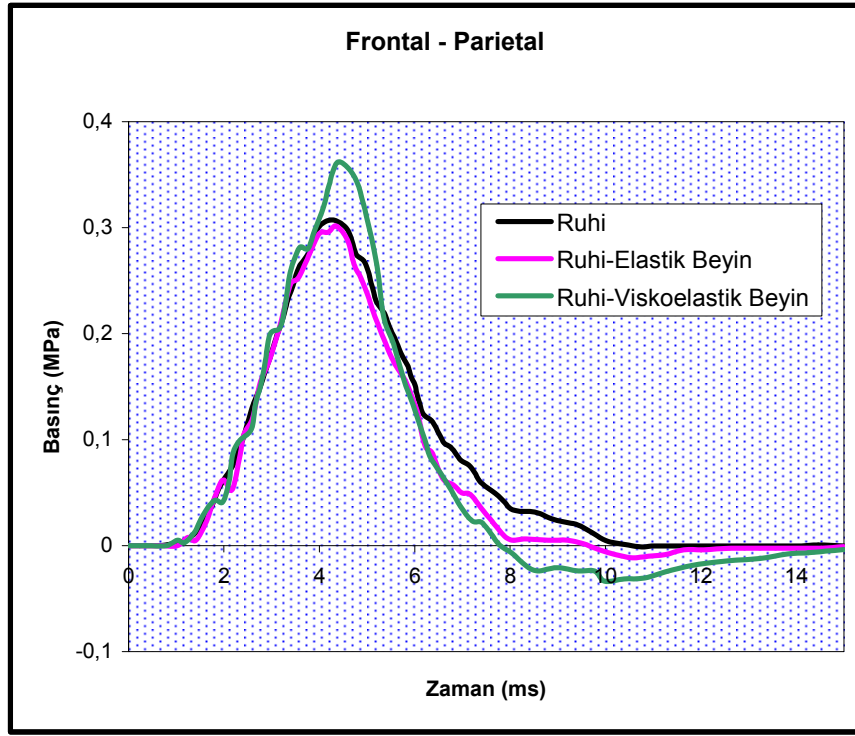
Şekil 43. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



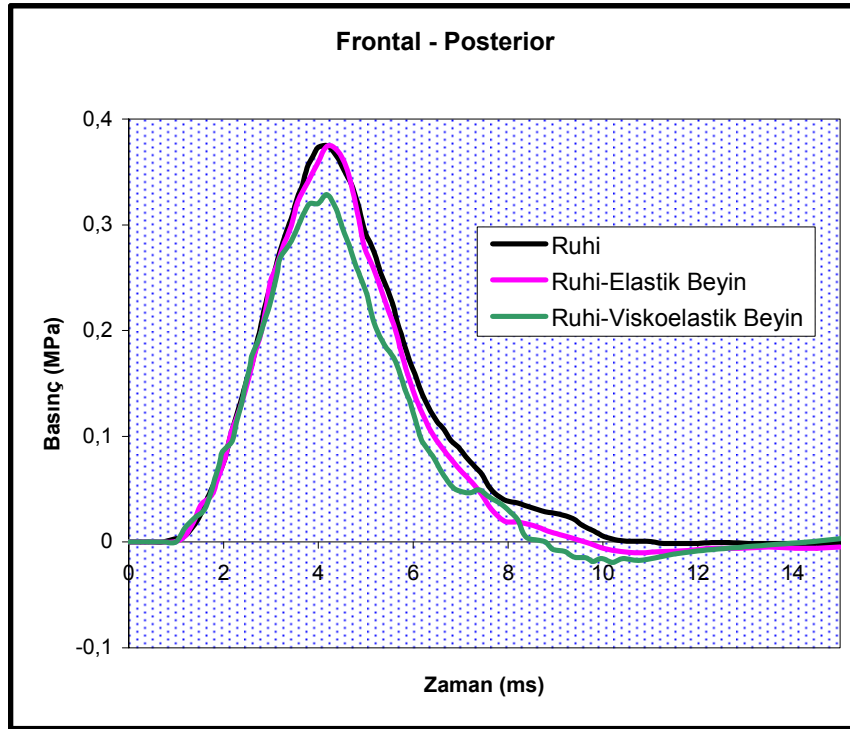
Şekil 44. Frontal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi



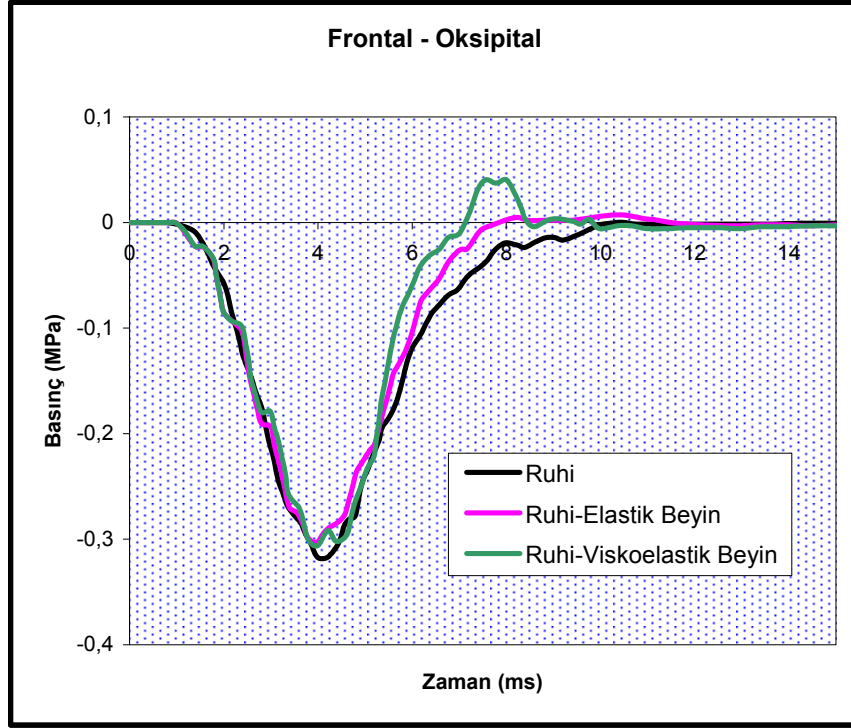
Şekil 45. Frontal darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 46. Frontal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi

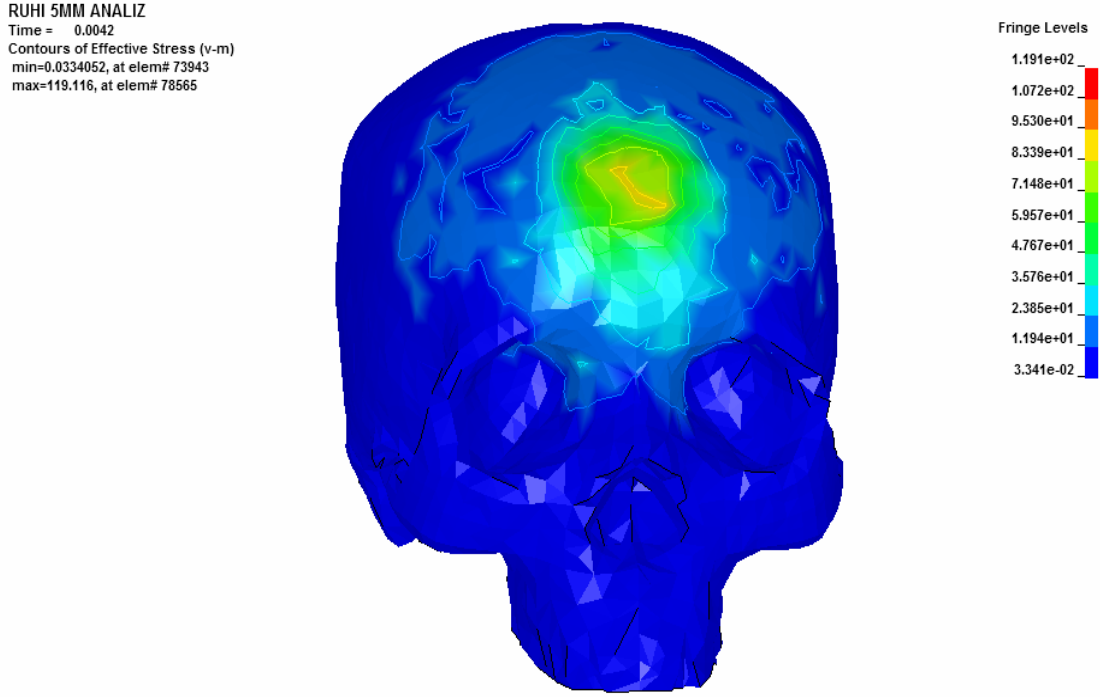


Şekil 47. Frontal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 48. Frontal darbede oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

Frontal bölgeden yapılan darbenin etkisiyle elde edilen en yüksek basınç değerinin oluştuğu 4.2 ms anında meydana gelen von-Mises gerilme dağılımı Şekil 49'da verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi kafatasında oluşan maksimum von-Mises gerilmesi 119.1 MPa, minimum ise 0.033 MPa olarak elde edilmiştir. Ayrıca kafatası geometrisinden dolayı gerilmenin frontal bölgede geniş bir alana dağıldığı görülmektedir.



Şekil 49. Frontal darbeye kafatasındaki von-Mises gerilme dağılımı

### 3.1.3. Beyin Bulguları

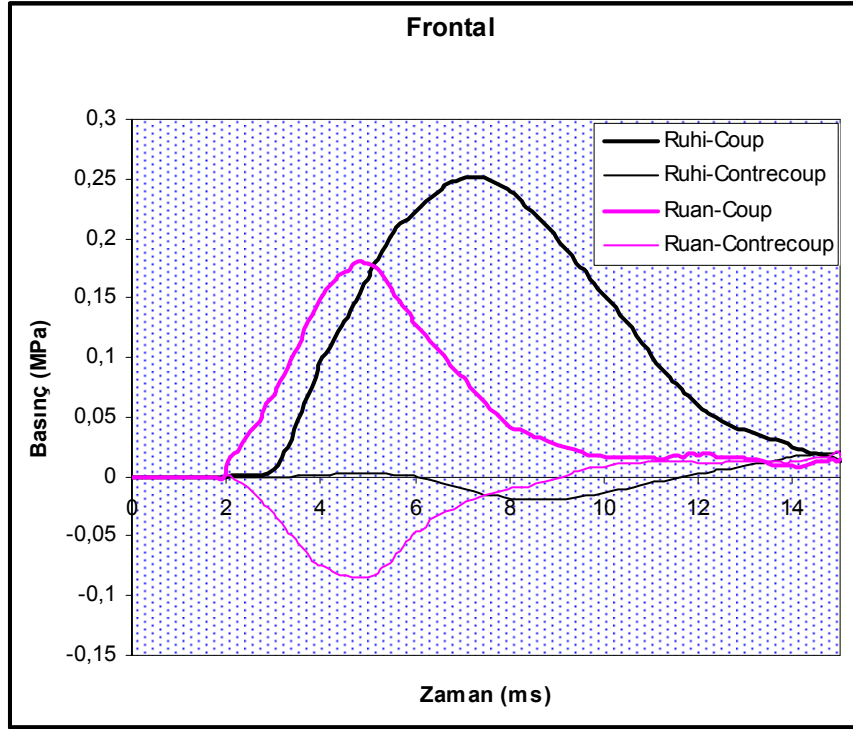
Frontal bölgeden yapılan darbe sonucu 5 mm eleman kalınlıklı kafa modelinden sırasıyla elastik ve viskoelastik beyinde oluşan basınç değişimleri incelenmiş ve Ruan'ın (1994) elde ettiği sayısal bulgularla Şekil 50'de karşılaştırılmıştır. Bu yapılan karşılaştırma sonunda modelimiz iki farklı sayısal çalışmanın değeri alınarak tekrar analiz edilmiş ve bu değerler Şekil 51 ve 52'de gösterilmiştir.

Şekil 50'de görüldüğü gibi elastik beyinde frontal darbenin yapıldığı bölgeden alınan eleman değeri "coup", onun tam zıttı olan bölgeden alınan eleman değeri ise "contrecoup" olarak ifade edilmiştir. Literatür değerlerinde olduğu gibi teorik olarak darbenin yapıldığı

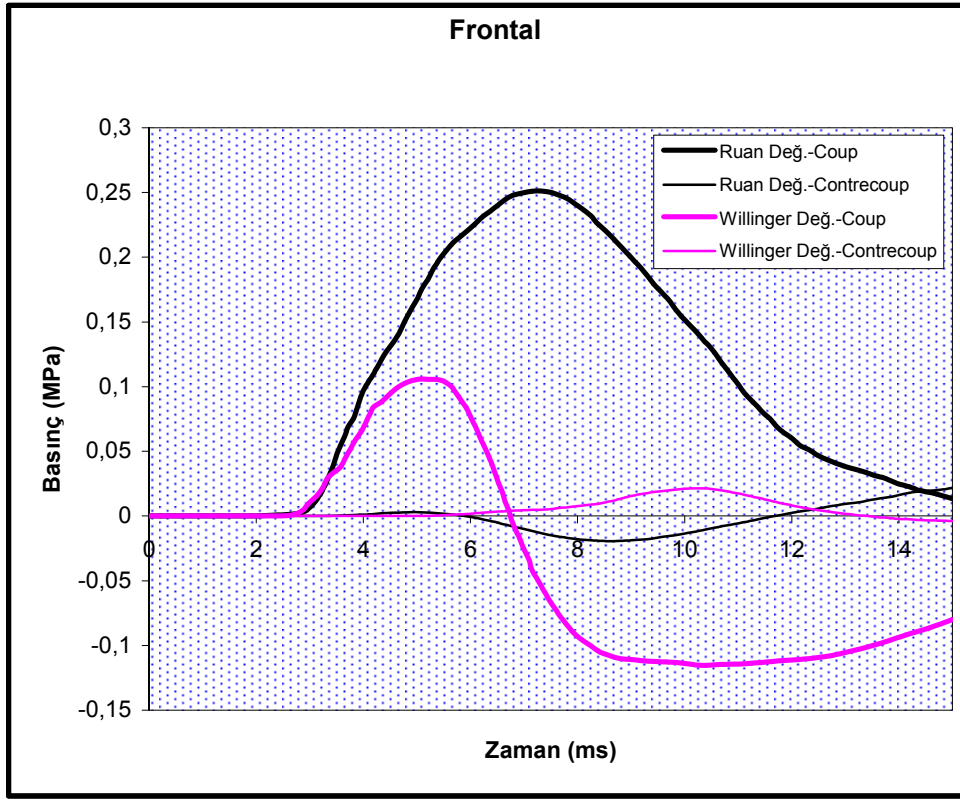


bölgede (coup) pozitif basınç değeri onun tam zıttında ise negatif basınç değeri beklenmektedir. Çalışmada kullanılan modelden alınan sonuçlar incelendiği zaman da bu ilişkinin elastik beyin için sağlandığı açıkça görülmektedir. Fakat, malzeme özelliklerini kullanarak karşılaştırma yaptığımız sayısal çalışma olan Ruan'ın değerlerinde viskoelastik malzeme modeli için beklenen sonuçlar alınamamıştır. Viskoelastik malzeme modelinin elastik malzemeye göre daha fazla gerilme değeri vermesi beklenirken daha az olarak sonuç alınmıştır.

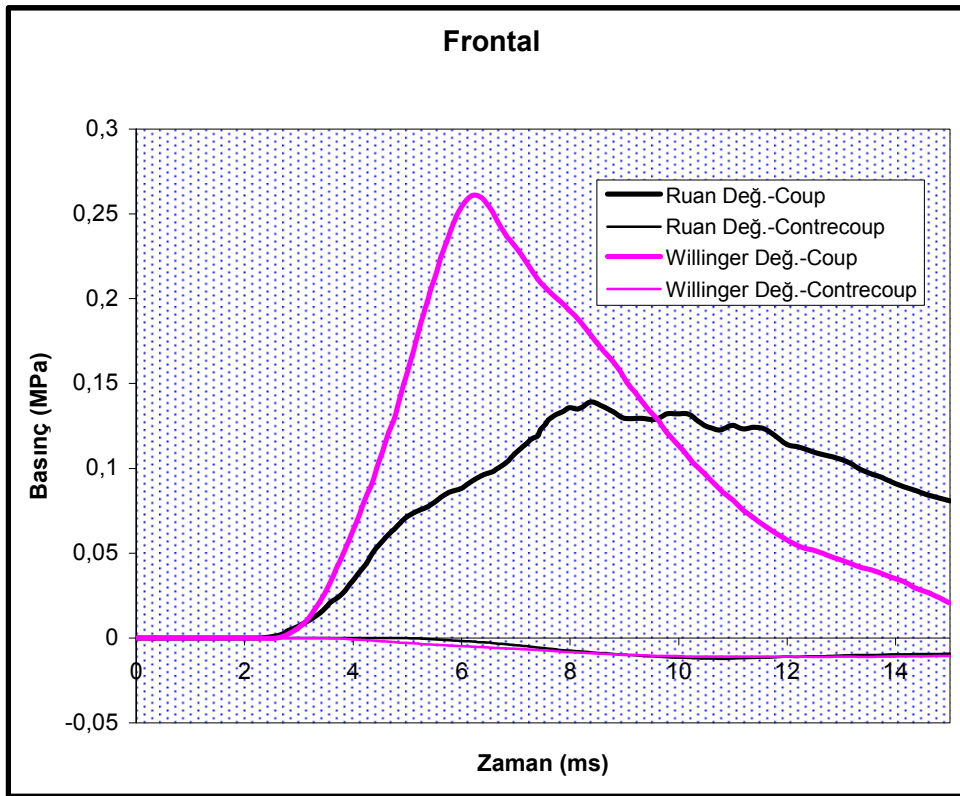
Şekil 51 ve 52'de görüldüğü gibi bu sefer iki farklı sayısal çalışmanın malzeme modellerini kullanarak ruhi analiz edilmiş ve istediğimiz davranış şekli Willinger'in değerleri alınarak yapılan analizde elde edilmiştir.



Şekil 50. Frontal darbede elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi

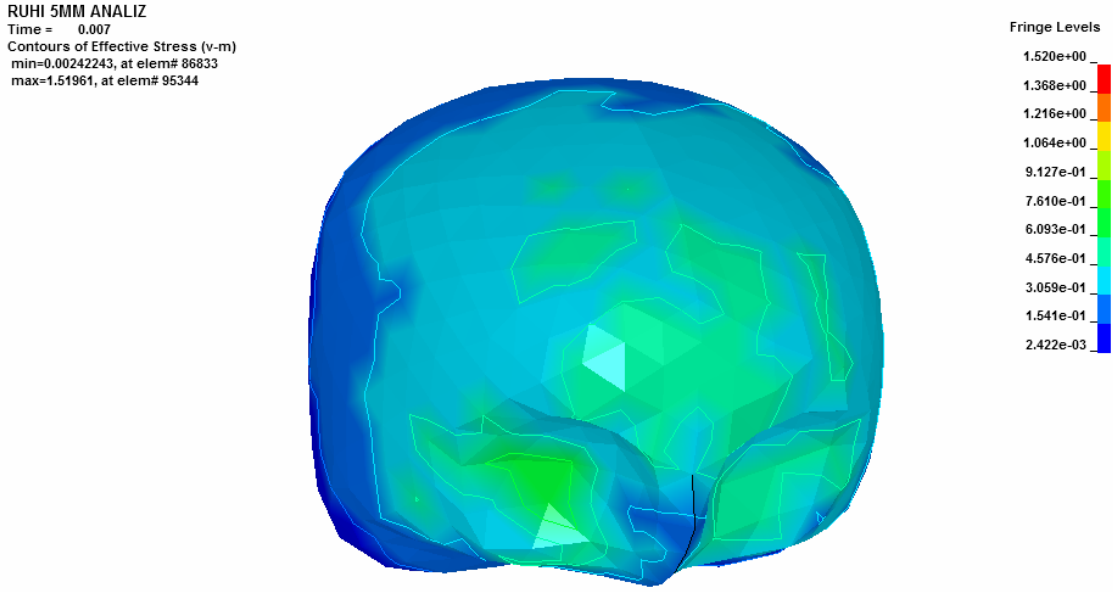


Şekil 51. Frontal darbeye elastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi

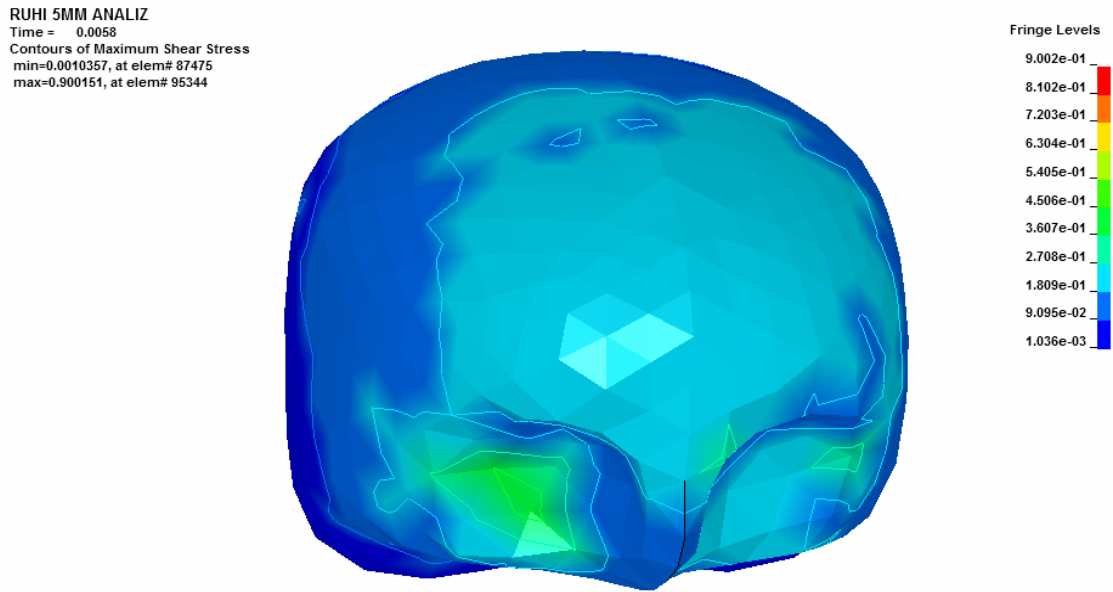


Şekil 52. Frontal darbeye viskoelastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi

Şekil 53’de frontal darbe ile beyinde oluşan von-Misses gerilmesi kontur olarak verilmiştir. Kafatasında olduğu gibi gerilmenin beyinde de geniş bir alana dağıldığı görülmektedir. En yüksek beyin basınç değerinin elde edildiği 7 ms’de oluşan von-Misses gerilme değerleri ön loblarda maksimum 1.52 MPa iken yan loblarda ise 0.0024 MPa olarak en küçük değerini almıştır. Literatürde belirtildiği gibi beynin hasarı için en tehlikeli gerilme olan kayma gerilmesi bu çalışmada da diğer tüm gerilmeler arasında en büyük değeri alan gerilme olmuştur (Şekil 54).



Şekil 53. Frontal darbeye beyindeki von-Misses gerilme dağılımı

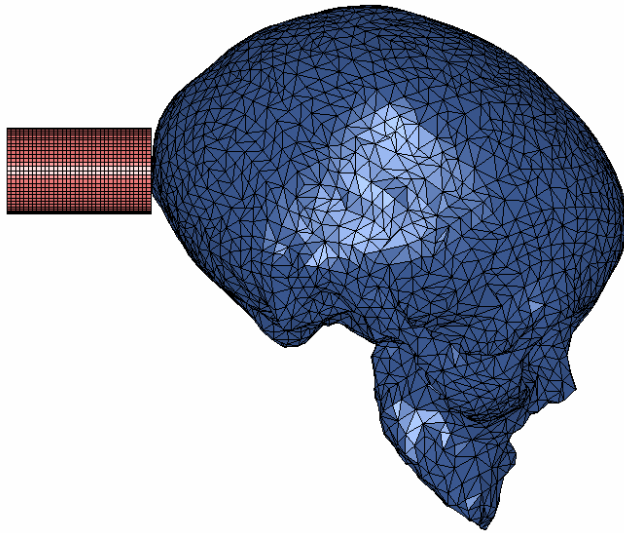


Şekil 54. Frontal darbeye beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı

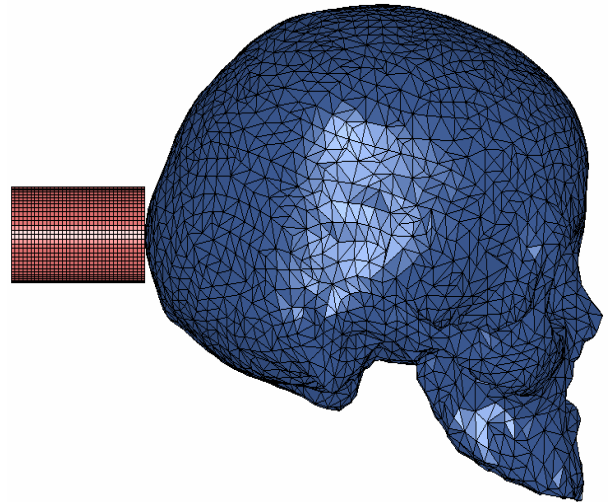
### 3.2. Oksipital Darbe

Bu kısımdaki model oksipital bölgeden darbe yapılarak analiz edilmiştir. Modeldeki hem kafatası hem de beyin sadece 5 mm kalınlıklı elemanlardan oluşturulmuştur. Model yine sadece kafatası, kafatası + elastik beyin + BOS ve kafatası + viskoelastik beyin + BOS elemanlarından oluşturulmuştur. Ancak burada frontal darbeden farklı olarak, impaktör hem düz hem de açılı haldeki kafaya çarptırılarak (Şekil 55) her üç model için veriler elde edilmiştir. Ayrıca, frontal darbede her bir bölge (frontal, oksipital, posterior ve parietal) için seçilen elemanlar burada da tercih edilerek kafatasının açılı ve düz darbe durumlarını karşılaştırma imkanı oluşturulmuştur.

Aşağıdaki bölümlerde hem kafatasının hem de beynin düz ve açılı olduğu durumlardaki bulgular verilmiştir.



(a) Açılı Kafa



(b) Düz Kafa

Şekil 55. Düz ve açılı kafa modeli

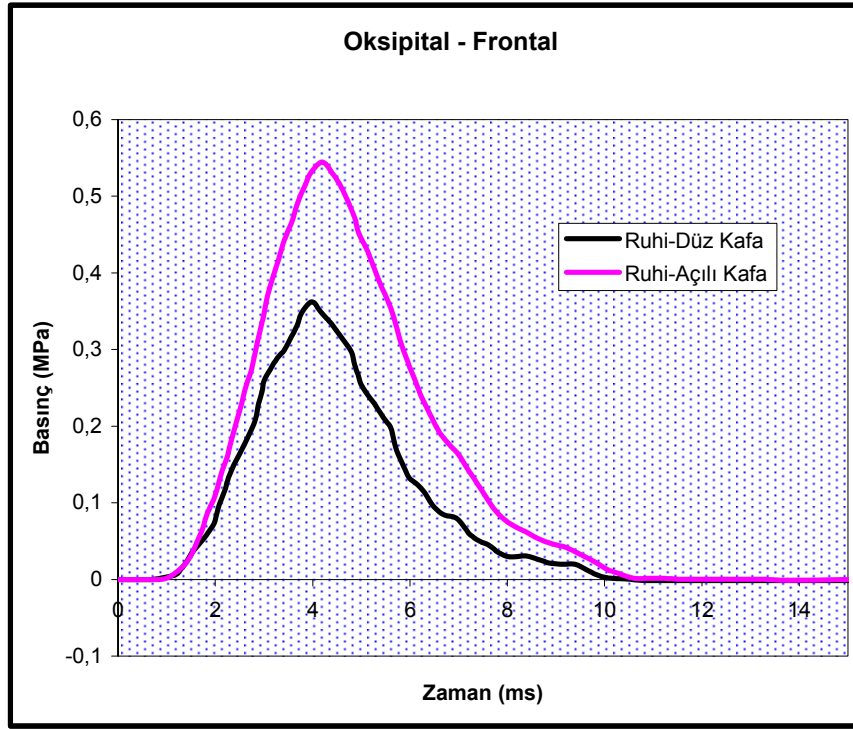
### 3.2.1. Kafatası Bulguları

#### 3.2.1.1. Beyin İçermeyen Model

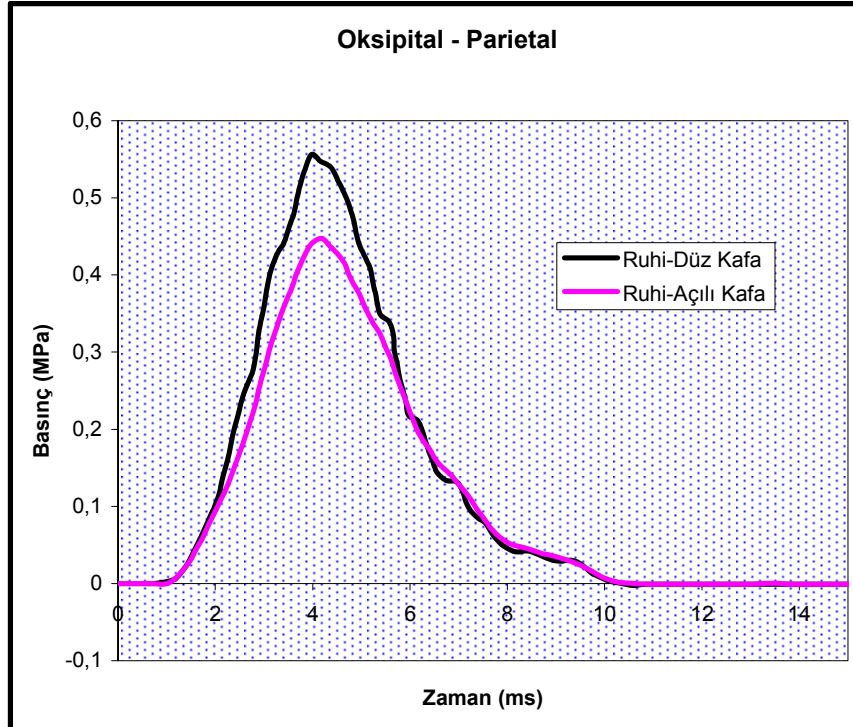
Burada oksipital bölgeden yapılan darbeye düz ve açılı kafa modelinden kafatası için elde edilen basınç değişimleri Şekil 56– 59’da gösterilmiştir. Şekillerden bütün bölgelerde, kafatasının her iki kısmındaki basınç değerlerinde oluşan fark rahatlıkla görülebilmektedir. Özellikle oksipital bölgede (Şekil 59) iki konum arasındaki basınç değerlerinde yaklaşık 3 kat kadar bir farkın olduğu gözlenmiştir. Şekil 59’dan görüldüğü gibi düz pozisyondaki kafatasındaki basınç değerinin büyüklüğü 3.2 MPa olurken açılı kafatası için bu değer 1.1 MPa’da kalmıştır.

Ayrıca darbenin yapıldığı yer olan oksipital bölgede düz konumdaki kafatasından alınan basınç en büyük değer olurken (3.2 MPa) onun karşıt bölgesi olan frontal bölgeden alınan en büyük basınç değeri (0.54 MPa) bu defa açılı kafatasından alınmıştır.

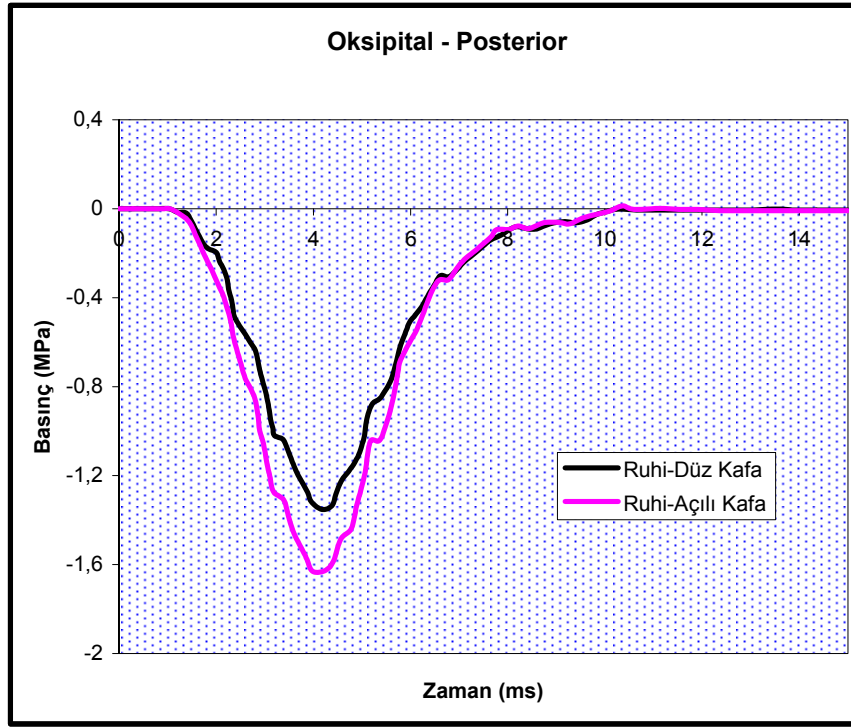
Bu yapılan analiz sonucu gözlemlenen en belirgin fark frontal darbe sonucunda alınan basınç değişimlerinde literatür verileri ile uyum göstermeyen tek bölge olan posterior bölgesindeki basınç değerlerinin (negatif basınç değerlerinin elde edilememesi) bu defa literatür verileriyle uyum göstermesi olmuştur. Buradan kafaya yapılan darbelerin yerleri değiştikçe alınacak olan basınç değerlerinin davranış şekillerinin de değişebileceği kanısına varılmaktadır.



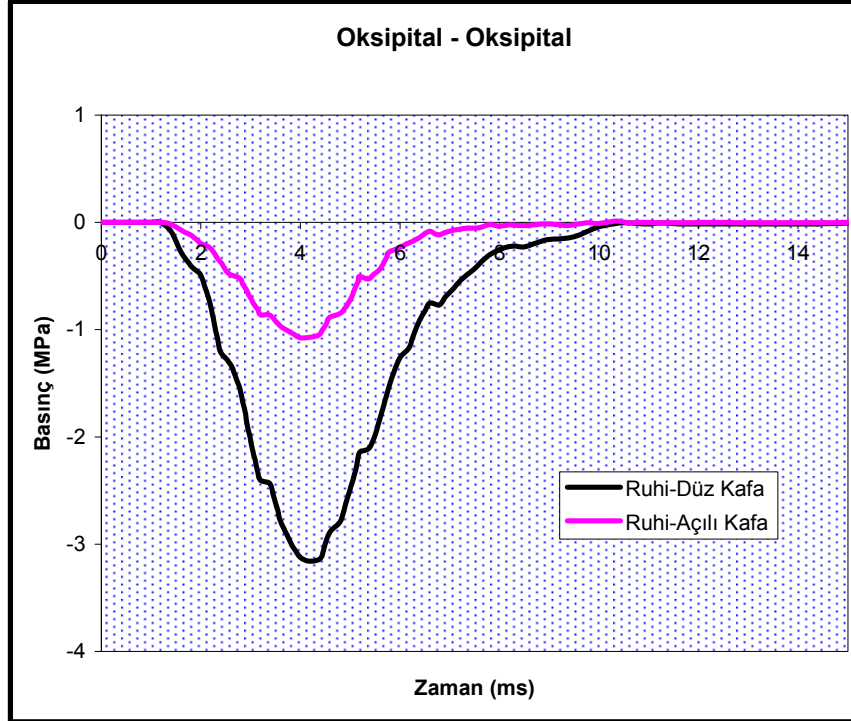
Şekil 56. Oksipital darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 57. Oksipital darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



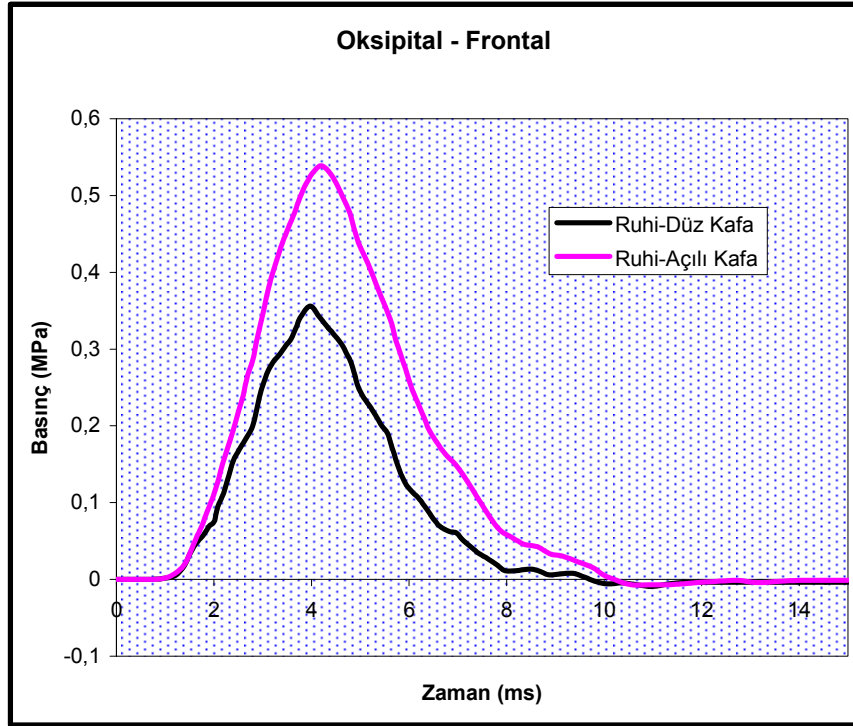
Şekil 58. Oksipital darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 59. Oksipital darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

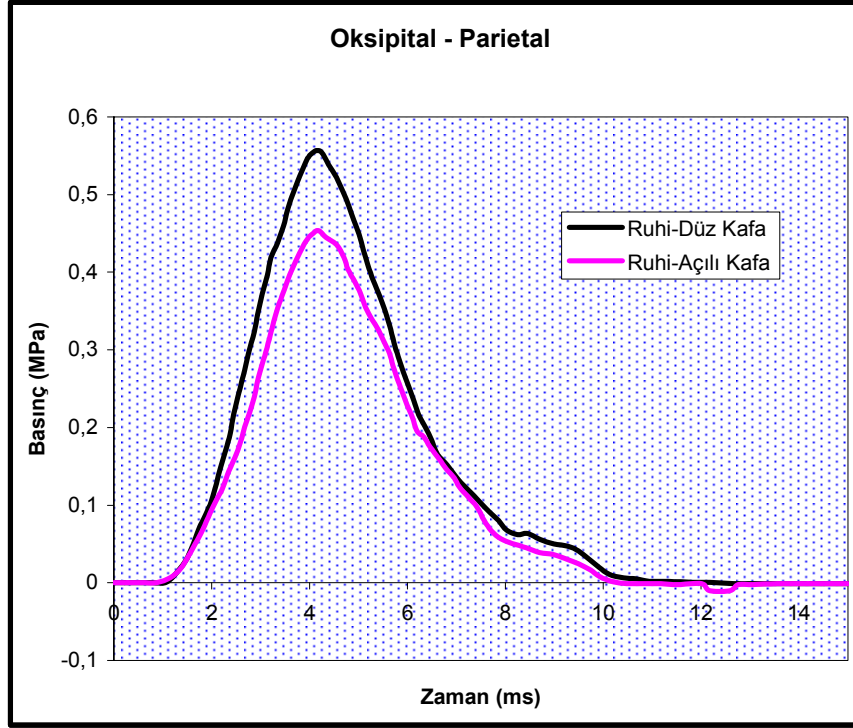
### 3.2.1.2. Elastik Beyin İçeren Model

Bu kısımdaki analizler kafatası + elastik beyin + BOS'dan oluşan kafa modeli için yapılmıştır ve Şekil 60 – 63 arasında verilmiştir. Elde edilen bulgular beyin içermeyen kafa modeline benzer şekilde ortaya çıkmıştır. Kafatasındaki basınç değerlerindeki en büyük fark yine oksipital bölgede olmakla birlikte her bölgedeki fark açıkça gözükmemektedir.

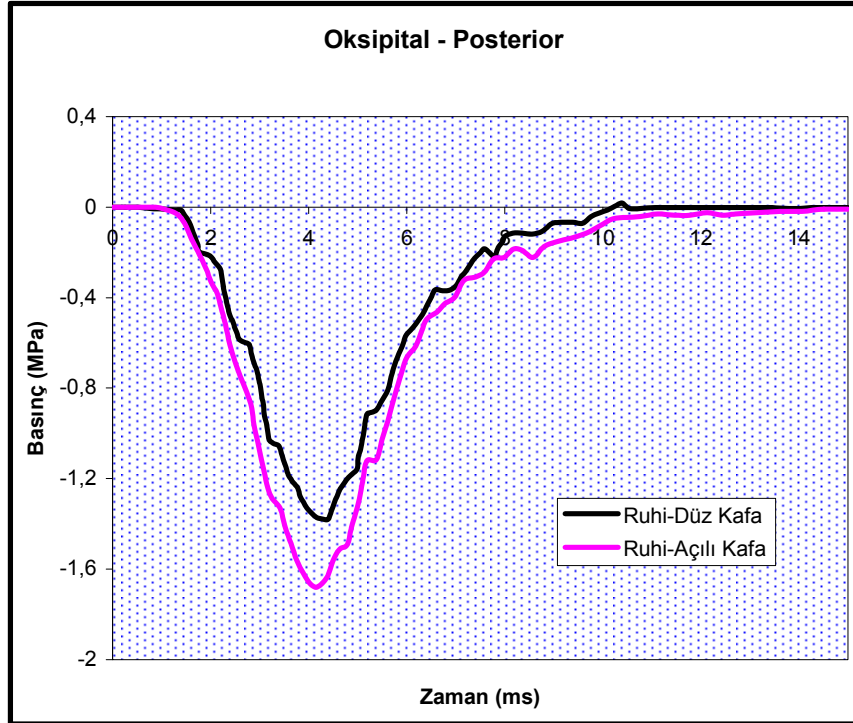


Şekil 60. Oksipital derbede frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi

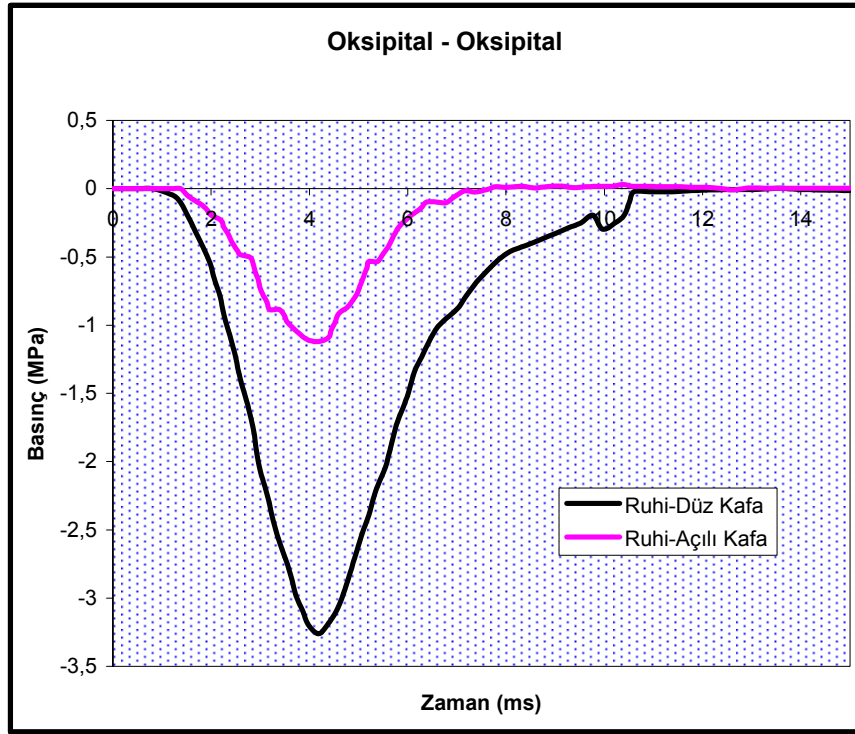




Şekil 61. Oksipital darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 62. Oksipital darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi

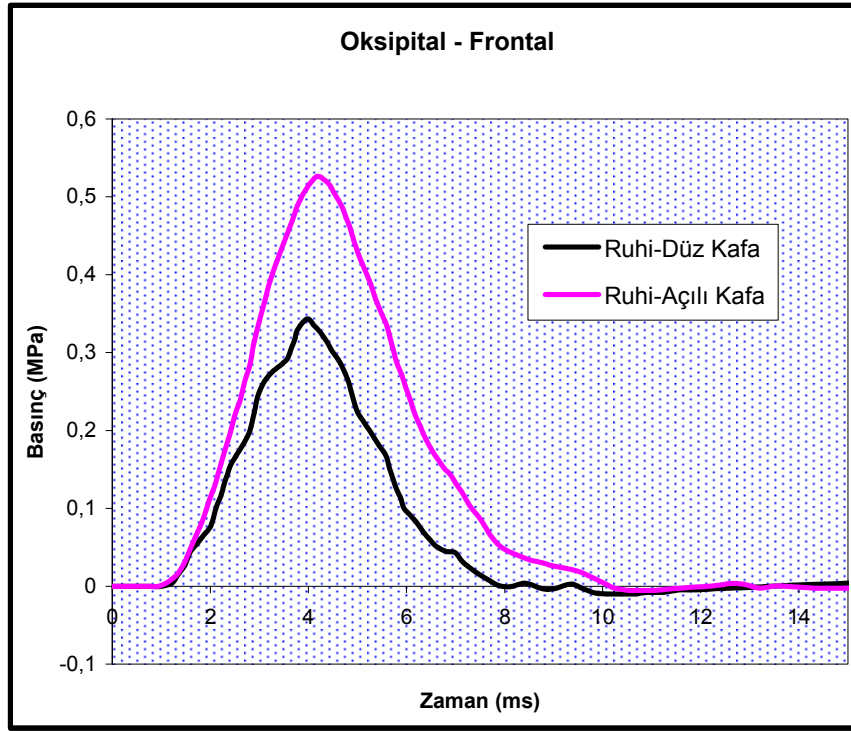


Şekil 63. Oksipital darbeye oksipital bölgedeki basınçın zamanla değişimi

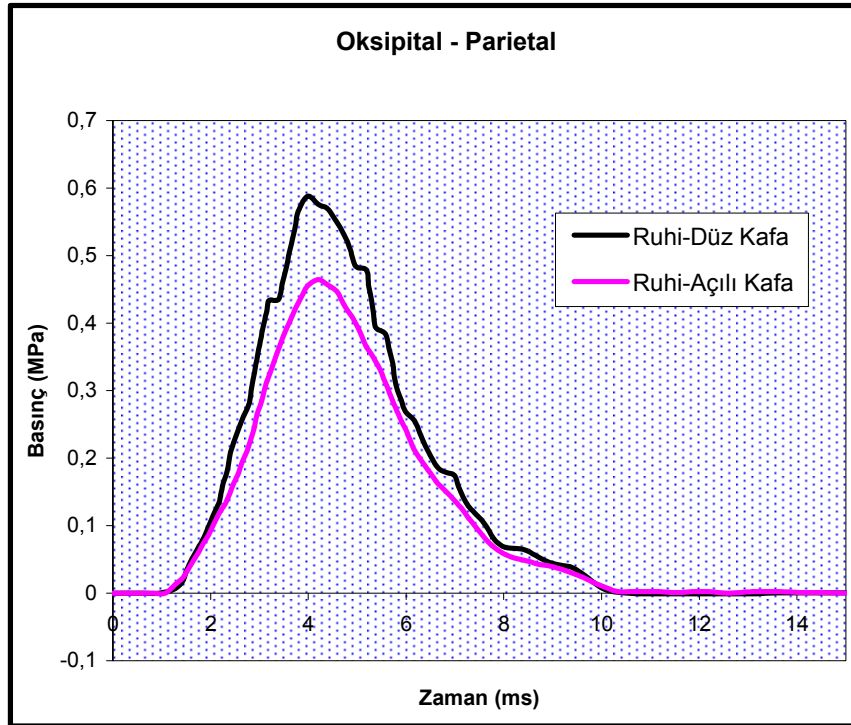
### 3.2.1.3. Viskoelastik Beyin İçeren Model

Kafatası, viskoelastik beyin ve BOS elemanlarından oluşturulmuş kafa modeli üzerinde yapılan analizler sonucu elde edilen bulgular Şekil 64 – 67’de verilmiştir. Önceki iki durumda olduğu gibi düz ve açılı pozisyondaki kafatası basınç değerleri birbirlerinden, özellikle oksipital ve frontal bölgelerde farklı çıkmıştır.

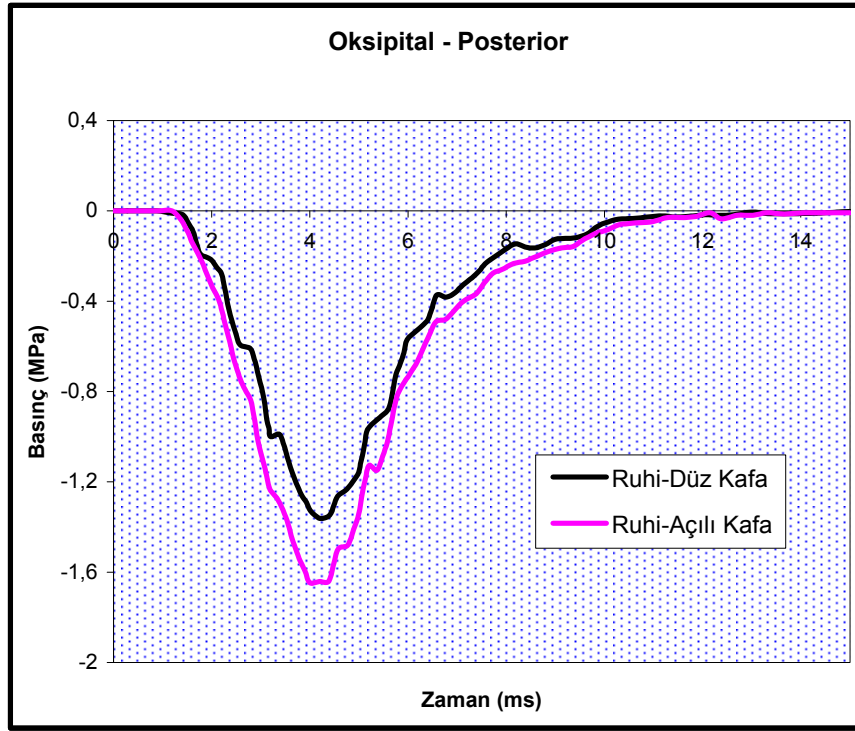
Ayrıca, her üç modelden alınan sonuçlar karşılaştırıldığında ise frontal darbeye olduğu gibi kafa modelinde kafatası içine ilave edilen elemanların (beyin ve beyin sıvısı) kafatasında ortaya çıkan basınç değerleri üzerinde pek bir etkisinin olmadığı görülmüştür.



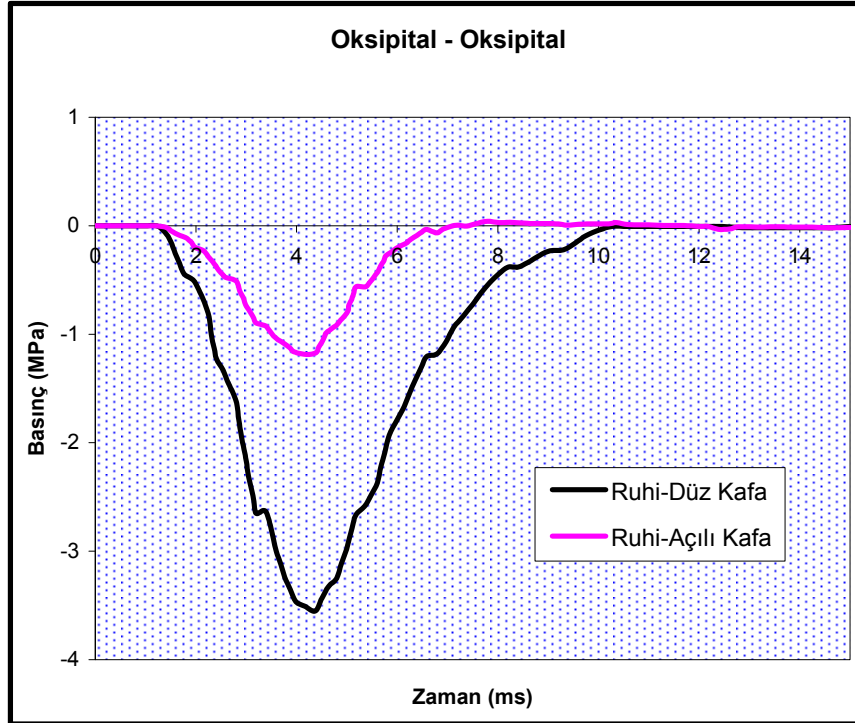
Şekil 64. Oksipital darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 65. Oksipital darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi

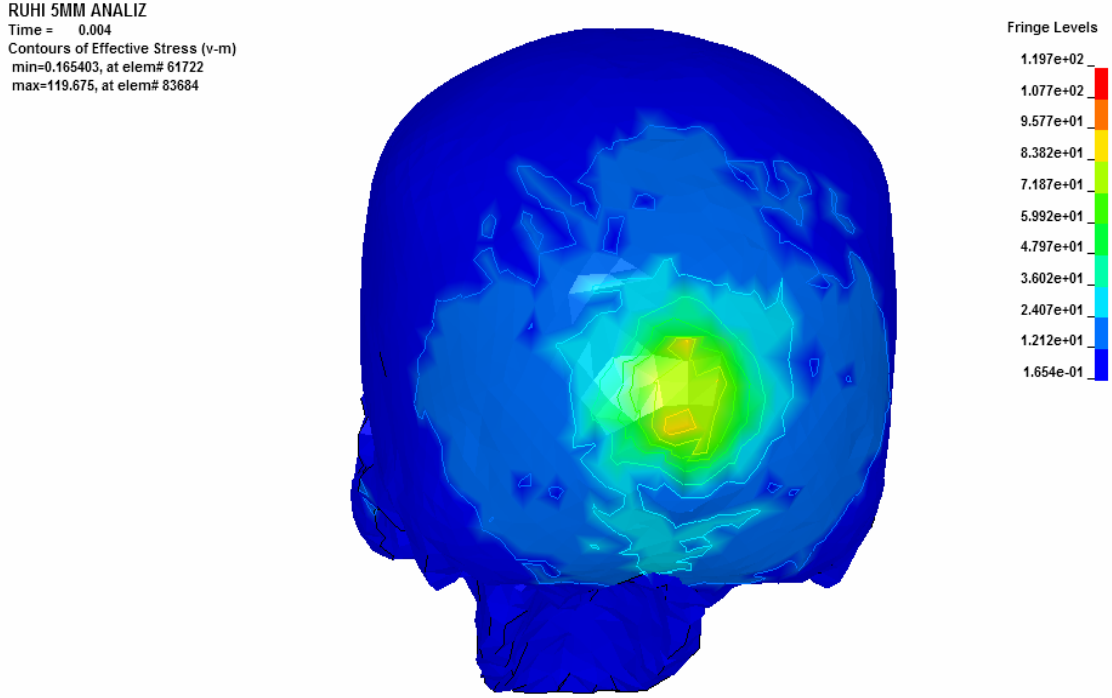


Şekil 66. Oksipital darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 67. Oksipital darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

Şekil 68’de oksipital bölgeden yapılan darbe ile kafatasında oluşan von-Misses gerilme konturları verilmiştir. Frontal bölgeye nazaran gerilme dağılımı yukarı doğru değilde aşağı doğru yayılmıştır. Bunun sebebi de, kafatasının oksipital bölgesinin frontal bölge gibi düz değil de eğrili bir geometriye sahip olması olabilir. Burada oluşan en yüksek von-Misses gerilme değeri 119.67 MPa iken, en küçük değer 0.165 MPa olmuştur.

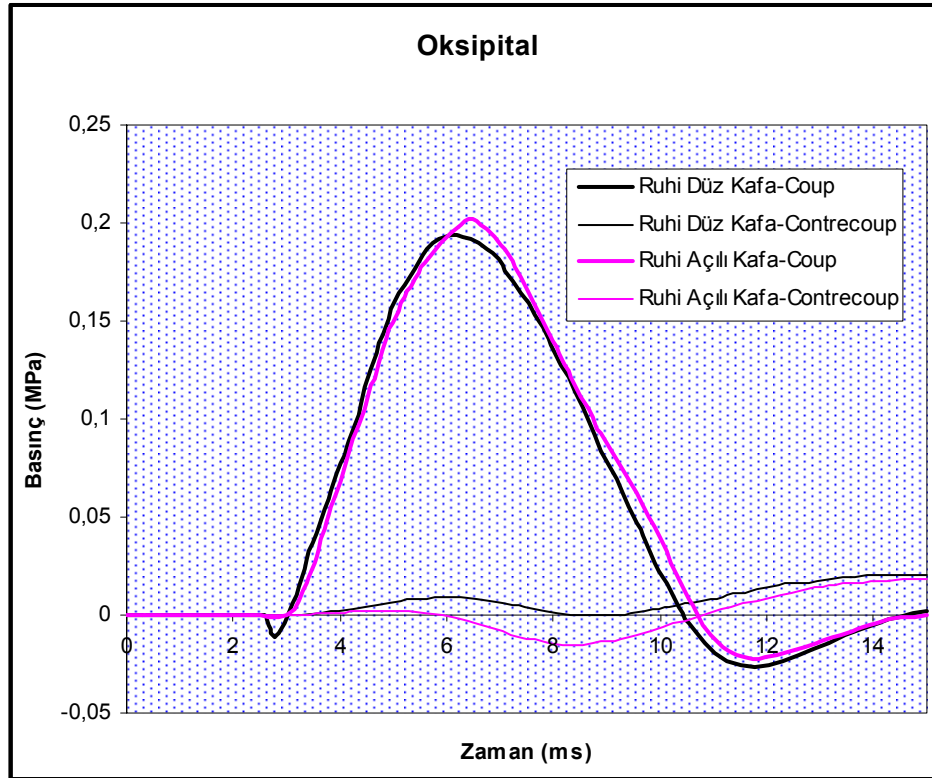


Şekil 68. Oksipital darbede kafatasındaki von-Misses gerilme dağılımı

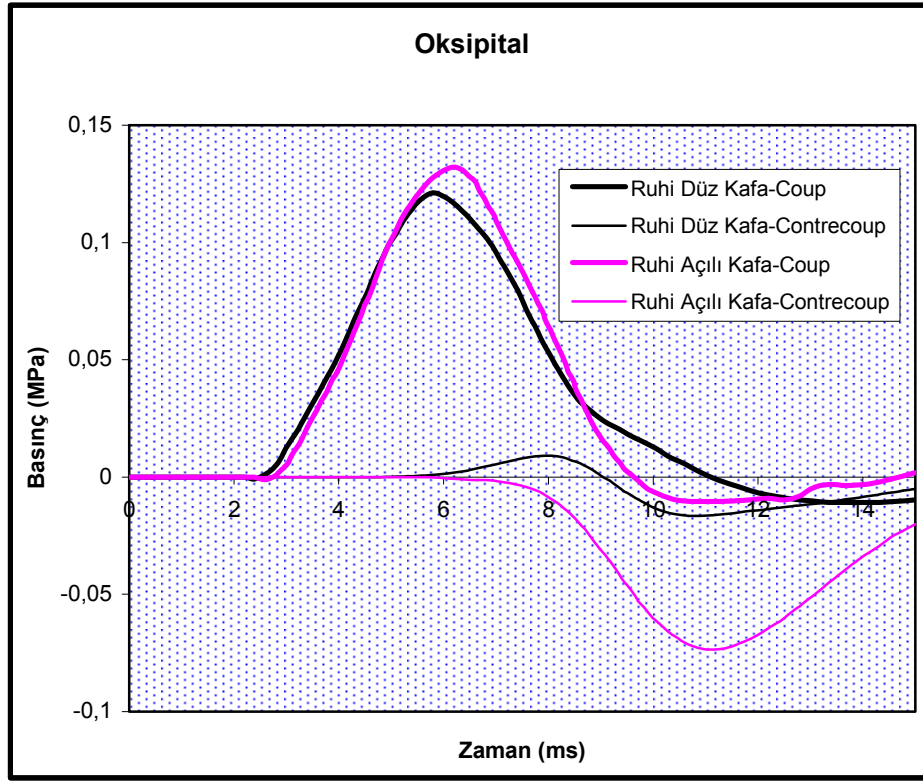
### 3.2.2. Beyin Bulguları

Bu bölümde ilk olarak elastik beyin içeren kafa modelinin düz ve açılı konumu için oksipital darbe sonucu literatürdeki iki farklı sayısal çalışmanın malzeme değerleri (Şekil 69'da Ruan'ın, Şekil 70'de ise Willinger'in değerleri) kullanılarak beyinde elde edilen basınç değişimleri Şekil 69 ve 70'de gösterilmiştir. Burada "coup" ile darbenin yapıldığı beyin oksipital bölgesi ve "contrecoup" ile de bu bölgenin karşıtı olan frontal bölge nitelendirilmiştir. Grafiklerden de görüldüğü gibi düz ve açılı konumdaki basınç değerlerinde kafatasında elde edilen değerlerin aksine belirgin bir fark görülmemiştir.

Ancak Şekil 69 ile 70 karşılaştırıldığında ise hem basınçların büyüklüğünde hem de kafanın pozisyonuna göre eğrilerde farklılıklar oluşmuştur. Bu daha önce de belirtilen malzeme özelliklerinin basınç değerleri üzerine etkisinin ne derece önemli olduğunu göstermektedir.



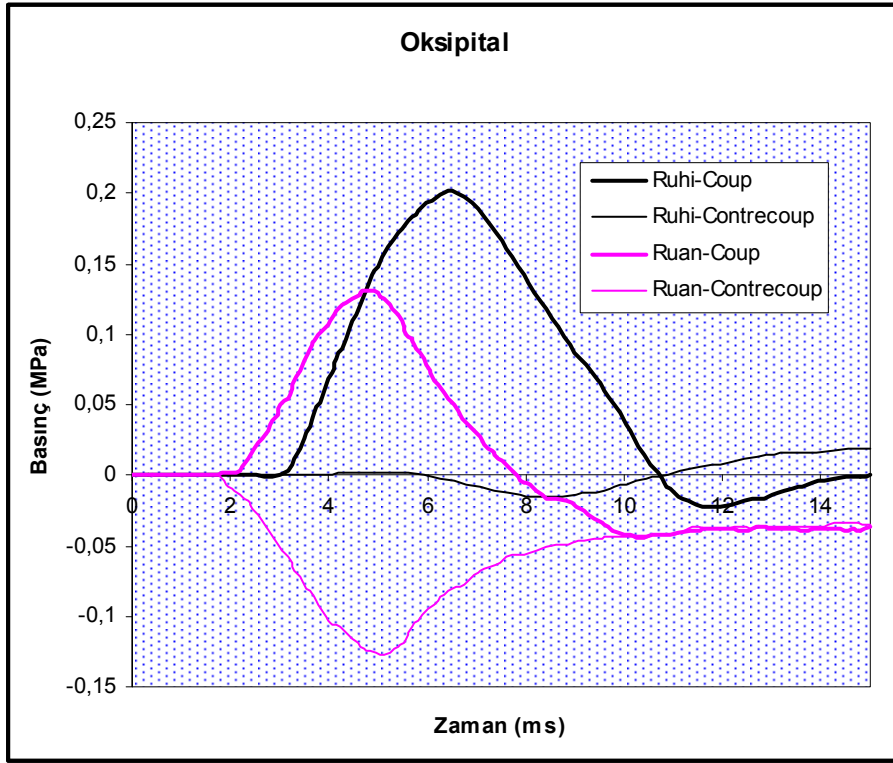
Şekil 69. Oksipital darbede kafa pozisyonunun elastik beyin basıncı üzerine olan etkisi



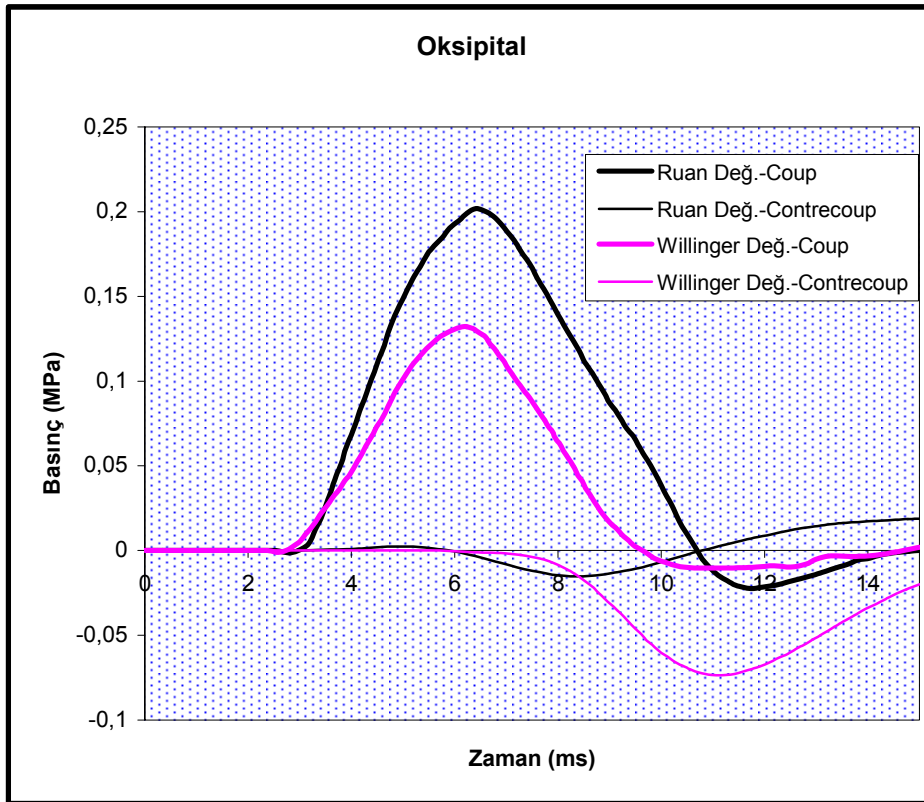
Şekil 70. Oksipital darbeye karşı kafanın pozisyonunun elastik beyin basıncı üzerindeki etkisi

Şekil 71'de kafaya oksipital bölgeden yapılan darbe sonucu elastik beyinde oluşan basınç değişimleri verilmiş ve literatürdeki sayısal bir çalışma ile karşılaştırılmıştır. Şekilden de görüldüğü gibi darbenin olduğu bölgedeki basınç değişimleri rölatif olarak iyi bir uyum gösterirken karşı bölgedeki eğrilerin uyumu tartışılabilir düzeydedir. Bunu sebebinin kullanılan malzeme özellikleri olduğu söylenebilir.

Daha öncede belirtildiği gibi beyin dokusu için literatürde birçok farklı malzeme özellikleri verilmiştir. Bu özelliklerin basınç değişimine olan etkisini görmek için de bir çalışma yapılmış ve sonuçları Şekil 72'de elastik malzeme özellikleri ve Şekil 73'de de viskoelastik malzeme özellikleri için verilmiştir. Bu iki şekilden kolaylıkla görüldüğü gibi malzeme özellikleri basınç değerlerini değiştirmektedir. Bu da yukarıda contrecoup için elde edilen farklı değerleri açıklamaktadır.

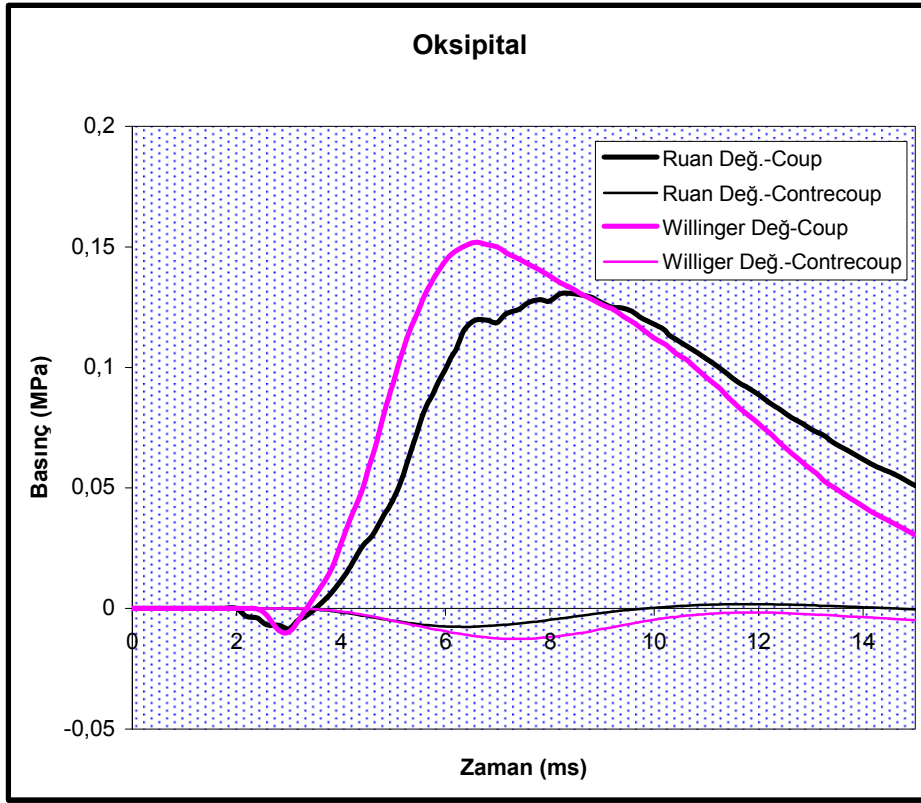


Şekil 71. Oksipital darbeye elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi



Şekil 72. Oksipital darbeye elastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi





Şekil 73. Oksipital darbede viskoelastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi

Oksipital bölgeden yapılan darbe sonucunda beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı Şekil 74’de verilirken von–Misses gerilme dağılımı ise Şekil 75’de verilmiştir. Beyinde oluşan gerilme dağılımı kafatasına göre çok daha geniş bir yüzeyde olmuştur. Bu da beyin geometrisinin kafatası geometrisine göre daha az rijit olmasından kaynaklanmaktadır. Frontal darbede beyinde oluşan maksimum gerilme değeri 1.52 MPa iken burada 0.97 MPa olarak elde edilmiştir. Aynı şekilde minimum değerler arasında da belirgin bir fark gözlemlenmiştir.

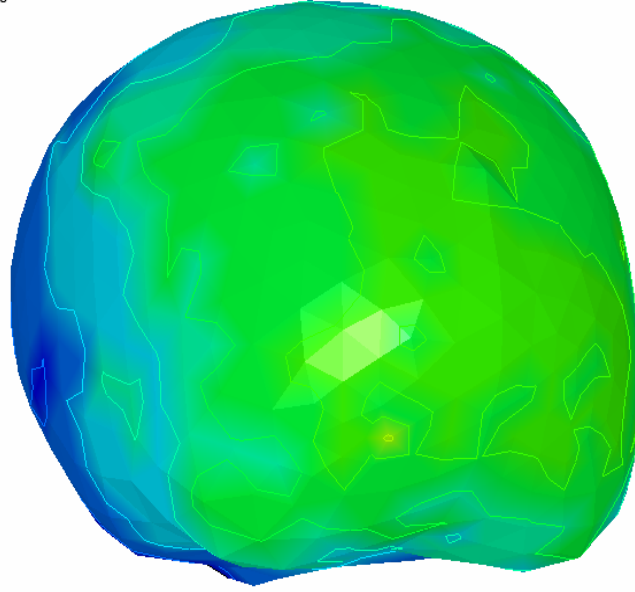
RUHI 5MM ANALIZ

Time = 0.007

Contours of Maximum Shear Stress

min=0.00308416, at elem# 90038

max=0.537576, at elem# 93623



Fringe Levels

5.376e-01  
4.841e-01  
4.307e-01  
3.772e-01  
3.238e-01  
2.703e-01  
2.169e-01  
1.634e-01  
1.100e-01  
5.653e-02  
3.084e-03

Şekil 74. Oksipital darbeye beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı

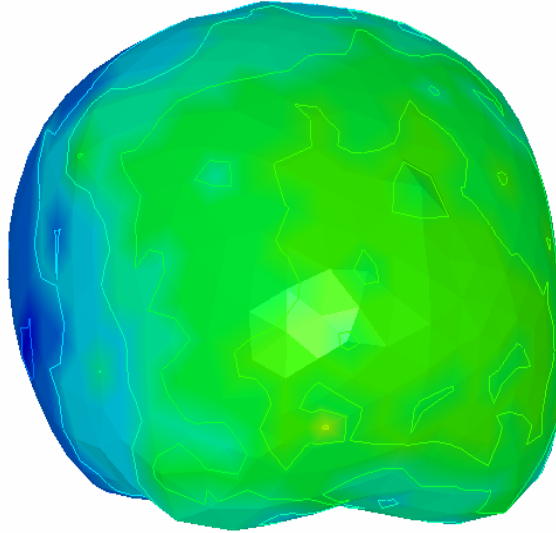
RUHI 5MM ANALIZ

Time = 0.007

Contours of Effective Stress (v-m)

min=0.0053472, at elem# 90038

max=0.97194, at elem# 93623



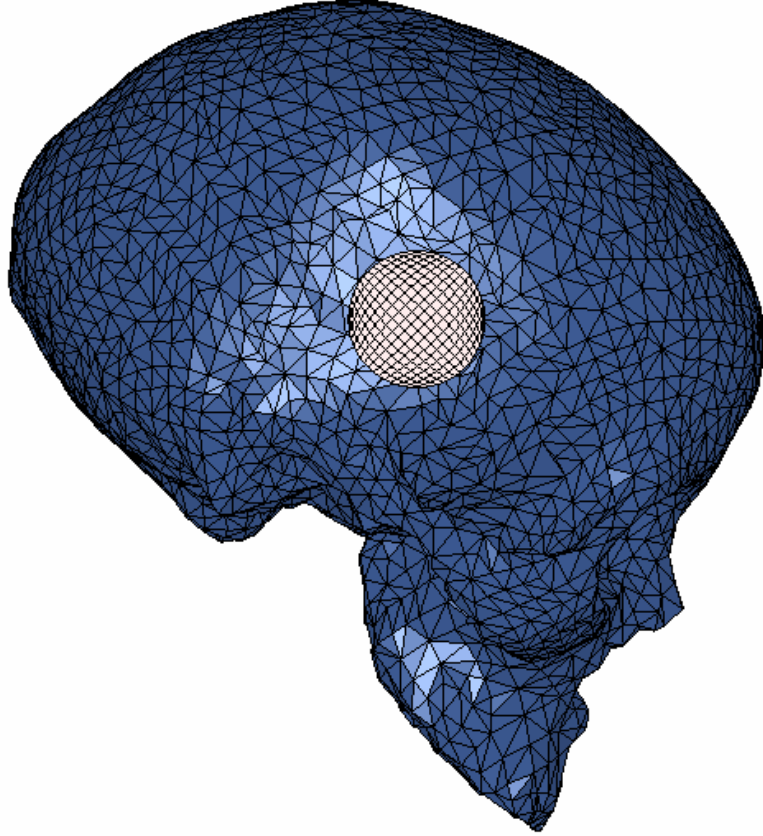
Fringe Levels

9.719e-01  
8.753e-01  
7.786e-01  
6.820e-01  
5.853e-01  
4.886e-01  
3.920e-01  
2.953e-01  
1.987e-01  
1.020e-01  
5.347e-03

Şekil 75. Oksipital darbeye beyindeki von-Mises gerilme dağılımı

### 3.3. Yanal Darbe

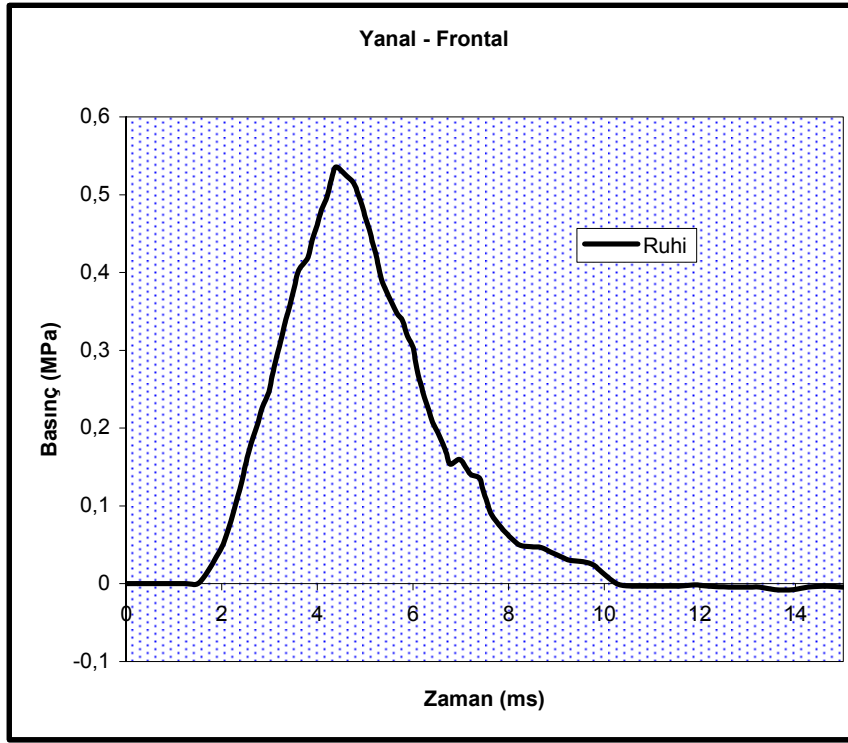
Bu kısımda kafatası, beyin ve beyin sıvısı içeren kafa modeli yanaldan darbe etkisinde bırakılarak analiz edilmiştir (Şekil 76). Burada incelenen modeldeki kafatası ve beyin yine 5 mm kalınlıklı elemanlardan oluşturulmuştur. Literatürde sadece beyin için değerler verildiğinden karşılaştırma da sadece beyin için yapılabilmektedir.



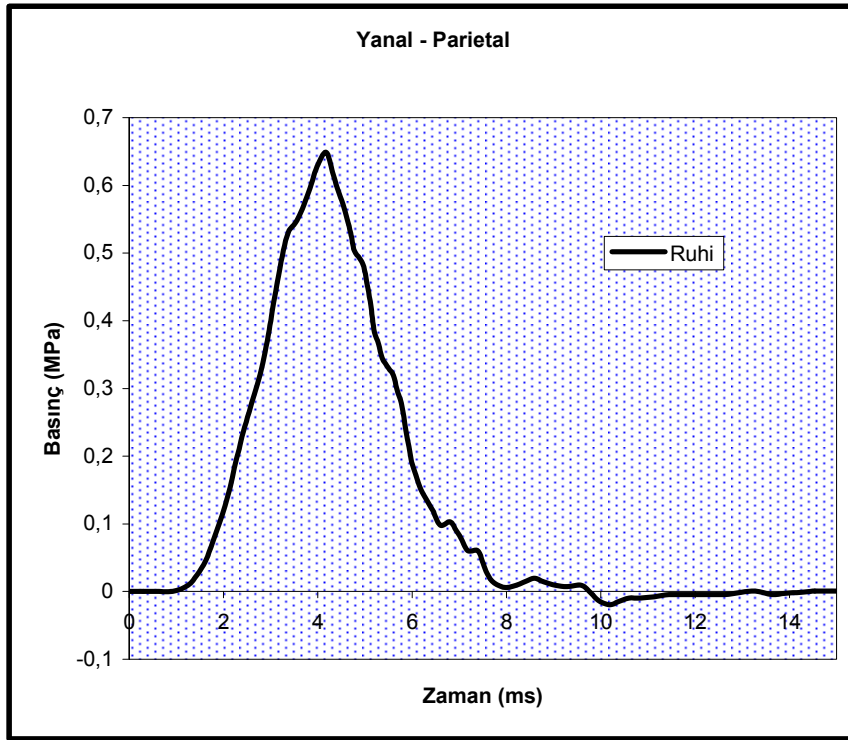
Şekil 76. Yanal darbenin sonlu eleman modeli

#### 3.3.1. Kafatası Bulguları

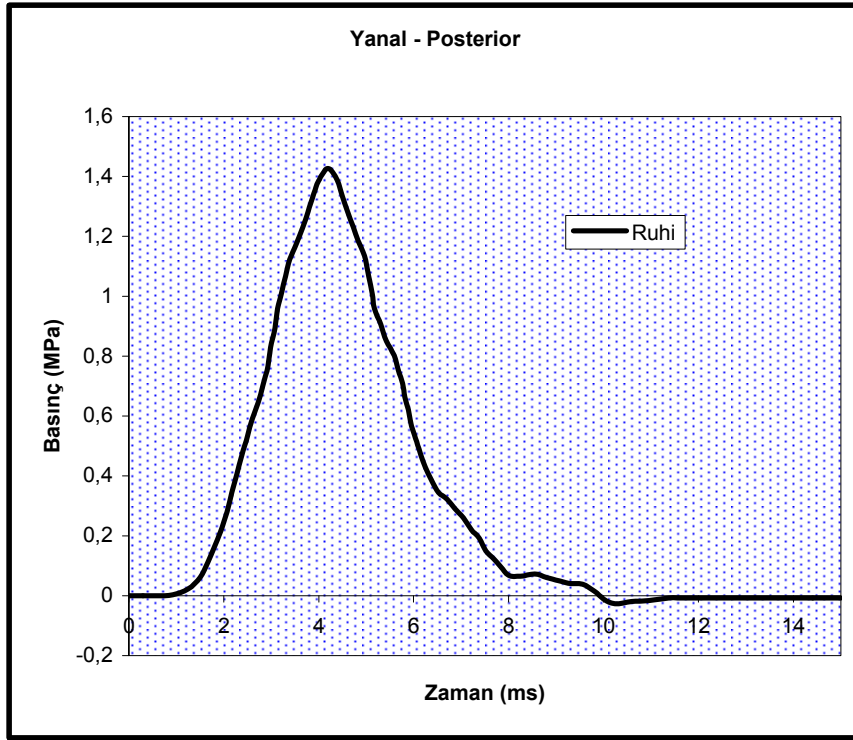
Bu bölümde elastik beyinli model için kafatasının dört bölgesinden elde edilen basınç değişimleri Şekil 77 – 80’de verilmiştir. Basınç değerleri frontal ve oksipital darbedekilerin aksi olarak bütün bölgelerde pozitif olarak gerçekleşmiştir. En yüksek basınç değeri (1.4 MPa) beklendiği gibi posterior bölgede oluşurken en düşük basınç değeri ise (0.19 MPa) oksipital bölgede meydana gelmiştir.



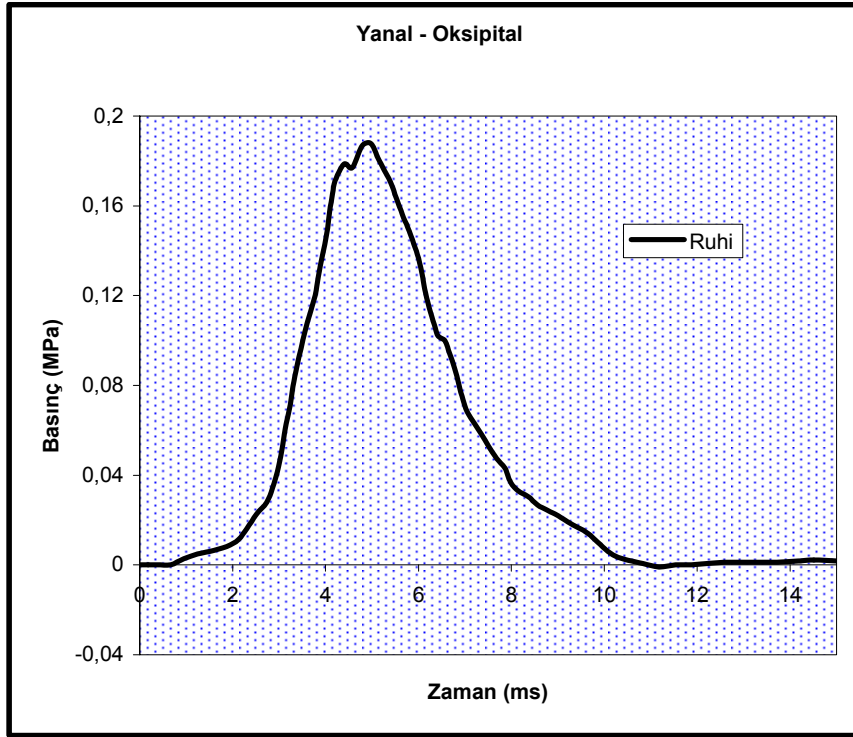
Şekil 77. Yanal darbeye frontal bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 78. Yanal darbeye parietal bölgedeki basıncın zamanla değişimi

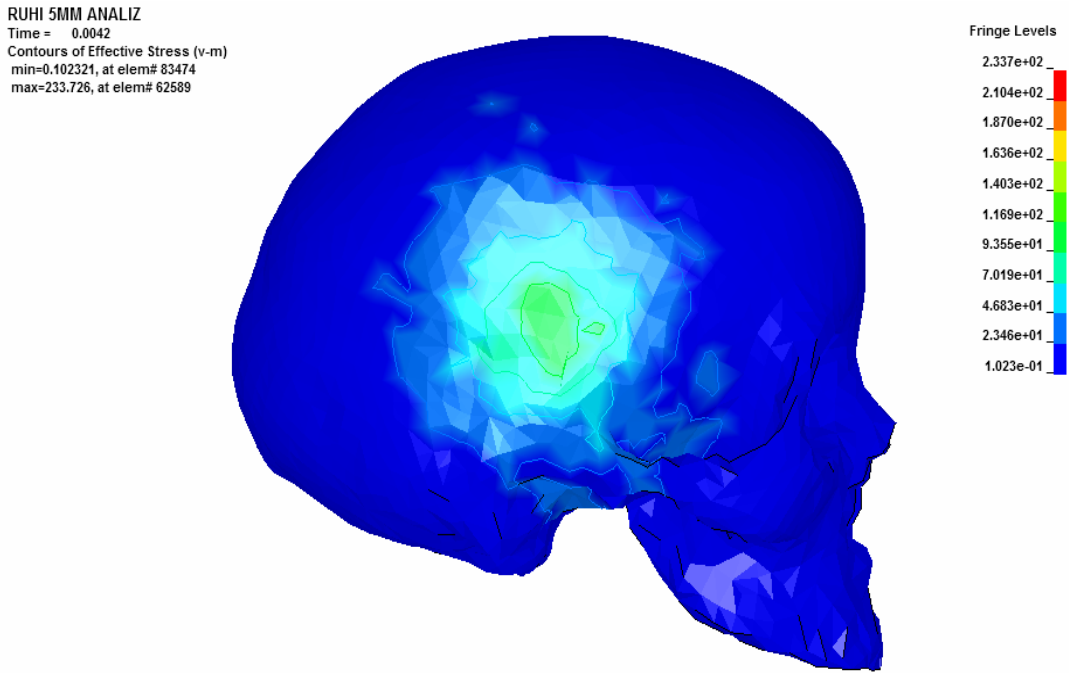


Şekil 79. Yanal darbeye posterior bölgedeki basıncın zamanla değişimi



Şekil 80. Yanal darbeye oksipital bölgedeki basıncın zamanla değişimi

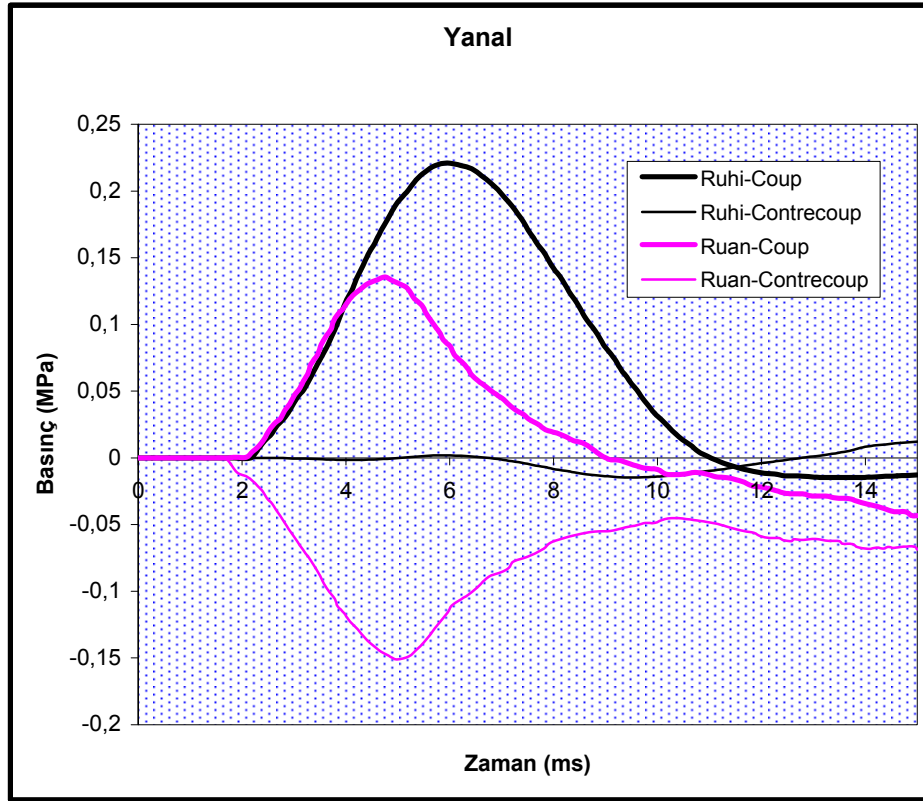
Şekil 81’de yanal bölgeden yapılan darbe ile kafatasında oluşan von–Misses gerilme dağılımı verilmiştir. Burada diğer bölgelere oranla kafatasındaki gerilme dağılımı biraz küçük kalmıştır fakat diğer bölgelerden farklı olarak elde edilen maksimum gerilme değeri (frontal ve oksipital) her iki darbeye 119.7 MPa iken burada 233.7 MPa olarak bulunmuştur. Buradan kafaya gelen yanal darbelerde kafatası hasarlarının daha fazla olabileceği kanısına varılabilir.



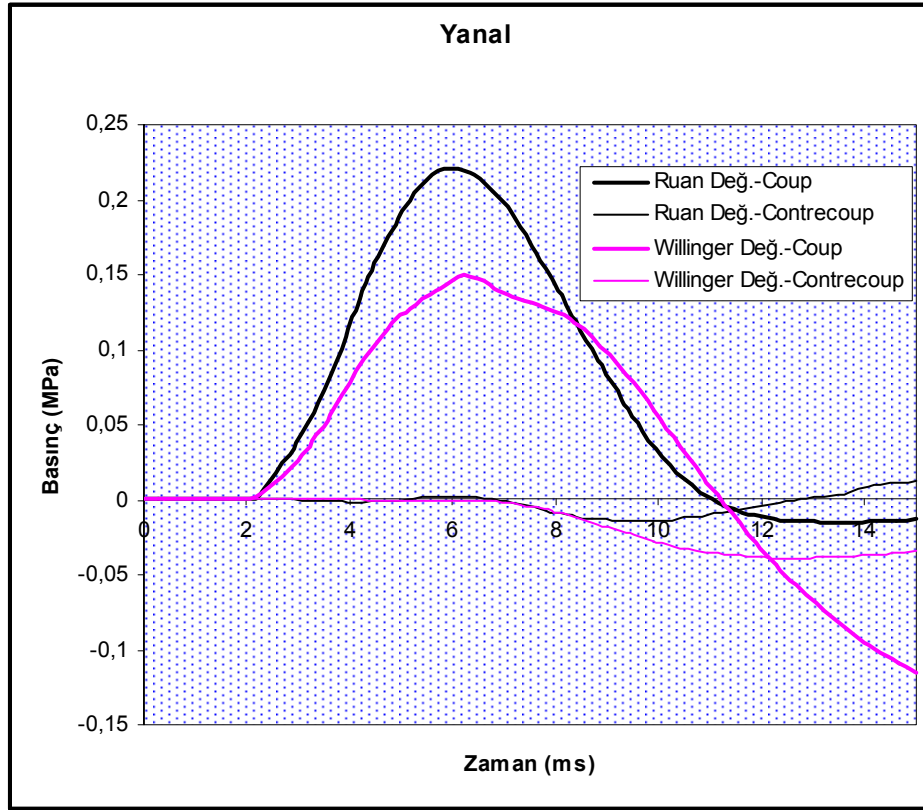
Şekil 81. Yanal darbeye kafatasındaki von-Misses gerilme dağılımı

### 3.3.2. Beyin Bulguları

Şekil 82’de yanal bölgeden yapılan darbe sonucu elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi sayısal bir çalışma ile karşılaştırılmalı olarak verilmiştir. Elastik özellikli beyin için, oksipital darbede olduğu gibi darbenin yapıldığı bölgedeki “coup” basınç değerleri literatür verisiyle gayet iyi bir uyum göstermiştir. Ancak yine her ne kadar contrecoup’da pek uyum gözükme de karşılaştırma eğrisinde olduğu gibi negatif bir basınç değeri oluşmaktadır. Sayısal değerlerdeki fark, uyum olmadığı hissini oluşturmaktadır. Sayısal değerlerdeki bu farkın sebebi de kullanılan malzeme özellikleri olmaktadır. Bu, Şekil 83’de iki farklı malzeme özellikleri alınarak çizdirilen basınç değişimlerinden de açıkça görülmektedir.



Şekil 82. Yanal darbede elastik beyinde oluşan basıncın zamanla değişimi



Şekil 83. Yanal darbede elastik özelliklerin beyin basıncı üzerine etkisi

Yanal bölgeden yapılan darbe sonucunda beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı Şekil 84’de verilirken von-Misses gerilme dağılımı ise Şekil 85’de verilmiştir. Burada kafatasının aksine gerilme dağılımı çok geniş yüzeylere kadar yayılmıştır. Kafatasıyla oluşan bir diğer fark ise elde edilen en yüksek gerilme değeri (0.836 MPa) diğer darbelere oranla daha küçük çıkmıştır.



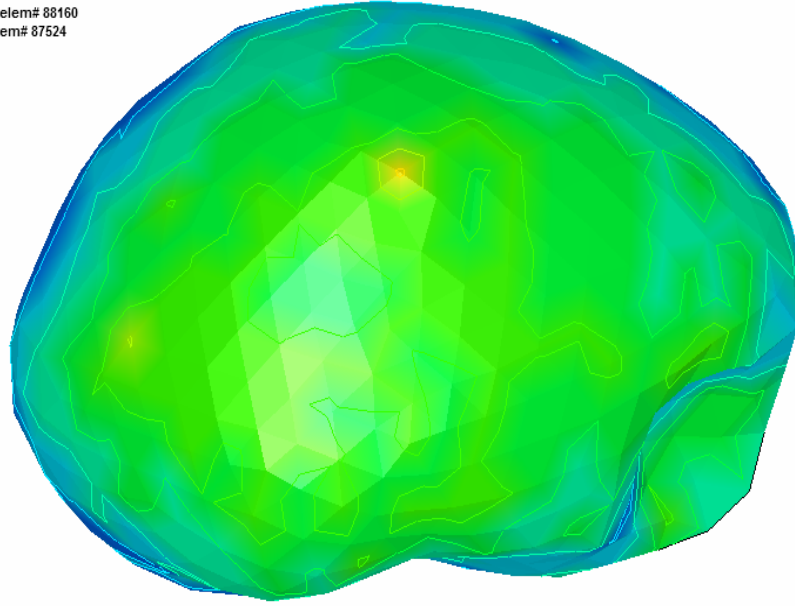
RUHI 5MM ANALIZ

Time = 0.0064

Contours of Maximum Shear Stress

min=0.00178819, at elem# 88160

max=0.474846, at elem# 87524



Fringe Levels

4.748e-01  
4.275e-01  
3.802e-01  
3.329e-01  
2.856e-01  
2.383e-01  
1.910e-01  
1.437e-01  
9.640e-02  
4.909e-02  
1.788e-03

Şekil 84. Yanal darbede beyinde oluşan maksimum kayma gerilmesi dağılımı

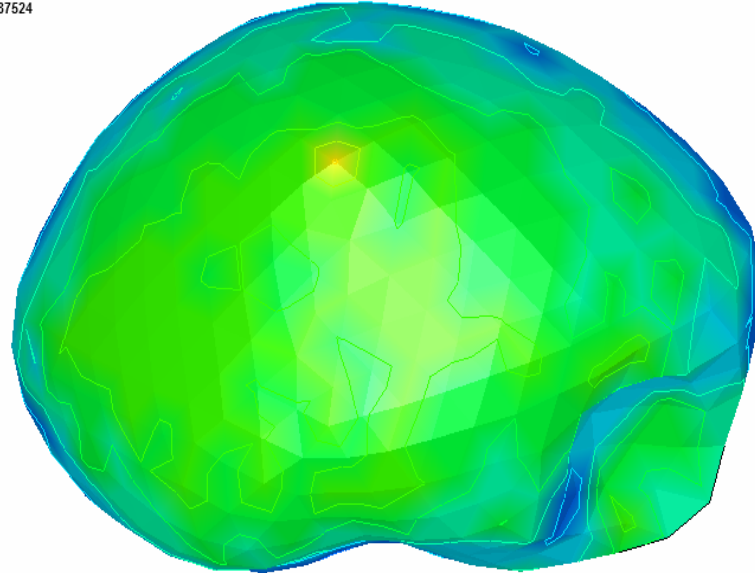
RUHI 5MM ANALIZ

Time = 0.006

Contours of Effective Stress (v-m)

min=0.00353314, at elem# 88160

max=0.836855, at elem# 87524



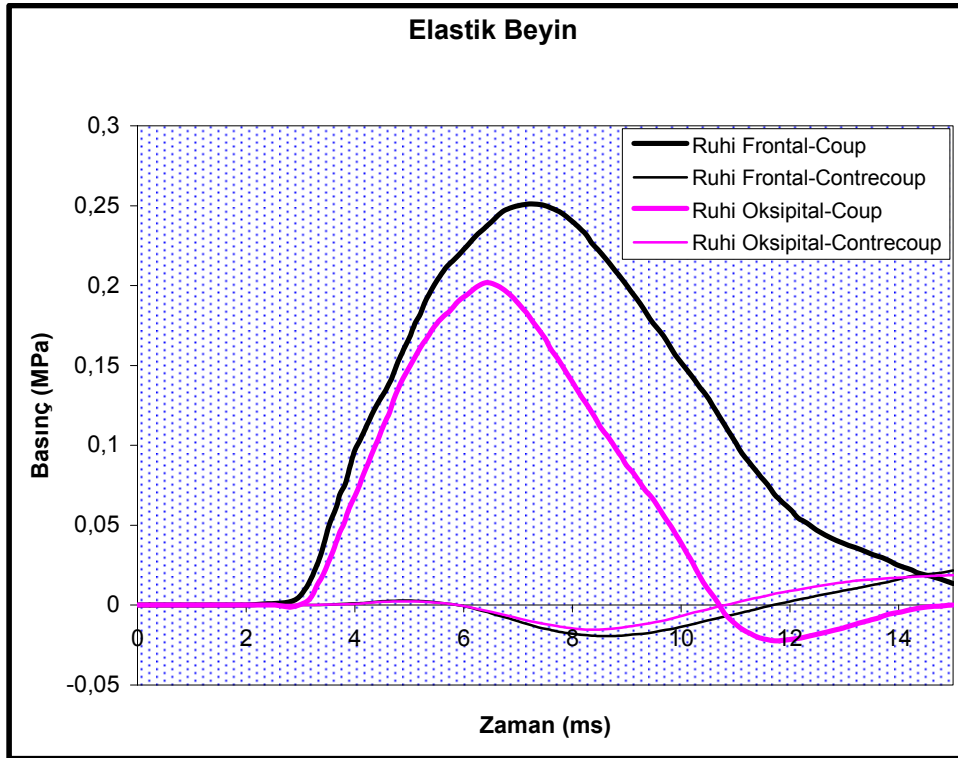
Fringe Levels

8.369e-01  
7.535e-01  
6.702e-01  
5.869e-01  
5.035e-01  
4.202e-01  
3.369e-01  
2.535e-01  
1.702e-01  
8.687e-02  
3.533e-03

Şekil 85. Yanal darbede beyindeki von-Misses gerilme dağılımı

Burada kafa modeline hem frontal bölgeden hem de oksipital bölgeden darbe yapılarak iki bölgenin de aynı elemanlar üzerindeki basınç değişimleri incelenmiştir. Bu analizi yaparken beklenen sonuç literatürde olduğu gibi darbenin yapıldığı yerde pozitif basınç, onun tam zıttında ise negatif basınç elde edilmesidir. Bununla birlikte bütün koşullar aynı tutulup sadece darbenin yeri değiştirilerek aynı elemanlarda elde edilen basınç değerleri birbirinin tersi olması beklenmektedir.

Burada Şekil 86 ile gösterilen değerlerde Ruhi Frontal Coup = Ruhi Oksipital Contrecoup ile eşleşmektedir. Bunun anlamı frontal bölgeden yapılan darbe esnasında seçilen eleman coup, oksipital bölgeden yapılan darbe esnasında ise aynı eleman contrecoup olmaktadır. Burada beklenen sonuç, frontal darbe esnasında pozitif basınca sahip olan coup elemanı, oksipital darbe esnasında negatif basınca sahip contrecoup elemanı olarak karşımıza çıkmasıdır. Bu beklenen davranış Şekil 86'da elastik beyin için görülmektedir.



Şekil 86. Elastik beyinde frontal ve oksipital darbe eşleştirmesi

## 4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 4.1. Sonuçlar

Kafa yaralanması mekanizmalarının deneysel olarak çalışılabilmesi birçok değişkenden ötürü oldukça zordur. Bu sebeple, bütün darbe durumları için çok sayıda deneysel çalışma yapılması gerekmektedir. Bu nedenle deneysel çalışmaya nazaran daha kolay olan sayısal çalışmalar tercih edilmektedir. Bu sebeple bu tezde de sayısal olarak bir insan kafatası modeli oluşturulmuş olup değişik darbe koşulları altında kafatası ve beyin basınç ve gerilme değerleri insan kafasının 3-B sonlu eleman modelini oluşturarak incelenmiştir. Kafatası malzemesi lineer elastik, beyin malzemesi ise hem lineer elastik hem de viskoelastik alınmıştır. Böylece beyin malzeme davranışının hangi sayısal modele daha uygun olduğu belirlenmeye çalışılmıştır. Yapılan çalışmalar ile aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Üç farklı (frontal, oksipital ve yanal) bölgeden yapılan darbe sonucunda tüm kafatası modellerinde seçilen aynı elemanlarda dört farklı bölge için basınç değişimleri incelenmiştir. Bu alınan sonuçlardan darbenin yapıldığı bölgenin kafatasında oluşan basınç değişimlerini etkilediği görülmüştür.

2. Frontal ve oksipital darbelerde darbe yapılan bölgedeki basınç değerleri daima diğer bölgelerden yüksek çıkmıştır. Ayrıca darbe yapılan bölgelerdeki (coup) basıncın zıt işaretlisi darbenin karşıt bölgesinde (contrecoup) oluşmaktadır. Ancak yanal darbede tüm bölgelerdeki basınç değerleri aynı (pozitif) işaretli oluşmuştur.

3. Elastik ve viskoelastik beyin malzeme özellikleri kafatasında oluşan basınç değerlerini pek etkilememiştir (Şekil 29–32, Şekil 45–48). Yani sadece kafatası incelenmek isteniyorsa diğer dokuların kafa modeline ilave edilmesine gerek olmadığı tespit edilmiştir.

4. Kafatası için yapılan ağ inceltmesi çalışması basınç değerlerinde sayısal olarak küçük değişikliklere sebep olmasına rağmen basınç değişim eğrilerinin davranış şeklini değiştirmemiştir.

5. Ayrıca oksipital darbede oksipital bölgeden alınan bir elemandaki basınç değeri (-3.2 MPa) frontal darbedeki oksipital bölgeden alınan aynı elemandaki basınç değerinden (-0.08 MPa) çok fazladır. Aynı davranış frontal darbede de geçerlidir, yani frontal darbede

frontal bölgeden seçilen bir elemandaki basınç değeri (1.4 MPa) oksipital darbedeki frontal bölgeden alınan aynı elemandaki basınç değerinden (0.55 MPa) çok fazladır.

6. Kafatasının düz ve açılı konumları için yapılan çalışmada ise oksipital darbede kafatası konumunun oluşan basınç değerlerine özellikle darbe yapılan ve karşıt bölgelerde büyük bir etkisinin olduğu tespit edilmiştir.

7. Oksipital darbede kafatasının karşılaştırılan konumları için yapılan çalışma sonucunda kafatası düz konumdayken darbenin yapıldığı bölgede en büyük negatif basınç değeri alınırken, darbenin karşıt bölgesinden ise en büyük pozitif basınç değeri açılı konum için elde edilmiştir.

8. Kafatasına uygulanan her üç darbede, kafatası hasarı bakımından en tehlikelisinin yanal darbe olduğu tespit edilmiştir. Ancak beyin açısından en tehlikelisi ise frontal darbe olduğu görülmüştür.

9. Viskoelastik ve elastik beyin özellikleri kafatasında oluşan basınç değerlerine pek bir etki yapmamıştır.

10. Yapılan bütün darbe analizlerinde beyinde oluşan basınç davranışı benzerlik göstermiş olup, darbenin yapıldığı yerde (coup) pozitif basınç, onun tam zıttında ise (contrecoup) negatif basınç elde edilmiştir.

11. Alınan sonuçlardan görülmektedir ki viskoelastik ve elastik malzeme özelliklerini kullanarak modellenen beyin için yüksek basınç farkları elde edilmiştir. Bu farkın sebebi olarak, beyin dokusunun kayma modülü ve enerji absorpsiyonu söylenebilir.

12. Darbe yapılan bölgeler açısından ön (frontal) darbede (0.25 MPa), arka (oksipital) darbeye (0.20 MPa) oranla daha yüksek darbe yeri (coup) basıncı değeri elde edilmiştir.

13. Kafatası açısının beyin üzerinde oluşan basınçta pek bir etkisi olmamıştır fakat davranış şekli bakımından bir değişiklik söz konusudur.

14. Beynin malzeme özellikleri beyinde oluşan basınç üzerinde etkili olmaktadır.

## 4.2. Öneriler

Bu çalışmada elde edilen sonuçların iyileştirilmesi açısından aşağıdaki öneriler sunulmuştur.

1. Biyomekanik çalışmalarında oluşturulan anatomik modellerde (özellikle kafatası gibi çok keskin köşeleri olan) geliştirilecek olan sonlu eleman ağının daha sağlıklı olabilmesi için mümkün mertebe yuvarlatılma yapılabilir.

2. Anatomik model geometrisi değişik 3-B model oluşturma teknikleri örneğin CT tarama yöntemi geliştirilip birbirleriyle kıyaslanabilir.

3. Kafa geometrisine, boyun ve kafatası içerisindeki diğer organlarda ilave edilip değişik dinamik yükler altında özellikle beyinde oluşacak basınç ve gerilme değerlerine etkileri incelenebilir.

4. Günümüzde Biyomekanik alanında birçok araştırma yapılmasına rağmen özellikle insan vücudundaki yumuşak dokuların malzeme özellikleri üzerinde herkes tarafından kabul görmüş kesin bulgular yoktur. Bu özelliklerin metallerde olduğu gibi kesinleşmesi için deneysel verilere ihtiyaç vardır. Ayrıca elde edilen sayısal sonuçların da doğruluğu bu verilere bağlı olduğundan bu tür deneylerin yapılması gerekmektedir. Bu da pahalı laboratuvar cihazları ve canlı deneklerin olması demektir.

## 5. KAYNAKLAR

- Al-Bsharat, A. S., 2000 “ Computational Analysis of Braib Injury,” Ph.D. Dissertation, Wayne State University, Detroit, Michigan.
- Bandak, F. A., Epinger, R. H., (1994). “A Three Dimensional Finite Element Analysis of the Human Brain under Combined Rotational and Translational Accelerations, SAE Paper Number, 942215.
- Becker, E.B., (1972). “Measurement of MAAss Distrubition of Anatomical Segments,” Proc. 16th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 720964
- Chu, C. S., Lin, M.S., Huang, H. M., and Lee, M.C., (1994). “ Finite Element Analysis of Cerebral Contusion,” Journal of Biomech, 187-194
- David C. Viano, Albert I. King, John W. Melvin and Kathleen Weber., (1989) “Injury Biomechanics Research: An Essential Element,” in the Prevention of Journal of Biomechanics, pp. 403-417.
- Denny-Brown, D. And Ritchie Russell, (1941). W., “Experimental Analysis of Brain,” pp. 95-164.
- Engin, A. E., (1969). “ The Axisymmetric Response of a Fluid-filled Spherical Shell to a Local Impulse – A Model for Head Injury” J. Biomech Vol. 2, pp. 325-341.
- Fallenstein, G.T., and Hulce, V.D., (1969). “Dynamic Mechanical Properties of Human Brain Tissue” J. Biomech., Vol. 2, pp. 217-226
- Fung, Y. C., (1981). “Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues,” Springer-Verlag, New York.
- Galford, J.E., McElhaney, J.H., (1969). “A viscoelastic study of scalp, brain, and dura” J. Biomech., pp. 211-221.
- Gilchrist M.D., D.O’Donoghue., (2000). “Simulation of the development of frontal head impact injury,” Springer-Verlag 229-235
- Goldsmith, W., (1972). “Biomechanics of Head Injury,” Biomechanics, Its Foundations and Objectives ed. by Fung, Y.C., Perrone, N., and Ankliker, M., Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N. J., pp. 585-608
- GRAY’s Anatomy., Peter Williams , Roger Wardwick , Mary Dyson, Lawrence H. Bannister 39th Edition.
- Gross, A.G., (1958). “A New Theory on The Dynamics of Brain Concussion and Brain Injury” J. Neurosurg. Vol. 15, pp. 548-561.

- Hang- Quing., Zhang, Ee-Chon Teo, Peter Vee-Sin Lee, Kian-Wee Tan., (2005). "Development and validation of a head-neck finite element model for injury analysis," XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports, 22-27 Aug, China
- Hardy, warren N., Tawfik. B. Khalil and Albert. I. King., (1994). "Literature Review of Head-Injury Biomechanics," International Journal of Impact Engineering, No.4, pp. 561-586.
- Hodgson, V. R., Thomas, L. M., (1972). " Effect of Long-Duration Impact on Head," Proc. 16th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 720956
- Holbourn, A.H.S., (1943). "Mechanics of Head Injuries" Lancet, Vol. 2, pp. 438-441
- Hubbard, R.P., and Mcleod, D. G., (1974). "Definition and Development of A Crash Dummy Head," Proc. 18th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No.741193
- Janfaza P, Joseph B. N., JR. , Robert J. G., Richard L. F., William W. M., (2002). "Baş ve Boynun Cerrahi Anatomisi" , Çeviri Editörü Doç. Dr. Harun CANSIZ , Yardımcı Editör Uzm. Dr. Sancak YÜKSEL Nobel Tıp Kitap evleri.
- Kenner V.H., Goldsmith W., (1972). "Dynamic loading of a fluid filled spherical shell" Int. J. Mech. Sci, (1): 557-568.
- Khalil T.B. vd., (1974). "Impact on head helmet system" IBID., 609-625
- Khalil, T.B., and Hubbard, R.P., (1977). "Parametric Study of Head Response by Finite Element Modeling" J. Biomech., Vol. 10 pp. 119-132
- King, A.I., Chou, C.C., (1976 ). " Mathematical Modelling, Simulation and Experimental Testing of Biomechanical System Crash Response," J. Biomech. Vol. 9, pp. 301-317
- Kleiven Svein., Hans von Holst., (2002 ). "Consequences of head size following trauma to the human head," Journal of Boimechanics 153-160
- Kleiven S., (2006). "Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure," IJ Crash Vol. 11 No.1 pp. 65-79
- Klinich, K. D., (2006). " Estimation Infant Head Injury Tolerance and Impact Response," Ph. D. Dissertation, University of Michigan.
- Krabbel, G. et al. (1995). "Development of a finite element model of the human skull", J.Neurotrauma, Vol.12, No. 4, pp.735-742.
- LS-DYNA 3D, 2006. User's Manuel, July, Version 971.

- McElhaney, J.H., et al., (1970). "Mechanical properties of cranial bone". Journal of Biomechanics 3, 495–511.
- Mc Elhaney, J.H., Stalnaker, R.L., Roberts, V. L., and Snyder, R. G., (1971). "Door Crashworthiness Criteria," Proc. 15th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 710864
- Mc Elhaney, J.H., Melvin, J.V., Roberts, V.L., and Portnoy, H., (1973). "Dynamic Characteristics of the Tissue of the Head" Perspectives in Biomedical Engineering, ed, by Kenedi, R.M., MacMillan Pres, London, pp. 215-222
- Melvin, J.W., Robbins, D. H., and Roberts, V. L., (1969). " The Mechanical Behaviour of the Diploe Layer of the Human Skull in Compression," Development in Mechanics Proceedings, 11th Midwest Mech. Conf., Vol. 5, pp. 811-818
- Melvin, J.W., Lighthall, J.W., Ueno, K., (1993). "Brain Injury Biomechanics, in: Accidental Injury," Nahum, AM and Melvin, JW (eds), Springer-Verlag New York, pps. 269-290.
- Mendis, K.K., Stalnaker, R.L., Advani, S.H., (1995 ). "A constitutive relationship for large deformation finite element modeling of brain tissue," J. Biomechanical Engineering, 117, 279-285
- Nabih M. Alem., (1974). "Simulation of Head Injury due to Combined Rotation," SAE Paper Number 741192.
- Nahum, A.M., Smith, R. And Ward, C.C., (1977). "Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact," Proc. 21th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 770922
- Ommaya, A. K., Lawrence Thibault and Faris A. Bandak., (1994). "Mechanisms of Impact Head Injury," International Journal of Impact Engineering, pp. 535-560.
- Palkamsetty, R., (1998). " Dynamic Response of the Human Skull – Brain Complex to Impact: Points of Maximum Stress And Pressure, " Master of Science, West Virginia University, Morgantown, WV.
- Raul, J.S., D. Baumgartner, R. Willinger., (2005). "Finite element modelling of human head injuries caused by fall" Springer-Verlag.
- Richard S. Snell., (1998). "Tıp Fakültesi Öğrencileri İçin Klinik Anatomi" , Çeviri Editörü Prof. Dr. Mehmet Yıldırım Mart Nobel Tıp Kitap evleri & Yüce Yayınları.
- Ruan, J. S., T. Khalil, and A. I. King., (1991). "Human Head Dynamic Response to Side Impact by Finite Element Modeling" Journal of Biomechanical Engineering - Transaction of the ASME, pp. 276-283.



- Ruan, J.S., Khalil, T.B., and King, A.I., (1992). "Finite Element Analysis of the Human Head to Impact" ASME 1992 Advances in Bioengineering, BED-Vol.22,pp. 249-252
- Ruan, J. S., T. Khalil, and A. I. King., (1994). "Dynamic Response of the Human Head to Impact by Three-Dimensional Finite Element Analysis" Journal of Biomechanical Engineering - Transaction of the ASME, pp. 44-50.
- Ruan, J. S., (1994). " Impact biomechanics of head injury by mathematical modelling," Ph. D. Dissertstion, Wayne State University.
- Shugar, T.A., (1977). "A finite element head injury model," Vol. I: Theory, development, and results. U.S. Dept. Of Transportaton Report No. DOT-HS-289-3-550-IA.
- Stalnaker, L., (1969). "Mechanical Properties of the Head," Ph.D. Dissertation, West Virginia University, Morgantown, WV.
- Viano, D. C., King, A. I., Melwin, J. W., and Weber , K. (1989). "Injury Biomechanics Research: An Essential Element in the Prevention of Trauma" J. Biomech. Vol. 22, pp. 403-417
- Zong Z, H.P. Lee, C. Lu, (2006). "A Three-dimensional human head finite element model and power flow in a human head subject to impact loading" Journal of biomechanics pp. 284-292
- Walker, L. B., Jr., Harris, E.H., and Pontius, Y. R., (1973). "Mass, Volume, Center of Mass, Moment of Inertia of Head and Neck of Human Body" Proc. 17th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 730985
- Ward, C. C., and Thompson, R. B., (1975). " The Development of a Detailed Finite Element Brain Model," Proc. 19th Stapp Car Crash Conf., SAE Paper No. 751163.
- Ward, C.C., (1982). "Finite element models of the head and their use in brain injury research," 26th Stapp Car Crash Con.f, Society of Automotive Engineers, pages 71-85.
- Willinger Remy., Ho-Sung Kang, Baye Diaw., (1999). "Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts" Biomedical Engineering Society, Vol. 27, pp. 403-410,
- Wood, J.L., (1971). "Dynamic Response of Human Cranial Bone" J. Biomech., Vol. 4, pp. 1-12

## 6. EKLER

### EK 1.

Ek Tablo 1. Kafatası malzeme özellikleri

Referans	Malzeme	Yoğunluk ( $kg / m^3$ )	Eleastisite Modülü E (GPa)	Poisson Oranı	Bulk Modülü K (GPa)
Al-Brsharat, 1999	Kompakt	2120	12.2	0.22	
Bandak, 1995	Kafatası	2500	6.9	0.25	
Chu, 1994	Kafatası	2070	6.5	0.20	
Claessens, 1997	Kafatası	2070	6.5	0.22	
DiMasi, 1991	Kafatası	-	2.4	-	
Hardy, 1971	Kompakt	-	0.0044	-	
Hu, 1997	Kompakt	3000	12.2	0.22	
Kang, 1997	Kompakt	1800	15	0.21	
Khalil, 1974	Kafatası	2032	9.93	0.2	
Khalil, 1977	Kafatası	207	6.5	0.2	
Krabbel, 1995	Kafatası	1.66	-	-	
Kujipers, 1995	Kafatası	2070	6.5	0.20	
Kumeresan, 1996	Kafatası	1410	6.5	0.21	
Marguiles, 2000	Yetişkin	2150	100	0.28	
McPherson, 1980	Yeni doğan	-	3.89	0.08	
Ruan, 1991	Kafatası	1412	6.5	0.22	
Ruan, 1994	Kompakt	3000	5	0.22	7.3
Ruan, 1996	Kompakt	3000	5.465	0.22	
Ruan, 1997	Kompakt	3000	-	0.22	3.26
Shugar, 1975	Kompakt	1430	5.66	0.22	9.2
Turquier, 1996	Kafatası	2000	4.46	0.22	
Ward, 1982	Kafatası	-	4.46	0.21	
Willinger, 1992	Kafatası	-	5.0	0.20	
Willinger, 1999	Kafatası	2100	6.0	0.21	-
Zhou, 1994	Kompakt	3000	-	0.22	7.3
Zhou, 1995-1996	Kafatası	2100	-	0.22	4.76

**EK 2.**

Ek Tablo 2. Elastik beyin malzeme özellikleri

Referans	Malzeme	Yoğunluk ( $kg / m^3$ )	Eleastisite Modülü E (MPa)	Poisson Oranı	Bulk Modülü K (MPa)
Bandak, 1995	Beyin	1220	68.950	0.48	-
Chu, 1994	Beyin	1000	0.25	0.49	-
Claessens, 1997	Beyin	1040	0.1 - 10	0.48	-
Hu, 1997	Beyin	1040	5.40	0.499	-
Khalil, 1974	Beyin	1064	-	-	2070
Khalil, 1977	Beyin	1030	2190	0.2	2190
Kujipers, 1995	Beyin	1040	1	0.48	-
Kumeresan, 1996	Beyin	1040	0.0667	0.48	-
Lee, 1987	Beyin	1000	0.080	0.49	-
Ruan, 1991	Beyin	1040	0.667	0.499	2190
Ruan, 1994	Beyin	1040	1.68	0.4996	2190
Ruan, 1996	Beyin	1040	0.558	0.499	-
Shugar, 1975	Beyin	1040	2190	-	2100
Trosseille, 1992	Beyin	1000	0.240	0.49 - 0.499	-
Turquier, 1996	Beyin	1140	0.675	0.48	-
Ueno, 1989	Beyin	1000	0.24	0.49	-
Ueno, 1995	Beyin	1000	0.24	0.49	-
Ward, 1975	Beyin	1040	0.667	0.48	-
Ward, 1979	Beyin	1040	0.0667	0.48	-
Willinger, 1999	Beyin	1140	0.675	0.48	2190
Zhou, 1994	Beyin	1040	-	0.4996	2190
Zhou, 1996	Beyin	1040	-	0.4996	2190

**EK 3.**

Ek Tablo 3. Viskoelastik beyin malzeme özellikleri

Referans	Malzeme	$G_0$ (kPa)	$G_\infty$ (kPa)	$\beta$ , Beta (ms)	Bulk Modülü K (MPa)	Yoğunluk ( $kg/m^3$ )
Al-Bsharat, 1999	Beyin	43	8	1 / 500	2190	1040
Bandak, 1994	Beyin	34.5	17.2	0.01	1862	-
Cheng, 1990	Beyin	35 - 70	7.51	1 / 50	-	1000
DiMasi, 1991	Beyin	17.2	34.5	0.001	69	-
Kang, 1997	Beyin	49.0	16.7	0.145	1.125	-
Khalil, 1974	Beyin	$19.5e^6$	$5.3e^6$	1 / 13.5	-	-
Willinger, 1999	Beyin	528	168	0.035	2190	1140
Margulies, 2000	Beyin	5.99	2.32	0.09248	2110	-
Ruan, 1994	Beyin	528	168	0.035	2190	1040
Turquer, 1996	Beyin	528	168	0.035	5625	-
Zhou, 1996	Beyin	41 - 51	7.6 - 9.5	1 / 700 - 70	-	-

**EK 4.**

Ek Tablo 4. Beyin omurilik sıvısı (BOS) malzeme özellikleri

Referans	Malzeme	Yoğunluk ( $kg / m^3$ )	Eleastisite Modülü E (kPa)	Poisson Oranı	Bulk Modülü K (GPa)
Al-Brsharat, 1999	BOS	1000	-	0.4999	2190
Hu, 1997	BOS	1040	1489	0.489	-
Kang, 1997	BOS	1040	12	0.49	-
Kumeresan, 1996	BOS	1040	66.7	0.499	-
Miller, 1998	BOS	1040	15	0.4999	-
Ruan, 1991	BOS	1040	66.7	0.499	-
Ruan, 1994	BOS	1040	500	0.489	0.0219
Ruan, 1996	BOS	1040	1.485	0.485	-
Ruan, 1997	BOS	1040	-	0.4887	0.219
Shugar, 1975	BOS	672	0	0.5	0.0021
Turquier, 1996	BOS	1040	12	0.49	-
Ward, 1975	BOS	1040	0.0001	0.48	-
Willinger, 1992	BOS	-	0.025 – 5.0	0.49	-
Willinger, 1999	BOS	1040	12	0.499	$0.21 \times 10^{-3}$
Zhou, 1994	BOS	1000	-	0.4999	2.190
Zhou, 1995-1996	BOS	1040	-	0.489	0.0219

## ÖZGEÇMİŞ

Hilmi ÜNAL, 1983 yılında Düzce'nin Akçakoca ilçesinde doğdu. Orta öğrenimini TED Kdz. Ereğli Koleji'nde, lise öğrenimini Kdz. Ereğli Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2001 yılında K.T.Ü Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü'nü kazandı. 2005 yılında aynı bölümden Makina Mühendisi ünvanı ile mezun oldu. 2005 yılında K.T.Ü Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimine başladı. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir.