

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNSAN KAFA BOYUN SİSTEMİNİN
YARALANMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI

DOKTORA TEZİ

UĞUR ERSOY

KASIM 2024
TRABZON



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNSAN KAFA BOYUN SİSTEMİNİN
YARALANMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI**

Uğur ERSOY

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"DOKTOR (MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ)"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 04 / 10 / 2024

Tezin Savunma Tarihi : 15 / 11 / 2024

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU

Trabzon 2024

ÖNSÖZ

“Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İnsan Kafa Boyun Sisteminin Yaralanma Modelinin Oluşturulması” isimli bu tez Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Doktora Programı’nda hazırlanmıştır.

Tez çalışmam boyunca hiçbir desteğini esirgemeyen ve bilim insanı olma yolundaki ilk adımlarımı atarken kıymetli bilgileriyle ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU’na teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca, yapıcı eleştirileri ve önerileri ile tezime büyük katkıları bulunan saygıdeğer hocalarım Sayın Prof. Dr. Hasan GEDİKLİ’ye ve Sayın Prof. Dr. Sultan ÖZTÜRK’e eğitim öğretim hayatımda katkısı olan tüm hocalarıma ve ortak olarak çalışmalar yürüttüğümüz ve tez çalışması süresinde de hiçbir yardımdan kaçınmayan mesai arkadaşlarım Prof. Dr. Ebru Emine ŞÜKÜROĞLU’na ve Öğr. Gör. Erdar KAPLAN’a teşekkür ederim.

Ayrıca bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım ve şu an hayatta olmayan Sayın Prof. Dr. Ragıp ERDÖL’e Allah’tan rahmet dilerim.

Tez çalışması sürecinde bana desteklerini esirgemeyen Makine Mühendisliği Bölümü’ndeki tüm değerli hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 719 proje numarası ile desteklenmiştir. Proje desteği sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimine teşekkür etmeyi bir borç bilirim.

Bu tez çalışmasının bundan sonraki çalışmalara katkı sağlamasını temenni ederim.

Uğur ERSOY

Trabzon 2024

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İnsan Kafa Boyun Sisteminin Yaralanma Modelinin Oluşturulması” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU’nun sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 15/11/2024

Uğur ERSOY

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XV
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. Biyomekaniğin Tanımı ve Amacı	1
1.2. İnsan Kafatasının Anatomisi ve İşlevleri	1
1.2.1. Beyin Yarımküresi (Cerebrum)	2
1.2.2. Beyin Zarları (Meninges).....	3
1.2.3. Beyin Omurilik Sıvısı	4
1.2.4. Tentoryum ve Falks	5
1.2.5. Beyin Sapı.....	5
1.2.6. Beyincik	5
1.3. Biyomekanikte Kafa-Boyun Araştırmaları	6
1.4. Deneysel Tasarım Yöntemi	43
1.5. Tezin Amacı ve Kapsamı	45
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	47
2.1. İnsan Kafa-Boyun Sisteminin Modelllenmesi	47
2.1.1. Katı Modelinin Oluşturulması	47
2.1.2. İnsan Kafası Modelinin Oluşturulması	49
2.1.3. Beyni Oluşturan Dokuların Sonlu Elemanlar Modeli.....	52
2.1.4. Boynu Oluşturan Dokuların Sonlu Elemanlar Modeli.....	56
2.1.5. Malzeme Özellikleri ve Ağ Yapısı.....	58
2.2. Uygulanan Yük ve Sınır Şartları	62
2.3. Faktöriyel Tasarım Yöntemiyle Optimizasyon	64

3. BULGULAR VE TARTIŞMA	66
3.1. İnsan Kafa Modelinden Elde Edilen Bulgular	66
3.2. Kafa – Boyun sistemi için Ön Darbeden Elde Edilen Bulgular	70
3.2.1. Önden Gelen Darbede Absorbe Edilen Enerji	80
3.3. Parietal (Yan) Darbeden Elde Edilen Bulgular	82
3.3.1. Yandan Gelen Darbede Absorbe Edilen Enerji	86
3.4. Analiz Parametrelerinin Optimizasyonu Sonucu Elde Edilen Bulgular	88
3.4.1. Basınç Değişimi İçin Yapılan Varyans Analizi	89
3.4.2. Von Mises Gerilmesi İçin Yapılan Varyans Analizi	93
3.4.3. Birim Şekil Değişimi İçin Yapılan Varyans Analizi	97
4. SONUÇLAR.....	101
5. ÖNERİLER.....	103
6. KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	

Doktora Tezi

ÖZET

SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNSAN KAFA BOYUN SİSTEMİNİN YARALANMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Uğur ERSOY

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU
2024, 108 Sayfa

Bu çalışmada, değişik darbe koşulları altındaki 3 boyutlu bir insan kafa-boyun sistemi, sonlu elemanlar yöntemiyle modellenip, kafatasında ve beyinde oluşan basınç ve gerilme dağılımları incelenmiştir. Literatürde kabul gören 3 boyutlu bir insan kafa-boyun sisteminin sonlu elemanlar modeli temin edilmiştir. Oluşturulan bu model, LS-DYNA programı ile sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak önden (frontal), arkadan (oksipital) ve yandan (parietal) darbeler etkisiyle hem kafatası hem de beyindeki basınç ve gerilme değerleri incelenmiştir. Yapılan sonlu elemanlar analizinde kafatası elemanı hem rijid hem de elastik malzeme gibi modellenirken beyin 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. Son olarak ise yanıl darbe etkisiyle kafatası ve beyindeki basınç ve gerilme dağılımları elde edilmiştir. Yapılan bu çalışmalar neticesinde, geliştirilen kafatası ve beyin modelinin literatürde yer alan akademik bir çalışma ile aynı sonuçlar elde edilerek doğrulaması yapılmıştır. Daha sonra boyun dokuları eklenerek darbe etkisiyle beyinde oluşabilecek bir hasar için yaralanma modeli geliştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar, Kafa-boyun sistemi, Darbe analizi

PhD. Thesis

SUMMARY

FORMATION OF INJURY MODEL FOR HUMAN HEAD NECK SYSTEM WITH FINITE ELEMENT METHOD

Uğur ERSOY

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Statistics and Computer Sciences Graduate Program
Supervisor: Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU
2024, 108 Pages

In this study, a 3D human head–neck system under different impact conditions was modeled with finite element method. The pressure and stress distributions formed in the skull and brain were examined. A finite element model of a 3D human head–neck system accepted in the literature is provided. This model was created using the finite element method with the LS-DYNA program to examine the pressure and stress values of both the skull and brain with the effect of front (frontal), back (occipital) and side (parietal) impacts. In the finite element analysis, the skull element was modeled as both rigid and elastic material, while the brain was modeled using viscoelastic material properties. As a result of the impact of the frontal region on the head model, the pressure values obtained from different regions of the skull and brain were compared with the literature data. Later, the reactions of the skull and brain were examined with the effect of occipital impact. Finally, with the lateral impact effect, pressure and stress distributions in the skull and brain were obtained. As a result of these studies, the developed skull and brain model obtained the same results as an academic study in the literature. Later, by adding neck tissues, an injury model was developed for damage to the brain that may occur with impact.

Key Words: Finite Element, Head–neck system, Impact analysis

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Beynin ana bölümleri.....	2
Şekil 2. Beyin yarımkürelerine ait lob, yarık ve dokular	3
Şekil 3. Beyin zarının kesit görünüşü	4
Şekil 4. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli	8
Şekil 5. (a) Kafaya ait sonlu eleman modelinin perspektif görünümü; (b) kafa ve diğer elemanların sağ görünüşü	9
Şekil 6. İnsan beyninin şematik Sonlu eleman modeli	10
Şekil 7. Omurlar arasındaki eklemlerin anatomik yapısı	14
Şekil 8. Kafa ve boynun 3 boyutlu dinamik modeli	17
Şekil 9. Disklerin sonlu elemanlar modeli	18
Şekil 10. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli	19
Şekil 11. Eğilme yüklenmesinde kemiğin standart yük–deformasyon eğrisi	21
Şekil 12. Gerilme–şekil değiştirme grafiği	21
Şekil 13. İnsan kafa boyun sisteminin hareketleri	24
Şekil 14. 1 serbestlik dereceli 2 çeneli deney düzeneği	26
Şekil 15. Darbenin kafatası boyunca akış yolları a) sol yan darbe; b) arka darbe; c) sağ yan darbede yığılma bölgeleri; d) boyundaki yığılma bölgeleri	27
Şekil 16. (a) Boynun radyografisi; (b) boyuna ait sonlu eleman modelinin yan görünüşü, (c) ön görünüşü	28
Şekil 17. Atlas ve aksisin arka ve üst görünüşü	29
Şekil 18. Disklerin ağ yapısındaki fiberlerin yönelimi	29
Şekil 19. Geliştirilen sonlu eleman modeli (BOS: Beyin omurilik sıvısı)	30
Şekil 20. Kimpara vd. (2006) tarafından yapılan çalışmanın sonuçları	34
Şekil 21. Deneysel verilerle Ogden (a), Arruda-Boyce (b), Polynomial (c) ve Yeoh (d) modellerinin karşılaştırılması. Taralı çizgi sonlu elemanlar verileri olup diğer çizgiler deneysel verilerdir. (●) gri madde (+) beyaz madde	37
Şekil 22. Serbest haldeki modelin simülasyon aşamaları	38
Şekil 23. Kadavraya ait boynun dayanımının belirlenmesi	38
Şekil 24. Yenidoğan kafasının sonlu elemanlar modeli	40
Şekil 25. Kafaya uygulanan bası testi ve şekil değişiminin deneysel ile nümerik	41
Şekil 26. Gönüllünün MRI ve BT görüntüleri	48

Şekil 27.	Tüm vücut modeli A: Dış deri ve iskelet B: Kas ve ligamen yapılar C: Beyin ve organlar D: Arka görünüş	49
Şekil 28.	Çalışmada kullanılan model	50
Şekil 29.	Ölçüm yapılan basınç bölgeleri	51
Şekil 30.	İnsan kafatasının sonlu elemanlar modeli (a) Yan görünüş, (b) Ön görünüş	51
Şekil 31.	Bilgisayar ortamında yapılan montajın kısmi kesit görünümü.....	52
Şekil 32.	Beynin yumuşak dokularından Dura'nın 2D sonlu elemanlar modeli	52
Şekil 33.	Beynin yumuşak dokularından Falksın 2B Sonlu elemanlar modeli.....	53
Şekil 34.	Beynin yumuşak dokularından Gri ve Beyaz maddenin 2B Sonlu elemanlar modeli	53
Şekil 35.	Beynin yumuşak dokularından Araknoid'in 2B Sonlu elemanlar modeli	54
Şekil 36.	Beynin yumuşak dokularından Pia'nın 2B Sonlu elemanlar modeli.....	55
Şekil 37.	Beynin yumuşak dokularından Beyincik ve Tentoryum'un 3B Sonlu elemanlar modeli	55
Şekil 38.	Beynin yumuşak dokularından Talamus'un 3B sonlu elemanlar modeli	56
Şekil 39.	Beyne ait tüm dokuların montajlandığı 3B sonlu elemanlar modeli	56
Şekil 40.	Bilgisayar ortamında yapılan boyun montajının görünüşü.....	57
Şekil 41.	Modelin kesit alınmış görünümü	57
Şekil 42.	İnsan boynundaki omurların görüntüsü	58
Şekil 43.	Çalışmada kullanılan modelin perspektif görünüşü	58
Şekil 44.	Çalışmada kullanılan impaktör (a) Düz yüzeyli silindirik, (b) Küresel.....	62
Şekil 45.	Analizi yapılan modelden bir görünüm	63
Şekil 46.	Cisme uygulanan kuvvetin zamana göre değişimi	64
Şekil 47.	Kafa ivmesinin zamana göre değişimi.....	64
Şekil 48.	Kafanın ön bölgesinde meydana gelen basınç dağılımları	66
Şekil 49.	Arka bölgede meydana gelen basınç dağılımları.....	67
Şekil 50.	Alt bölgede meydana gelen basınç dağılımları.....	67
Şekil 51.	Yan bölgede meydana gelen basınç dağılımları	68
Şekil 52.	Beyinde meydana gelen basınç dağılımı	69
Şekil 53.	Beyinde meydana gelen von Mises gerilmesi dağılımı	69
Şekil 54.	Darbe elemanının konumu.....	70
Şekil 55.	0-15 ms aralığındaki basınç ve yer değişimleri	71
Şekil 56.	0-15 ms aralığındaki von Mises gerilmesi değerleri	72

Şekil 57.	0-15 ms zaman aralığında gri maddede meydana gelen von Mises gerilmesi	73
Şekil 58.	0-15 ms zaman aralığında cerebrumda (alt beyin) meydana gelen von Mises gerilmesi.....	74
Şekil 59.	0-15 ms zaman aralığında tentoryumda meydana gelen von Mises gerilmesi	75
Şekil 60.	0-15 ms zaman aralığında beyincikte meydana gelen von Mises gerilmesi	76
Şekil 61.	0-15 ms aralığında kafanın ağırlık merkezinin X doğrultusundaki ivme grafiği.....	77
Şekil 62.	0-15 ms aralığında C7 omurunda meydana gelen yer değiştirme grafiği.....	77
Şekil 63.	Ön bölgede meydana gelen basınç dağılımı	78
Şekil 64.	Arka bölgede meydana gelen basınç dağılımı	78
Şekil 65.	Yan bölgede meydana gelen basınç dağılımı	79
Şekil 66.	Alt bölgede meydana gelen basınç dağılımı.....	80
Şekil 67.	Önden gelen darbe sonucu hasara yol açan kuvvetin yer değiştirme ile ilişkisi.....	81
Şekil 68.	Absorbe edilen enerji miktarı	81
Şekil 69.	Kafatasının ön bölgesindeki darbe alanı.....	82
Şekil 70.	Darbe elemanının konumu.....	82
Şekil 71.	0-25 ms aralığındaki basınç değişimleri	83
Şekil 72.	0-25 ms aralığındaki von Mises gerilmesi değerleri	84
Şekil 73.	0-25 ms zaman aralığında elde edilen basınç değişim grafiği.....	85
Şekil 74.	0-25 ms zaman aralığındaki ivme grafiği	86
Şekil 75.	Kafatasının Y doğrultusunda 0-25 ms zaman aralığındaki ivme grafiği.....	86
Şekil 76.	Yandan gelen darbe sonucu hasara yol açan kuvvetin yer değiştirme ile ilişkisi.....	87
Şekil 77.	Absorbe edilen enerji miktarı	87
Şekil 78.	Kafatasının yan bölgesindeki darbe alanı	88
Şekil 79.	Basınç için cisim geometrisi faktörünün etkisi.....	90
Şekil 80.	Basınç için vuruş açısı faktörünün etkisi	90
Şekil 81.	Basınç için vuruş bölgesi faktörünün etkisi.....	91
Şekil 82.	Basınç için cisim geometrisi ile vuruş açısı faktörlerinin ikili etkileşimi	91
Şekil 83.	Basınç için cisim geometrisi ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi.....	92
Şekil 84.	Basınç için vuruş açısı ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi.....	92
Şekil 85.	Von Mises gerilmesi için cisim geometrisi faktörünün etkisi	94

Şekil 86.	Von Mises gerilmesi için vuruş açısı faktörünün etkisi.....	94
Şekil 87.	Von Mises gerilmesi için vuruş bölgesi faktörünün etkisi	95
Şekil 88.	Von Mises Gerilmesi için cisim geometrisi ile vuruş açısı faktörlerinin ikili etkileşimi	95
Şekil 89.	Von Mises gerilmesi için cisim geometrisi ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi	96
Şekil 90.	Von Mises gerilmesi için vuruş açısı ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi.....	96
Şekil 91.	Birim şekil değişimi için cisim geometrisi faktörünün etkisi.....	98
Şekil 92.	Birim şekil değişimi için vuruş açısı faktörünün etkisi	98
Şekil 93.	Birim şekil değişimi için vuruş bölgesi faktörünün etkisi	98
Şekil 94.	Birim Şekil Değişimi için cisim geometrisi ile vuruş açısı faktörlerinin ikili etkileşimi	99
Şekil 95.	Birim Şekil Değişimi için cisim geometrisi ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi	99
Şekil 96.	Birim Şekil Değişimi için vuruş açısı ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi.....	99

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Sonlu eleman modelinde kullanılan dokuların yapısal özellikleri.....	7
Tablo 2. Sonlu eleman modelinde kullanılan dokuların malzeme özellikleri.....	7
Tablo 3. Yumuşak dokulara ait malzeme özellikleri	8
Tablo 4. Kafatası ve beyin omurilik sıvısının malzeme özellikleri	8
Tablo 5. Malzeme özellikleri	10
Tablo 6. Boyun bağlarının uzunluk ve kesit alanları	15
Tablo 7. Üst boyun bölgesindeki bağlara ait mekanik değerler.....	15
Tablo 8. Alt boyun bölgesi bağları için gerilme, şekil değiştirme, enerji ve katılık değerleri	16
Tablo 9. Boyun bağlarına ait Elastisite modülleri (MPa)	16
Tablo 10. C2–T1 omurlarının arasındaki disklere ait geometrik bilgiler	16
Tablo 11. Sonlu elemanlar modelindeki disklerin anatomik özellikleri	18
Tablo 12. Çalışmada modellenen disklere ait malzeme özellikleri	18
Tablo 13. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan, omurdaki sert ve yumuşak dokulara ait malzeme özellikleri.....	19
Tablo 14. Boyun yapıları ve diğer yapıların malzeme özellikleri.....	20
Tablo 15. Omur dayanıklılığının literatürdeki DXA ve QCT yöntemleriyle ölçülen değerleri	22
Tablo 16. Omura ait sonlu eleman modelinin seçimi ile ilgili malzeme özellikleri ve dönüşüm formülleri.....	23
Tablo 17. Uygulanan 16 teste dair elde edilen veriler	26
Tablo 18. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri.....	27
Tablo 19. Disklerin modellenmesinde kullanılan malzeme özellikleri.....	29
Tablo 20. Çalışmada kullanılan dokuların malzeme özellikleri	30
Tablo 21. Çalışmada kullanılan kafaya ait malzeme özellikleri	31
Tablo 22. Çalışmada oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin malzeme özellikleri	31
Tablo 23. Üç noktalı eğilmede insan kafatasına ait hesaplanan mekanik özellikler.....	32
Tablo 24. Çalışmada kullanılan dokulara ait malzeme özellikleri.....	33
Tablo 25. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri.....	34
Tablo 26. Beyne ait malzeme özellikleri	35
Tablo 27. Çalışmada elde edilen sonuçlar	35

Tablo 28.	Yumuşak dokulara ait lineer malzeme özellikleri	36
Tablo 29.	Yumuşak dokulara ait Ogden tipi viskoelastik malzeme özellikleri	36
Tablo 30.	Çalışma sonucunda 4 modele ait elde edilen değerler.....	37
Tablo 31.	Değişik top hızlarında hesaplanan yaralanma gücü, açısal ve lineer ivme	39
Tablo 32.	Değişik top hızında hesaplanan temas süresi, maksimum temas	39
Tablo 33.	Yenidoğan kafasının sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri	40
Tablo 34.	Modellemede kullanılan erkek gönüllünün temel özellikleri	48
Tablo 35.	Modelin antropometrik ölçüleri.....	48
Tablo 36.	Willinger vd. (1999) tarafından yapılan çalışmada kullanılan malzeme özellikleri	50
Tablo 37.	Modele ait elemanların ağ yapısı kalite ölçümleri.....	59
Tablo 38.	Beyin dokularının viskoelastik malzeme özellikleri.....	60
Tablo 39.	Beyin dokularının elastik malzeme özellikleri	60
Tablo 40.	Kafatası ve yüz kemiklerinin malzeme özellikleri	61
Tablo 41.	Yüz bölgesindeki kafa derisinin malzeme özellikleri.....	61
Tablo 42.	Kafa derisine ait Ogden tipi malzeme sabitleri.....	61
Tablo 43.	Analizi yapılan yumuşak dokuların ve kafatasının malzeme özellikleri	62
Tablo 44.	Varyans analizinde kullanılan parametre ve seviyeler	89
Tablo 45.	Veri özeti ve ANOVA Varyans hesaplamaları.....	89
Tablo 46.	Regresyon analizine ait katsayılar	90
Tablo 47.	Veri özeti ve ANOVA Varyans hesaplamaları.....	93
Tablo 48.	Regresyon analizine ait katsayılar	93
Tablo 49.	Veri Özeti ve Varyans Hesaplamaları Tablosu	97
Tablo 50.	Regresyon analizine ait katsayılar	97

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ρ	: Yoğunluk
FEA	: Sonlu elemanlar analizi
E	: Elastisite modülü
ν	: Poisson oranı
K	: Bulk modülü
μ	: Kayma modülü
μ_1	: Ogden katsayısı (KPa)
μ_2	: Ogden katsayısı
μ^∞	: Uzun süreli kayma modülü
σ_0	: Akma gerilmesi
ε_0^p	: Referans plastik deformasyonu
n	: Sertleşme katsayısı
m	: Plastik deformasyon oran katsayısı
N_v	: Boşluk yoğunluğu
a_0	: İlk boşluk yarıçapı
τ_1	: Gevşeme süresi
μ^0	: İlk kayma modülü
GM	: Gri cevher
BM	: Beyaz cevher
BSKK	: Beyin sapı ve korpus kollozum
g	: Kayma modülü
t	: Zaman sabiti
DXA	: Çift enerji X-Ray Abzorbsiyometri
QCT	: Kantitatif bilgisayarlı tomografi
BMD	: Kemik mineral yoğunluğu
MOS	: Katıların mekaniği

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Biyomekaniğin Tanımı ve Amacı

Biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin, yaşayan canlılar üzerinde uygulama alanıdır. Biyomekanik çalışmalarında, mühendislik yöntemleri de kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği ve hareket sırasında değişik bölümlerde oluşan kuvvet sisteminin etkisi belirlenmekte ve canlı ve cansız dokular üzerinde zorlanma durumları incelenmektedir. Bütün bunların sonucunda, tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir. Bir başka deyişle biyomekanik, insan dokularının özellikleri ve “yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilmelere dokuların yanıtı ne olacaktır?” sorusuyla ilgilenmekte ve çözü bulmaya çalışmaktadır. Örneğin, iş makinesinde çalışan kişilerin olası zararlardan korunması için kask, eldiven, maske vb. kişisel koruyucu donanım üretimi biyomekanik desteği alınarak sağlanmaktadır.

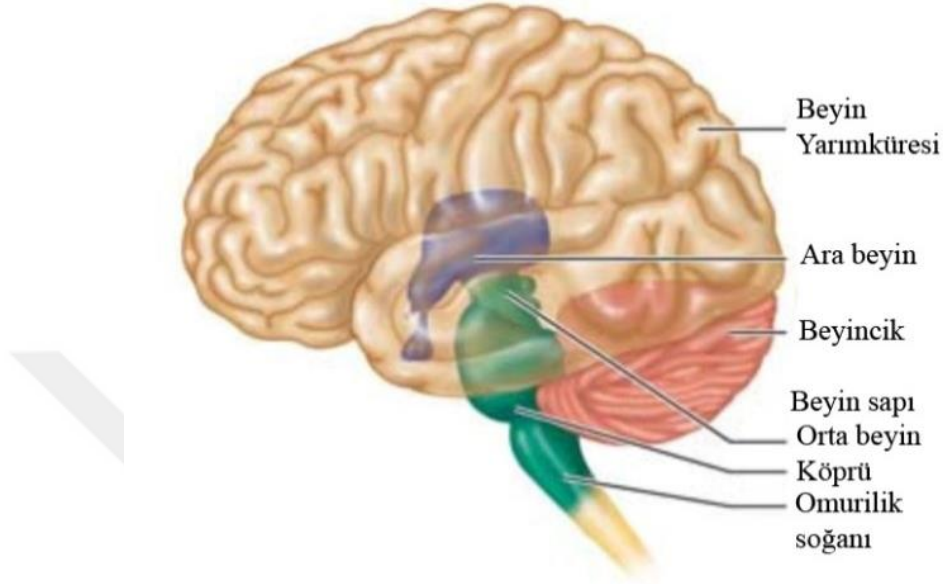
Biyomekanik alanında kafa-boyun sistem dinamiğinin incelenmesi sık rastlanan uygulamalardandır. Genellikle trafik kazalarında beyin travmaları ve boyun omurlarında meydana gelen hasar nedeniyle ciddi sakatlanmalar ve ölümler meydana gelmektedir. Özellikle arkadan çarpmalarda kafanın önden arkaya doğru salınım yapması (*whiplash*) ciddi boyun sakatlanmalarına neden olmaktadır. Ayrıca kafanın yandan (*lateral*) veya önden (*frontal*) darbe alması durumunda da ciddi beyin travmaları meydana gelmektedir. Son yıllarda bilgisayar ortamında, örneğin sonlu elemanlar yöntemi (SEY) kullanılarak yapılan çalışmalar, kafa-boyun sistem dinamiğinin anlaşılmasında, oldukça fazla katkı sağlamaktadır.

Bu çalışmada kafa ve boyun sisteminin farklı yönlerde uygulanan ani yükler altında darbe simülasyonu yapılmıştır. Tezin aşağıda verilen ilk bölümünde, kafa-boyun sisteminin anatomisi üzerine yapılan çalışmalar ve son olarak da tezin amacı ve kapsamı verilmiştir.

1.2. İnsan Kafatasının Anatomisi ve İşlevleri

İnsan sinir sistemi 2 ana bölümden oluşmaktadır. Bunlar merkezi sinir sistemi ve çevresel sinir sistemidir. Merkezi sinir sistemi beyin ve omuriliği içermektedir. Dış etkilere korunmak amacıyla beyin zarı adı verilen bir dokuyla çevrelenmiştir. Yetişkin bir

erkeğin beyni yaklaşık olarak 1600 gramdır (Marieb, 2006; Assefa, 2007). İnsan beyni, beyin yarımküresi, ara beyin, beyincik ve beyin sapından oluşmaktadır ve örnek bir görsel Şekil 1’de verilmiştir.



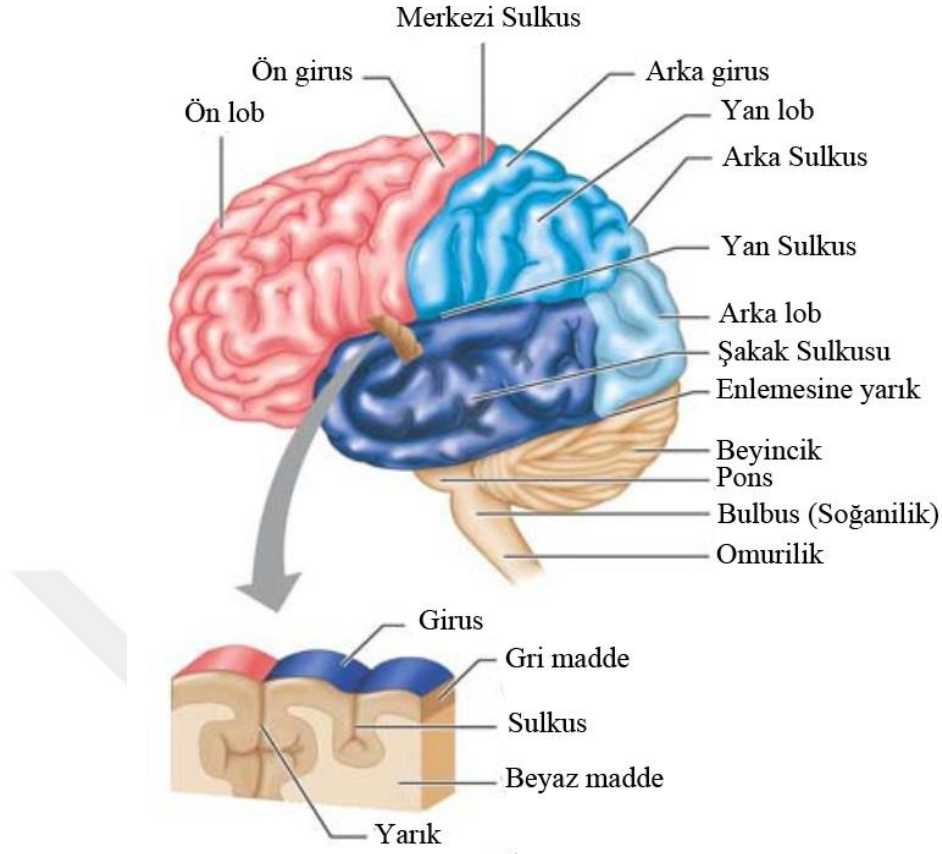
Şekil 1. Beynin ana bölümleri

1.2.1. Beyin Yarımküresi (Cerebrum)

Cerebrum insan beyninin en üstte bulunan ve en büyük boyutlu bölümüdür (Assefa, 2007). Sol ve sağ yarımküre olarak iki bölümden oluşur. Sağlıklı bir beynin toplam kütleinin %83’ünü oluşturur (Marieb, 2006). Şekil 2’de görüldüğü gibi yarımküre de birçok girinti çıkıntı vardır. Çıkıntı şeklinde olanlara *girus* ve oluk şeklindeki girintilere de *sulkus* adı verilmektedir (Assefa, 2007). En derin sulkuslara yarık adı verilir ve bunlar beyni iki yarım küreye ayırır.

Yarımkürelerin en dışında, beynin %40’lık kütleini oluşturan serebral korteks tabakası bulunmakta ve beyindeki motor fonksiyonlarını, hafızayı, duyuları vb. önemli faaliyetleri kontrol etmektedir. Bu tabakayı 2–4 mm kalınlığa sahip olan gri madde oluşturmaktadır (Marieb, 2006).

Yarımkürelerin iç kısmını ise omuriliğin, beyinle ve beynin kendi içerisindeki haberleşme fonksiyonlarını yürütmekte olan beyaz madde bulunmaktadır.

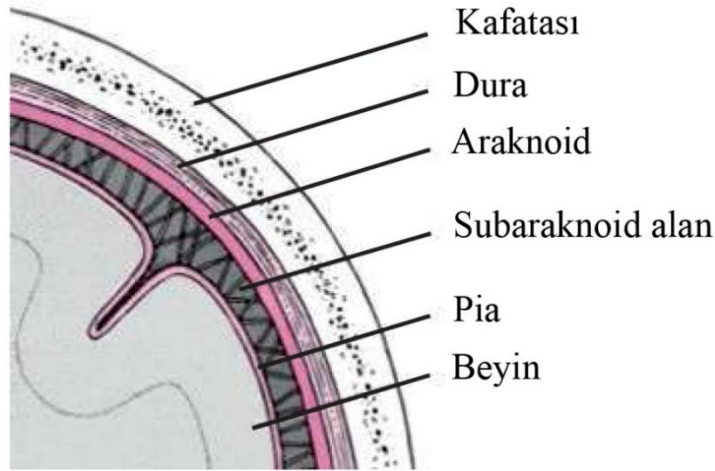


Şekil 2. Beyin yarımkürelerine ait lob, yarık ve dokular

1.2.2. Beyin Zarları (Meninges)

Beyin zarı beynin en dışında bulunan birbirine bağlı 3 dokudan oluşan bir yapıdır. Merkezi sinir sistemini çevreler ve korur. Aynı zamanda kan damarlarını da korumakta ve sinüsleri de çevrelemektedir. En dıştan içe doğru dura, araknoid ve pia dokularından oluşur (Marieb, 2006), Şekil 3'te beyin zarının yapısına ilişkin bir görsel verilmiştir.

Kayımsı bir özelliğe sahip olan dura, beyin zarlarının en dayanıklı olanıdır. İki katmanlı fiber levha şeklinde olup beyni tamamen sarmaktadır. Dış katmanı, kafatasının iç kısmı ile bağlı olup, iç katmanı da beyni tamamen sararak omurilik kanalına doğru uzanmakta ve spinal kanalı bir kılıf gibi korumaktadır (Marieb, 2006).



Şekil 3. Beyin zarının kesit görünüşü (Beers, 2010)

Kayışimsı bir özelliğe sahip olan dura, beyin zarlarının en dayanıklı olanıdır. İki katmanlı fiber levha şeklinde olup beyni tamamen sarmaktadır. Dış katmanı, kafatasının iç kısmı ile bağlı olup, iç katmanı da beyni tamamen sararak omurilik kanalına doğru uzanmakta ve spinal kanalı bir kılıf gibi korumaktadır (Marieb, 2006).

Beyin zarlarının ortasında yer alan araknoid dokusu, beyne yumuşak bir koruma sağlar. Tam ortada olmasından ötürü sulkus gibi beyin kıvrımlarının içine girmemiştir. İnce bir sıvı film tabakası ile dura dokusundan ayrılmıştır (Marieb, 2006).

Pia dokusu, çok hassas bir doku olup çok sayıda kılcal damarlar içermektedir. İnce kıvrımlarıyla beyne sımsıkı tutunan tek beyin zarı dokusudur.

1.2.3. Beyin Omurilik Sıvısı

Beyin omurilik sıvısı (BOS), beyin ve spinal kanalın hem içinde hem de çevresinde bulunur. Beyne yastık görevi görmekle beraber dokuların sanki yüzüyormuş gibi davranmalarını sağlar. Jel kıvamında olup, beyin ağırlığının %97'sini düşürerek, beynin kendi ağırlığında ezilmesine engel olur. Aynı zamanda beyni darbe ve diğer travmalara karşı korur (Marieb, 2006). %99'u sudan oluşmakla birlikte toplam hacmi yaklaşık 150 ml'dir (Clooths, 2007).

1.2.4. Tentoryum ve Falks

Tentoryum, beyinciğin üzerindeki bir yastığa benzer (Şekil 4). Dura dokusundan oluşan bu doku, yaklaşık olarak yatay konumda olup enine bir şekilde içe doğru girerek beyin yarım kürelerini ve beyinciği birbirinden ayırır.

Falks dokusu orak biçiminde beynin iki yarım küresini boylu boyunca ve aşağıya doğru birbirinden ayırır (Marieb, 2006).

1.2.5. Beyin Sapı

Şekil 1 ve Şekil 2’de görüldüğü gibi beyin sapı orta beyin, köprü ve omurilik soğanı olmak üzere 3 bölgeden oluşmaktadır. Her bölgenin uzunluğu kabaca 1 inç olup, üçünün kütlesi beynin toplam kütlesinin %2,5 kadar kısmını oluşturmaktadır. Histolojik olarak beyin sapının işlevi, tamamen aynı olmamakla birlikte omurilikle aynıdır (Marieb, 2006). Beyin sapı insan vücudunun hayatta kalabilmesi için gereken otomatik davranışları yürütmekle görevlidir (Marieb, 2006). Aynı zamanda refleks kontrolü de beyin sapı tarafından yapılmaktadır. Beyin sapı, beyincik ve omurilik arasında yer alır. Kafaya veya yüze gelen bir darbe sonucunda beyin sapı dönme ve kayma etkileri ile karşı karşıya kalmaktadır (Lucile, Yves, Clémence, Georges, Marie-Dominique & Lionel, 2020).

Aşağıdan yukarı doğru incelendiğinde omuriliğin devamı olan omurilik soğanı kafatasının en alt bölgesindeki boşluktan geçmektedir. Omurilik gibi gri ve beyaz cevherden oluşmaktadır (Assefa, 2007).

1.2.6. Beyincik

Görünüm olarak karnabahara benzeyen beyincik beyin yarım kürelerinden sonra beynin en büyük kütlesine sahip dokudur. Toplam beyin kütlesinin %11’ini oluşturmaktadır. Konum olarak beyin sapının köprü ve soğan bölgesinin arkasında yer almaktadır (Şekil 1 ve 2). Beyin arka loblarının altına doğru çıkıntı şeklinde yer almaktadır (Marieb, 2006). Dış tabakası gri cevherden, iç tabakası da beyaz cevherden oluşmaktadır. Görevi vücudun dengesini sağlamaktır (Assefa, 2007).

1.3. Biyomekanikte Kafa-Boyun Araştırmaları

Bugüne kadar biyomekanik alanında kafa ve boyun sistemini üzerinde yapılan çalışmalar ilk olarak hayvanlar üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalar daha çok hayvanların kafatasları üzerinde yapılmış olup beyin ve boyun omurları üzerinde çok zayıf kalmışlardır. Daha sonra askeri alanda yapılan çalışmalar karşımıza çıkmaktadır. Pilotların yüksek ivme etkisi altında vücutlarına nüfuz eden kuvvetlere vücudun tepkisi araştırılmış ve bu kapsamda pilotların kullanabileceği uygun giysi ve başlıklar geliştirilmiştir. Daha sonra trafik kazalarında meydana gelen kafa ve boyun yaralanmalarına ilişkin çalışmalara ağırlık verilmiş ve günümüzde de bu alanda sürekli yeni çalışmalar yapılmaktadır.

İnsan kafasına beklenmedik bir durumda ve şekilde gelen, genellikle fiziksel olan bir darbe sonucu beyin hasarı oluşabilir. Hasarın oluşması gelen darbenin şiddetine bağlıdır. Bu darbenin bir kısmı, kafatasını çevreleyen deride sönümlendikten sonra kafatasına ve beyin dokularına geçerek beyin hasarını oluşturan gerilme ve şekil değişimlerine neden olmaktadır (Brands, 2002). Bu darbelerin büyük çoğunluğu araba kazaları, düşmeler, kasıtlı darbeler ve spor sırasında meydana gelmektedir.

Beynin ve insan kafasında bulunan diğer dokuların anatomik yapıları şekillerden ve anlatılanlardan da anlaşılabilirdiği gibi oldukça karışıktır. Güncel çalışmalarda mekanik etkilerden ötürü beyinde oluşabilecek hasarlar önceden tespit edilmeye çalışılmaktadır. Bu çalışmalar sayesinde baret, emniyet kemeri, hava yastığı, koltuk başlığı ve kask gibi koruyucu donanımların kullanılmasının gerekliliği net bir şekilde ortaya çıkmıştır. Bu koruyucu donanımların tasarımları ise akademik çalışmalar sayesinde şekillenmektedir.

Mekanik etkiyle beyinde oluşabilecek herhangi bir hasarın bilgisayar ortamında şekillendirilmesi çeşitli yazılımlarla yapılmakta ve bu esnada karşılaşılan sorunlardan en büyüğü beyin ve diğer dokulara ait malzeme özelliklerin belirlenmesi olmaktadır.

Chafi (2009) tarafından yapılan çalışmada, insan beyninin tümleşik bir sonlu eleman modeli oluşturularak, ortamda meydana gelen patlama sonucu beyinde oluşabilecek birincil hasarlar incelenmiştir. Çalışmada, insan beyninin sonlu eleman modeli yapılırken Tablo 1 ve Tablo 2’deki malzeme özellikleri kullanılmış ve Şekil 4’te görülen dokuları içeren bir model oluşturulmuştur.

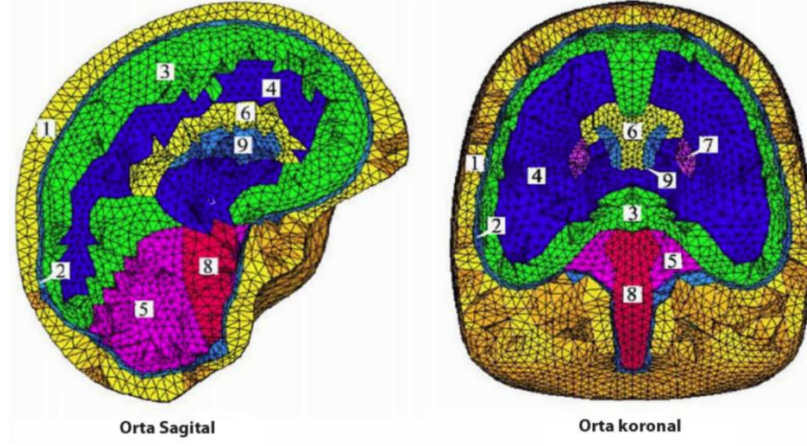
Tablo 1. Sonlu eleman modelinde kullanılan dokuların yapısal özellikleri (Chafi, 2009)

Doku	Anatomik Yapı 50. pers., erkek	Malzeme Modeli	Sonlu Eleman Modeli	Sonlu Eleman Sayısı
Kafa derisi	5-7 mm kalınlık 195 mm uzunluk,	Lineer elastik	6 mm Solid eleman	4128
Kafatası	155mm en, 225 mm yükseklik, 4-7 mm kalınlık.	Lineer elastik	Solid eleman	8256
Dura, falx, tentoryum	1 mm kalınlık	Lineer elastik	1 mm kabuk eleman	2609
Pia	1 mm kalınlık	Lineer elastik	1 mm kabuk eleman	2786
BOS	165 mm uzunluk	Lineer elastik ve Viskoelastik	1.3 mm kalınlık Solid eleman	2874
Beyin	140 mm çap	Hiperviskoelastik	Solid eleman	7318

Tablo 2. Sonlu eleman modelinde kullanılan dokuların malzeme özellikleri (Chafi, 2009)

Elastik malzeme özellikleri	Yoğunluk ρ (kg/mm ³)		Elastisite modülü E (MPa)		Poisson oranı, ν		
Deri	1.2e-6		16.70		0.42		
Kafatası	1.8e-6		15000		0.21		
Dura, falx ve tentoryum	1.13e-6		31.50		0.45		
Pia	1.13e-6		11.50		0.45		
BOS	1.0e-6		Sıkıştırılamayan $K = 2.19$ GPa		0.50		
Hiperviskoelastik parametreler	C_{10} (Pa)	C_{01} (Pa)	G_1 (kPa)	G_2 (kPa)	β_1 (s ⁻¹)	β_2 (s ⁻¹)	K (GPa)
Beyin	3102.5	3447.2	40.744	23.285	125	6,6667	2.19

El Sayed vd. (2008) beynin malzeme özelliklerine farklı bir şekilde yaklaşarak Ogden malzeme modeli kullanarak travmatik beyin hasarı ve yumuşak doku yaralanmaları incelenmiştir. Çalışmada beynin Şekil 5'te görülen sonlu eleman modeli oluşturulmuş ve kullanılan malzeme özellikleri Tablo 3 ve Tablo 4'te verilmiştir.



- | | |
|-----------------------|--------------------|
| 1. Yüz hariç kafatası | 6. Korpus kollozum |
| 2. Omurilik sıvısı | 7. Çekirdek |
| 3. Gri cevher | 8. Beyin sapı |
| 4. Beyaz cevher | 9. Ventrikül |
| 5. Beyincik | |

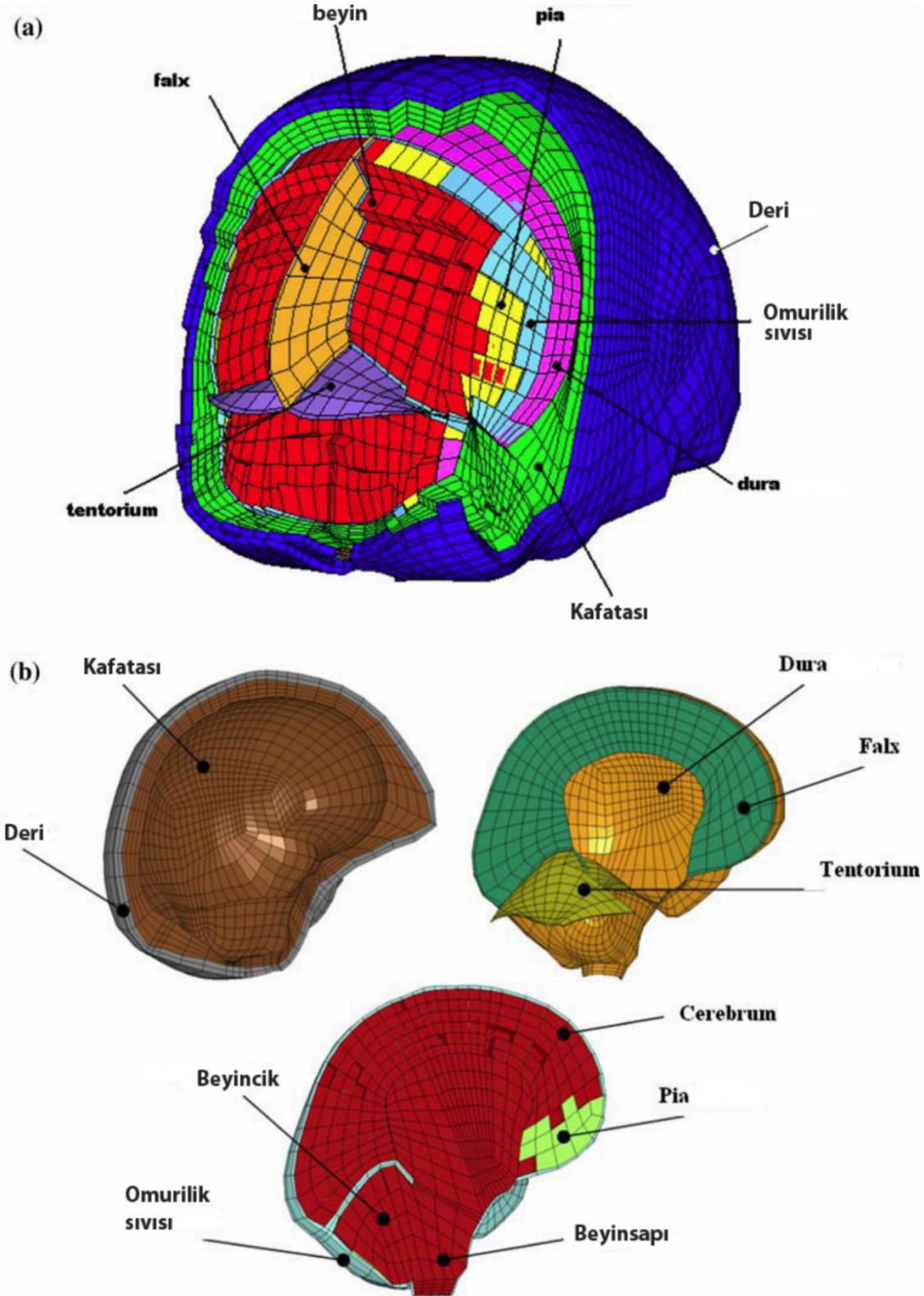
Şekil 4. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli (Chafi, 2009)

Tablo 3. Yumuşak dokulara ait malzeme özellikleri (El Sayed vd., 2008)

	Gri Cevher	Beyaz Cevher	Beyin sapı
Kütle Yoğunluğu (kg/m³)	1040	1040	1040
Elastoplastik yaklaşım			
Ogden katsayısı μ_1 (kPa)	-2.72	-3.28	-4.64
Ogden katsayısı α_1	-5	-5	-5
Uzun süreli kayma modülü μ^∞ (kPa)	6.80	8.20	11.60
Bulk modülü K (kPa)	2190	2190	2190
Referans plastik def. ε_0^p	0.05	0.05	0.05
Sertleşme katsayısı n	10	10	10
Referans plastik def. oranı $\dot{\varepsilon}_0^p$	0.001	0.001	0.001
Plastik def. Oran katsayısı m	10	10	10
İlk viskoelastik mekanizma			
Gevşeme süresi τ_1 (s)	0.008	0.008	0.008
Ogden katsayısı $\mu_{1,1}$ (kPa)	-1.36	-1.64	-2.32
Ogden katsayısı $\alpha_{1,1}$	-5.00	-5.00	-5.00
Bulk modülü K ₁ (kPa)	2190	2190	2190

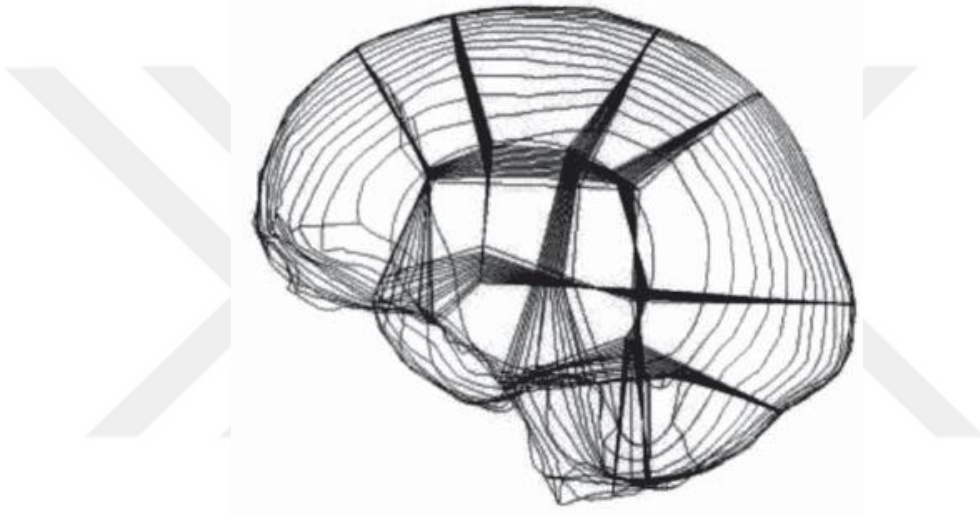
Tablo 4. Kafatası ve beyin omurilik sıvısının malzeme özellikleri (El Sayed vd., 2008)

	Kafatası	BOS
Kütle yoğunluğu (kg/m³)	1210	1004
Kayma modülü μ (kPa)	3280	0.50
Bulk modülü K (kPa)	4760	2190



Şekil 5. (a) Kafaya ait sonlu eleman modelinin perspektif görünümü; (b) kafa ve diğer elemanların sağ görünüşü (El Sayed vd., 2008)

Horgan ve Gilchrist (2003) tarafından yapılan çalışmada basit yaya kazaları sonucu meydana gelen ölümler için bir insan kafasını temsil eden sonlu eleman modeli oluşturularak olayların analizi yapılmıştır. Şekil 6'da çalışmada oluşturulan kafatası gösterilmiştir. Söz konusu çalışmada kullanılan malzeme özellikleri Tablo 5'te verilmiştir. Çalışmadan elde edilen sonuçlar, Nahum (1977) tarafından kadavralar üzerinde yapılan çalışmadan elde edilen sonuçlarla karşılaştırılarak doğrulama yapılmıştır. Sonuçlara göre sinir organlarına uygulanan kısa süreli kayma modülü kafa içi basıncı oluştuğunda en büyük değerine ulaşmaktadır.



Şekil 6. İnsan beyninin şematik Sonlu eleman modeli (Horgan ve Gilchrist, 2003)

Tablo 5. Malzeme özellikleri (Horgan ve Gilchrist, 2003)

Eleman	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson oranı	Yoğunluk (kg/m ³)
Deri	16.7	0.42	1000
Sert Kemik	15000	0.22	2000
Süngerimsi kemik	1000	0.24	1300
Dura	31.5	0.45	1130
Pia	11.5	0.45	1130
Falks ve Tentoryum	31.5	0.45	1130
Beyin	Hiperelastik	0.4999981	1040
Yüz Kemikleri	5000	0.23	2100

Punke vd. (2007) tarafından yapılan çalışmada, kafatasının sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Model oluşturulurken bir kadavranın kafatası TESA 3D koordinat ölçü aleti

ile ölçülerek bilgisayar ortamına alınmış daha sonra PATRAN programı ile koordinatların nokta bağlantıları ile çizgiler, çizgilerin de birleştirilmesi ile sonlu elemanlar analizinde kullanılacak olan yüzeyler elde edilmiştir. Kafatası kemiği olarak homojen, izotrop, lineer elastik materyal özellikleri seçilmiştir.

Himmetoğlu vd. (2007) tarafından yapılan çalışmada, 50. persentilde bulunan bir erkeğin çok kütleli kafa ve boyun modeli oluşturmuştur. Modelde öncelikli olarak arkadan darbe halindeki durum ve kafanın arkadan öne doğru sallanması sonucunda oluşan hasarın etkileri incelenmiştir. Çalışmada bulunan sonuçların, Japon Otomobil Araştırma Enstitüsü tarafından gönüllüler kullanılarak düşük hızlı arkadan darbeleri analizler için yapılan kızak testlerinden alınan sonuçlarla karşılaştırılması ve doğrulanması yapılmıştır. Çalışmada gerçek kafatası ve boyun modeli kullanılmayıp bilgisayar ortamında MSC Visual Nastran 4D çok kütleli dinamik simülasyon programında tasarlanan bir model üzerinde çalışılmıştır. Kafa yerine daha çok boyunla ilgilenilmiş ve tasarlanan boyun 7 segmentten oluşturulmuştur.

Ying vd. (2006) tarafından yapılan çalışmada, normal bir insan kafatasının sonlu elemanlar yöntemiyle modellemesi yapılmış ve tek taraflı maksiler bölgedeki bir bozukluğun sonlu elemanlar modeli üzerinde düzeltilmesi gösterilmiştir. Tamamı ANSYS sonlu elemanlar programında yapılan bu düzeltme işlemi esnasında, bilgisayar ortamında yerleştirilen implant ve kemikler, gerilmelerin yüzeye dağıtılmasında gayet başarılı olmuşlardır.

Zhang vd. (2005) tarafından yapılan çalışmada, 68 yaşında bozulmaması için ilaçlanmış bir erkek kafa ve boyun kompleksine sabit yük, üstten düşme ve arka darbe etkileri uygulanmış, elde edilen sonuçlar dijital geometrik veri olarak kaydedilerek bilgisayarda hazırlanan sonlu elemanlar modelindeki sonuçlarla kıyaslanmıştır. Kafatası ve boyun kompleksi bir dijital tarayıcı ile taranmış ve Surfacar 7.0 yüzey modelleme programı kullanılarak sonlu elemanlar modeline dönüştürülmüştür. Sonuçlar ANSYS 6.0 kullanılarak elde edilmiştir. Sonlu elemanlar modelinden elde edilen sonuçlar ile deneysel sonuçların oldukça uyumlu olduğu görülmüştür.

J. Ivarsson vd. (2009) tarafından yapılan çalışmada, bir mini kızak sistemine bağlanan hibrit 3 tipindeki kafa – boyun modelinin, 51 mm kalınlığında değişken katılık ve yoğunluk katsayılarına sahip bir köpüğe, kafanın ön tarafından 5 m/s, 7 m/s ve 9,6 m/s hızlarında çarpıtılarak kafanın önden arkaya doğru lineer ve açısal ivmesinin ölçümü yapılmıştır. Deney sonucunda köpük örneklerinin tamamen ezilmediği, kafanın açısal ivmesinin ve

açısal hızının tepe yaptığı değerin, sistemin ivmesi ve hızı ile birlikte lineer bir şekilde arttığı görülmüştür. Ayrıca kafayı ön taraftan yastıklamanın, olası beyin hasarlarını önlemede oldukça etkin bir yöntem olduğu da vurgulanmıştır.

Camacho vd. (2001) tarafından yapılan çalışmanın amacı, başın tepe kısmından darbe aldığı durumlarda yüzey yastıklama karakteristikleri ile boyun hasarları arasındaki mekanik ilişkiyi kavrayabilmektir. Yazar, daha önceki çalışmasında sonlu elamanlar yöntemi kullanarak geliştirmiş olduğu kafa ve boyun modelini bu çalışmada da kullanmıştır. Geliştirilen birleştirilmiş parametrelili boyun modeli, bütün boyun omurları ve hareket segmentlerini de içermektedir. Omurlar arası eklemlerin modellenmesinde uzama – esneme, çeki – bası ve önden arkaya kayma hareketlerinin incelenebildiği Kelvin Solid materyali kullanılmıştır. Kafa ise bilgisayarlı tomografi taramasından elde edilen verilerden yüz hatları çıkarılarak LS-DYNA programında bir kabuk eleman olarak modellenmiş ve ağ yapısı oluşturulmuştur. Aynı şekilde kafa ve boynun çarpıtıldığı yastık elemanı da LS-DYNA programında üretilen köpük materyali seçilerek modellenmiştir. Kafa ve boyun kompleksi 4 farklı açıda yastık elemana düşürülmüş ve veriler literatürdeki kadavra deneylerinden elde edilen verilerle karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda yastık malzemesinin enerji absorbe etme yeteneği ne kadar fazla olursa kafa ve boynun hasar alma olasılığının da o derece azaldığı görülmüştür. Boyun omurlarındaki sıkışmaların en yüksek olduğu durumlar kafa ile yastık arasındaki sürtünmenin en az olduğu durumlarda görülmüştür.

Yoganandan vd. (1998) boyun omurlarının arkadan darbe olayındaki kinematik incelemiştir. Çalışmada bir kadavranın kafa ve boynu bir mini kızak sistemine bağlanmış ve bağlanan kısma kuvvet uygulanmıştır. C5 ve C6 boyun omurlarının arasına bir Retro reflektör yerleştirilerek çözünürlüğü ve çekim hızı çok yüksek olan bir fotoğraf makinesi ile kafa ve boynun sallanması filme alınmış ayrıca beyin kısmına da bir mesafe algılayıcı yerleştirilerek kafanın ne kadar sallandığı kaydedilmiştir. Kaydedilen sonuçlar grafiklerle gösterilmiş ve kafa – boyun kompleksinin önden arkaya hareketi ile arkadan öne hareketi arasında boyun omurlarında eşit kinematik etkilerinin olduğu görülmüştür.

Yoganandan ve Pintar (1997) tarafından yapılan bu çalışmada insan boynunun direkt temas etmeyen tipte atalet yükleri altındaki biyomekanik davranışları incelenmiştir. Çalışmada insan kadavrasının kafa ve boyun kısmı geliştirilen bir mini kızak mekanizmasında 2 hız değerinde esneme, uzama ve yan bükülme testleri yapılmıştır. Mini kızak sisteminin hızlandırılması sonucunda kafa ve boyun kompleksinde meydana gelen 3 boyutlu kuvvet ve moment değerleri grafiksel olarak verilmiştir.

Patra vd. (1996) tarafından yapılan çalışmada, Armstrong laboratuvarlarında düşey yönlü hız kesme kulesi kullanılarak kafa – boyun kompleksinin hasar analizi yapılmıştır. Kullanılan kule 3.3 m ve 5 derece eğimli olarak tasarlanmıştır. Wright-Patterson hava üssünde çalışan 16 erkek ve 2 kadın asker gönüllü olmuş ve her bir deneğe 10 G kuvvet uygulanarak su dolu bir havuza ani düşüşleri sağlanmıştır. Bir fotometrik film kullanılarak deneklerin tüm vücut hareketleri dinamik olarak incelenmiş ve grafiksel olarak kaydedilmiştir.

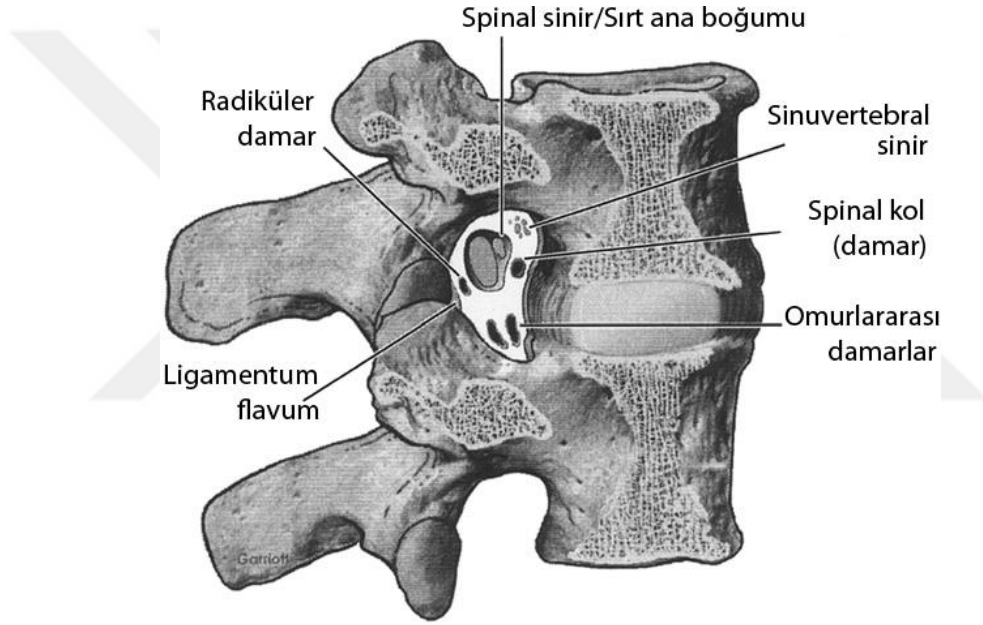
Günümüzde birçok sonlu eleman modelleri bulunmaktadır fakat hala insan kafasının anatomik özellikleri deneysel çalışmalar ile desteklenmeyi beklemektedir. Alem (1995), hasarlı dokunun tekrar elde edilemediğini veya kazalarda dokunun deformasyon büyüklüğü ve oranının ölçülemediğini söylemiştir.

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 (1969) “Bu yüklerin etkileri beyinle ilgili hasarlara yol açmaktadır”, demiştir.

Ruan vd. (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. Kafaya uygulanan darbe ile oluşan iç basınç, beyin kayma gerilmesi ve kafatası Von Mises gerilmesinin miktarı belirlenmiştir. Çalışma sonucunda kafaya yapılan darbe çalışmalarında darbe yerinin önemli olduğu ortaya çıkmıştır. Ön darbeye göre yan darbede yüksek basınç elde edilmiştir. Klinik çalışmalarında da gözlenen yaralanma yan darbede daha yüksektir. Kafatasında meydana gelen kayma gerilmesi, basıncın tersine darbenin sonunda oluşmaktadır. Beyin sapında maksimum kayma gerilmesi bulunmuştur. Bununla birlikte, kayma gerilmesi büyük ihtimalle beyin sapı yırtılmasına yol açmaktadır. Kafa yaralanma kontrolü korumasında impaktör hızı, kütlelerinden daha fazla önem taşımaktadır. Aynı zamanda beyine etki eden tepkide de hız daha önemlidir. Kafa yaralanma kriteri (HIC), kafanın ivmelenmesinde hesaplanmıştır ve genellikle darbe kuvveti, beyin maksimum kayma gerilmesi ve kafatasının von Mises gerilmesiyle orantılıdır. Bu nedenle doğrudan darbe konumunda HIC önemli bir kaynaktır.

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 söylemişlerdir.

Deveraux (2007) omuriliğin bütün anatomisini incelemiş ve omurilikte yer alan kaslar, lenfler, sinirler ve diskler gibi bütün yapılar hakkında detaylı bilgi vermiştir. Şekil 7’de iki omur arasındaki anatomik yapılar görülmektedir.



Şekil 7. Omurlar arasındaki eklemlerin anatomik yapısı (Deveraux, 2007)

Deveraux (2007) omurlar arasındaki diskler hakkında da detaylı bilgiler vermiştir. Deveraux’a göre her disk jöle veya jelatinimsi bir yapı olan çekirdeği saran, yüzük şeklindeki yapışkan çekirdek çevresi tabakasını içermektedir. Çekirdek bölgesine ait yapışkan fiberler, dayanıklılığı korumak için lameller halinde farklı yönlerde çaprazlanmışlardır. Sağlıklı genç bir çekirdek bölgesi, %88 oranında su ihtiva eder. Görevi ise omurların rahat hareket etmesini sağlamak, bir hidrolik sistem gibi iki omura destek vermek ve darbeleri sönmölemek şeklinde sıralanabilir.

Yoganandan vd. (2001) tarafından yapılan çalışmada insan boynundaki yumuşak dokuların görevleri ve yapıları, bir matematiksel model üzerinde anlatılmıştır. Bir sonlu

elemanlar modeli de yapılarak boyundaki spinal bağlar, omurlar arası diskler, üst omur ve alt omur eklemler çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmada bütün elemanların boyut ve kesit alanları gibi geometrik özellikleri (Tablo 6) yanında kuvvet–yer değişimi ve gerilme–şekil değiştirme verileri gibi malzeme özellikleri de anlatılmıştır. Çalışma sonucunda bu yumuşak dokuların normal ve aykırı davranışları (eklem kayması, travma vb.) incelenmiştir.

Tablo 6. Boyun bağlarının uzunluk ve kesit alanları (Yoganandan vd., 2001)

	Alan (mm ²)	Uzunluk(mm)
C2-C5		
ALL	11.1 (1.9)	18.8 (1.0)
PLL	11.3 (2.0)	19.0 (1.0)
LF	46.0 (5.8)	8.5 (0.9)
ISL	13.0 (3.3)	10.4 (0.8)
C5-T1		
ALL	12.1 (2.7)	18.3 (0.5)
PLL	14.7 (6.8)	17.9 (0.5)
LF	48.9 (7.9)	10.6 (0.6)
ISL	13.4 (1.0)	9.9 (0.7)

ALL: Boyuna ön bağ; PLL: Boyuna arka bağ; LF: sarı bağ; ISL: Omur arkası bağ

Yoganandan vd. (2001) üst boyun bölgesindeki bağlarda hasara yol açan kuvvet–deformasyon, enerji ve katılık değerlerini içeren verileri de Tablo 7’de vermişlerdir.

Tablo 7. Üst boyun bölgesindeki bağlara ait mekanik değerler (Yoganandan vd., 2001)

Boyun bölgesi	Tip	Kuvvet (N)	Deformasyon (mm)	Enerji (Nm)	Katılık (N/mm)
OC-C1	JC	320 (129)	9.9 (8.4)	2.03 (1.00)	32.6 (28.0)
OC-C1	AA-OM	232 (23)	18.9 (2.7)	2.44 (0.63)	16.9 (3.2)
OC-C1	PA-OM	83 (17)	18.1 (2.7)	0.87 (0.21)	5.7 (0.4)
C1-C2	ALL	263 (152)	11.8 (7.0)	2.07 (1.81)	24.0 (11.7)
C1-C2	JC	314 (143)	9.3 (4.5)	2.55 (2.55)	32.3 (23.5)
C1-C2	LF	111 (85)	9.6 (4.3)	0.58 (0.47)	11.6 (11.0)
OC-C2	TM	76 (44)	11.9 (2.5)	0.53 (0.31)	7.1 (2.3)
OC-C2	Apical	214 (115)	8.0 (5.3)	1.55 (1.53)	28.6 (29.0)
OC-C2	Alar	357 (220)	14.1 (7.2)	2.72 (1.77)	21.2 (15.7)
OC-C2	CLV	436 (69)	12.5 (4.9)	4.29 (2.98)	19.0 (0.2)

JC = eklem kapsülü; AA-OM = ön kafatası eklemi; PA-OM = arka kafatası eklemi; ALL = boyuna ön bağ; LF = sarı ligamen; TM = tepe membranı; CLV = çapraz bağ

Aynı çalışmada alt boyun bölgesi bağları için gerilme, şekil değiştirme, enerji ve katılık değerleri Tablo 8’de verilmiştir.

Tablo 8. Alt boyun bölgesi bağları için gerilme, şekil değiştirme, enerji ve katılık değerleri (Yoganandan vd., 2001)

	Gerilme (MPa)	Şekil D. (%)	Katılık (N/mm)	Enerji (Nm)
C2-C5				
ALL	8.36 (1.76)	30.8 (5.0)	16.0 (2.7)	0.61 (0.25)
PLL	6.29 (2.28)	18.2 (3.2)	25.4 (7.2)	0.21 (0.10)
LF	2.64 (0.79)	77.0 (12.9)	25.0 (7.0)	0.49 (0.17)
ISL	2.97 (0.76)	60.9 (11.2)	7.74 (1.6)	0.13 (0.03)
C5-T1				
ALL	12.0 (1.41)	35.4 (5.9)	17.9 (3.4)	0.54 (0.13)
PLL	12.8 (3.38)	34.1 (8.8)	23.0 (2.4)	0.40 (0.11)
LF	2.64 (0.34)	88.4 (13.1)	21.6 (3.7)	0.91 (0.22)
ISL	2.88 (0.74)	68.1 (13.8)	6.4 (0.7)	0.18 (0.06)

Bu çalışmada da kullanılan boyun bölgesine ait Elastisite modülü değerleri ile boyun omurlarındaki disklere ait geometrik bilgiler Tablo 9 ve Tablo 10’da verilmiştir.

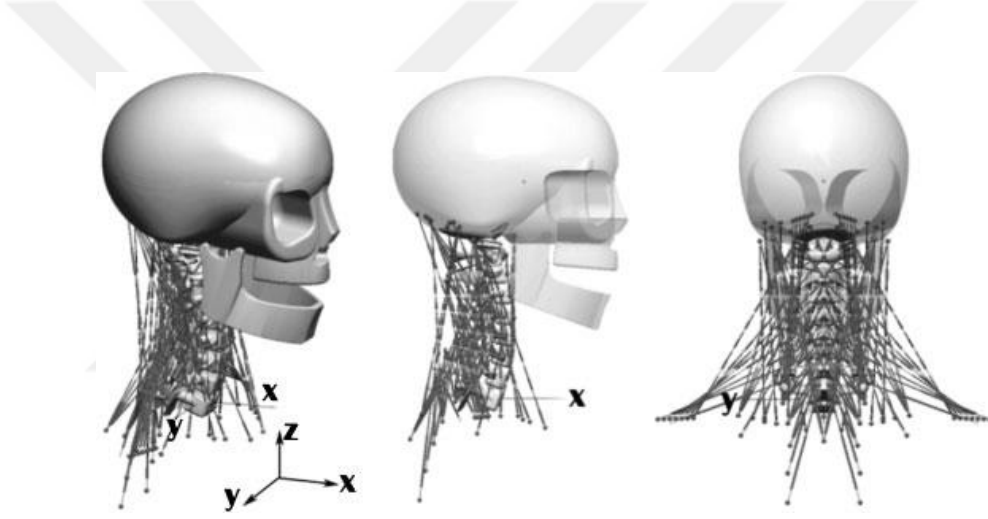
Tablo 9. Boyun bağlarına ait Elastisite modülleri (MPa) (Yoganandan vd., 2001)

Eleman	E ₁	E ₂	E ₁₂
C2-C5			
ALL	43.8	26.3	12.9
PLL	40.9	22.2	11.1
LF	3.1	2.1	40.7
ISL	4.9	3.1	26.1
C5-T1			
ALL	28.2	28.4	14.8
PLL	23.0	24.6	11.2
LF	3.5	3.4	35.3
ISL	5.0	3.3	27.0
E ₁₂ : E ₁ modülünden E ₂ modülüne geçiş sırasındaki şekil değişim			

Tablo 10. C2–T1 omurlarının arasındaki disklere ait geometrik bilgiler (Yoganandan vd., 2001)

Disk Seviyesi	Disk Alanı (mm ²)	Çekirdek Alanı (mm ²)	Maks. Disk yüksekliği (mm)	Disk Arka yükseklik/ön yükseklik
C2-3	108-262	54-134	3.8-5.8	0.53-0.61
C3-4	98-442	55-119	4.5-6.0	0.47-0.55
C4-5	118-332	33	4.6-6.5	0.43-0.51
C5-6	129-440	68-148	4.2-7.2	0.41-0.49
C6-7	168-502	139-251	5.0-7.5	0.61-0.69
C7-T1	188-482	121-233	4.5-7.2	0.59-0.67

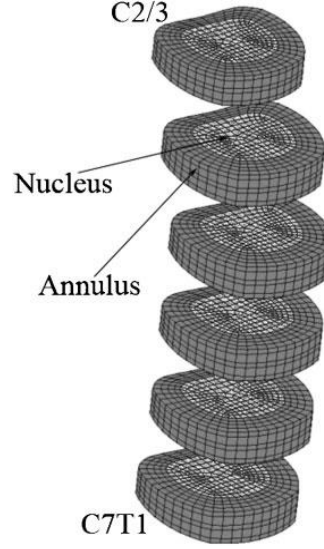
Esat ve Acar (2009) tarafından yapılan çalışmada kafa ve boynun dinamik bir modeli ile 6 adet omurlar arası diskin viskoelastik sonlu elemanlar modeli oluşturularak boynun, önden ve arkadan darbe aldığı durumdaki davranışları incelenmiştir. Oluşturulan 3 boyutlu modele önden 15g, arkadan 8,5g kuvvetinde darbe uygulanmıştır. Analiz sonuçları olarak kafa ve boyun modelindeki disklerde meydana gelen sıkışma, çekilme, kayma kuvvet ve momentleri ile sonlu elemanlar modelinden elde edilen, disklerdeki von Mises gerilmeleri incelenmiştir. Analizde kafa ve boynun 3 boyutlu dinamik modeli ile sonlu elemanlar modeli birlikte kullanıldığında biyomekanik veriler açısından daha sağlıklı sonuçların elde edilebileceği sonucuna varılmıştır. Çalışmada kafa ve boynun dinamik modeli Şekil 8’de görülmektedir.



Şekil 8. Kafa ve boynun 3 boyutlu dinamik modeli (Esat ve Acar, 2009)

Aynı çalışmada kullanılan disklerin sonlu elemanlar modeli ise Şekil 9’da görülmektedir. Disk malzemesi olarak 8-düğüm noktalı brick element seçilmiş ve her diskte 1815 eleman ile 938 nokta oluşturulmuştur.

Omurlar arası disklerin, çalışmada kullanılan ön ve arka yükseklikleri ile disk genişlik ve derinlikleri gibi anatomik özellikleri Tablo 11’de görülmektedir.



Şekil 9. Disklerin sonlu elemanlar modeli (Esat ve Acar, 2009)

Tablo 11. Sonlu elemanlar modelindeki disklerin anatomik özellikleri (Esat ve Acar, 2009)

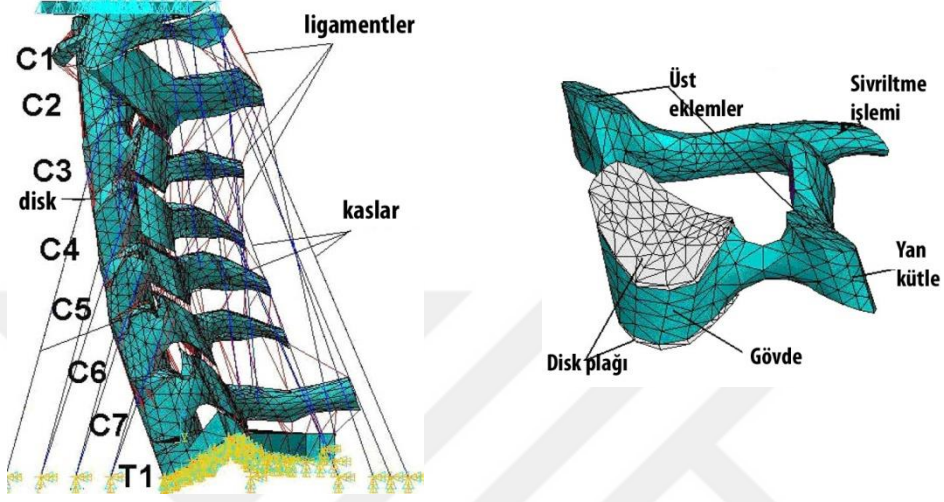
Omurlar arası disk	Ön disk Yüksekliği (mm)	Arka disk Yüksekliği (mm)	Disk Genişliği (mm)	Disk Derinliği (mm)
C2-C3	4.8	3.4	16.9	15.0
C3-C4	5.3	3.3	17.1	15.2
C4-C5	5.5	3.0	17.5	15.5
C5-C6	5.4	3.0	19.4	17.4
C6-C7	5.2	3.3	22.0	18.5
C7-T1	4.7	3.5	23.4	16.8

Aynı çalışmada disklerin sonlu elemanlar modelinin oluşturulmasında kullanılan malzeme özellikleri de Tablo 12’de verilmektedir.

Tablo 12. Çalışmada modellenen disklere ait malzeme özellikleri (Esat ve Acar, 2009)

	Kayma modülü	Bulk modülü	Zaman sabiti (s)
Çekirdeği saran doku	$g_1 = 0.399$	$k_1 = 0.399$	$t_1 = 3.45$
$E = 8.0 \text{ MPa}$	$g_2 = 0.000$	$k_2 = 0.300$	$t_2 = 100$
$\nu = 0.35$	$g_3 = 0.361$	$k_3 = 0.149$	$t_3 = 1000$
	$g_4 = 0.108$	$k_4 = 0.150$	$t_4 = 5000$
Çekirdek	$g_1 = 0.638$	$k_1 = 0.0$	$t_1 = 0.141$
$E = 0.5 \text{ MPa}$	$g_2 = 0.156$	$k_2 = 0.0$	$t_2 = 2.21$
$\nu = 0.49$	$g_3 = 0.120$	$k_3 = 0.0$	$t_3 = 39.9$
	$g_4 = 0.0383$	$k_4 = 0.0$	$t_4 = 266$
	$g_5 = 0$	$k_5 = 0.0$	$t_5 = 500$

Tchako ve Sadegh (2009) tarafından yapılan çalışmada kesitsel ve kısmen kesip çıkarılan boyun diskleri ve omurlarının tekrar yerlerine yapıştırıldıktan sonra bütün boyun omurları ele alınarak gerilmelerdeki değişimler incelenmiştir. Çalışmaya kaslar da dahil edilmiş ve oluşturulan sonlu elemanlar modeli Şekil 10’da gösterilmiştir.



Şekil 10. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli (Tchako ve Sadegh, 2009)

Sonlu elemanlar modeli oluşturulurken kullanılan malzeme özellikleri Tablo 13’te gösterilmiştir.

Tablo 13. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan, omurdaki sert ve yumuşak dokulara ait malzeme özellikleri (Tchako ve Sadegh, 2009)

Bileşenler	Eleman tipi	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı
Sert dış kabuk	3B Kabuk	12,000	0.29
Süngerimsi çekirdek	8 noktalı katı	100	0.2
Disk plağı	8 noktalı katı	500	0.4
Disk çekirdeği	8 noktalı katı	3.4	0.45
Fiberler	2 noktalı çizgi	500	0.3
Disk çekirdeği	8 noktalı akışkan	3.4	0.49

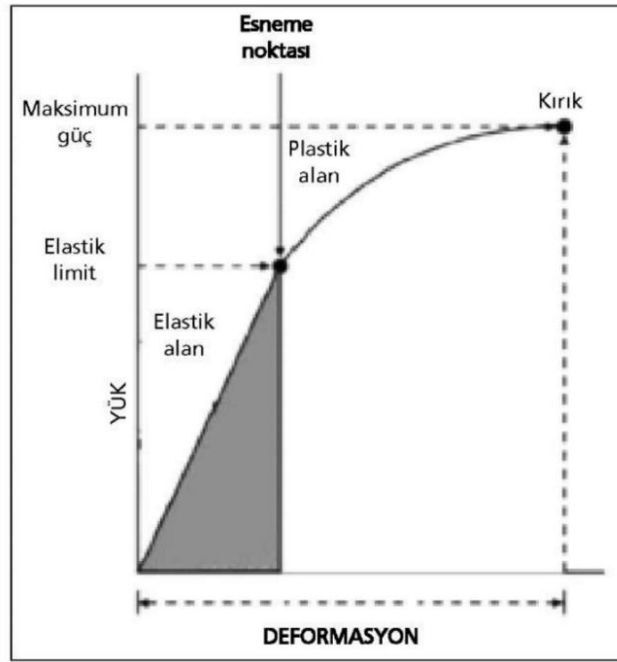
Teo vd. (2007) tarafından yapılan çalışmada, C3–T1 bölgesine yerleştirilen rijit bir vidalı plakanın, değişik vidalama açılarında göstermiş olduğu dayanıklılık ve yükü dağıtma

özellikleri incelenmiştir. Çalışmada kullanmış oldukları veriler Tablo 14'te görülmekle beraber bu tez çalışmasında referans olmuştur.

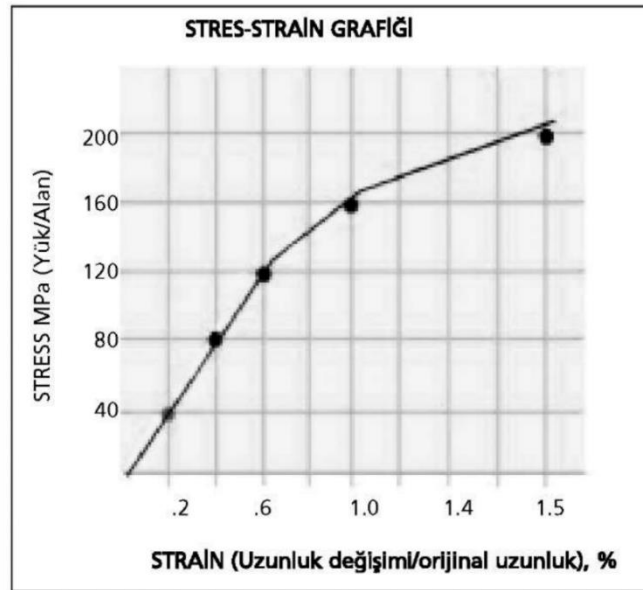
Tablo 14. Boyun yapıları ve diğer yapıların malzeme özellikleri (Teo vd., 2007)

Açıklama	Eleman tipi	Elastisite modülü (MPa) E	Poisson oranı (n)
Kabuksal kemik	3B katı (4 düğüm noktalı)	10,000.00	0.29
Süngerimsi kemik	3B katı (4 düğüm noktalı)	100.00	0.29
Arka elemanlar	3B katı (4 düğüm noktalı)	3,500.00	0.29
Disk tabakası	3B katı (4 düğüm noktalı)	5.00	0.40
Çekirdeği saran doku	3B katı (4 düğüm noktalı)	2.50	0.40
Çekirdek	3B katı (4 düğüm noktalı)	1.50	0.49
Kıkırdak eklem	3B katı (4 düğüm noktalı)	10.40	0.40
Ön dikey ligament	3B çeki gergili (2 düğ. nok.)	15 (e<12%), 30 (e>12%)	—
Arka dikey ligament	3B çeki gergili (2 düğ. nok.)	10 (e<12%), 20 (e>12%)	—
Omur arkası bağ	3B çeki gergili (2 düğ. nok.)	2 (e<40%), 8 (e>40%)	—
Sarı bağ	3B çeki gergili (2 düğ. nok.)	5 (e<25%), 10 (e>25%)	—
Kapsül bağ	3B çeki gergili (2 düğ. nok.)	7 (e<12%), 30 (e>12%)	—
Eklenen kemik	3B katı (4 düğüm noktalı)	3,500.00	0.30
Ön plaka	3B katı (4 düğüm noktalı)	11,0000.00	0.30
Ön vidalar	3B katı (4 düğüm noktalı)	11,0000.00	0.30

Günaydın ve Karatepe (2007) tarafından yapılan bu çalışmada kemiğin biyomekanik özellikleri ve biyomekanik açıdan yaş ile ilişkili kırıkların etyolojisi güncel literatür ışığında tartışılmıştır. Kemik kırılabilirliğinin doğasını anlamak için yapısal mekanik davranış ile materyal ve mekanik davranış arasındaki farkları bilmek önemlidir. Yapısal mekanik davranış kemiğin şekline, boyutuna ve doku özelliklerine bağlı iken materyal mekanik davranış Şekil 11 ve Şekil 12'de görüldüğü gibi sadece kemiğin doku özelliklerine bağlıdır.



Şekil 11. Eğilme yüklenmesinde kemiğin standart yük-deformasyon eğrisi (Günaydın ve Karatepe, 2007)



Şekil 12. Gerilme-şekil değiştirme grafiği (Günaydın ve Karatepe, 2007)

Buckley vd. (2007), osteoporoz sonucu omurlarda meydana gelen hacim azalmasının ölçüm yöntemleri üzerinde çalışmışlardır. Çalışmada günümüzde çok sık kullanılan bir teknik olan Çift Enerji X-Ray Abzorbsiyometri (DXA) yönteminin kemik yoğunluğu açısından hatalı ve çok hafif sonuçlar verdiği ve bu yöntemin omurların kırılma potansiyellerinin ölçümünde yeterli olmadığı üzerinde durularak omurların sağlamlılığını

farklı 3 adet kantitatif bilgisayarlı tomografi (QCT) teknikleri ile inceleyerek bu 3 tekniğin etkinliğini araştırmışlardır. Bu teknikler kemik mineral yoğunluğu (BMD), katıların mekaniği (MOS) ve sonlu elemanlar (FE) yöntemleri olup bu 3 teknikte omur gövdeleri tek eksenli zorlanmaya maruz bırakılarak omurların basma dayanımı R^2 , literatürdeki verilerle karşılaştırılmıştır. Tablo 15'te omur dayanıklılığının literatürdeki DXA ve QCT yöntemleriyle ölçülen değerleri verilmiştir.

Tablo 15. Omur dayanıklılığının literatürdeki DXA ve QCT yöntemleriyle ölçülen değerleri (Buckley vd., 2007)

Yazar	Örnek sayısı	Yaş	Numune tipi	Tarama tipi	Bağımsız değişken	Bağımlı değişken	R^2
Faulkner vd.	250	9-88	Serbest omur	DXA	BMD	F_u, σ_u	0.46, 0.28
				QCT	tBMD		0.67, 0.53
Cawte vd.	98	9-79	Spinal bölgeler	QCT	İBMD	F_u	0.38
					İBMD x A_{min}		0.64
Edmondston vd.	11	8-87	Spinal bölgeler	DXA	BMD	F_u	0.69
Cheng vd.	73	9-94	Serbest omur	QCT	İBMD	F_u	0.23
					iBMD x A_{min}		0.55
Kopperdahl vd.	306	9-89	Serbest omur	QCT	tBMD	F_u	0.08
					İBMD		0.74
					tBMD x A_{min}		0.69
Homminga vd.	40	3-99	Serbest omur	QCT	tBMD	F_u, σ_u	0.46
Granhed vd.	101	8-96	Serbest omur	DXA	BMD		0.83, 0.71
					tBMD		0.61, 0.76
Eriksson vd.	62	8±16	Serbest omur	DXA	BMD	F_u, σ_u	0.64, 0.40
				QCT	tBMD		0.40, 0.50
				QCT	tBMD x A_{min}		0.61, 0.40
Ebbesen vd.	30	3-95	Serbest omur	QCT	tBMD	F_u, σ_u	0.52, 0.30
Lewis	126	2±9	Spinal bölgeler	DXA	BMD	F_u	0.62
				QCT	tBMD		0.48
Somay-Rendu vd.	39	9± II	Spinal bölgeler	QCT	tBMD	F_u	0.66

QCT : Kantitatif bilgisayarlı tomografi.

DXA : Çift Enerji X-Ray Abzorbsiyometri

F_u : Eksenel bası kuvveti.

σ_u : Eksenel bası dayanımı

Spinal bölge : Disklerle beraber 2 ya da daha fazla omur

A_{min} : Düzleme ait minimum enine kesit alan

tBMD : Süngerimsi kemik mineral yoğunluğu

BMD : Önden ve arkadan ışıktandırılmalı DXA ile ölçülen kemik mineral yoğunluğu

iBMD : Omur kemiği ve son plağı içeren integral kemik yoğunluğu.

Jones vd. (2008) tarafından yapılan çalışmada, sinir kanalına ait sonlu eleman modellerinin geliştirilmesinde kullanılan metotların inceleme, doğrulama ve hassasiyet olarak 3 ana başlık altında değerlendirilmeleri yapılmıştır. Çalışmada omur, omurlararası disk ve kısa sinir dokuları incelenmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlar gerçek numunelerle yapılan deneyler ile desteklenmiştir. Tablo 13'da omurlara ait, literatürde yer alan daha

önceki çalışmalarda, sonlu elemanlar yöntemi ile modellemede kullanılan malzeme özellikleri yer almaktadır.

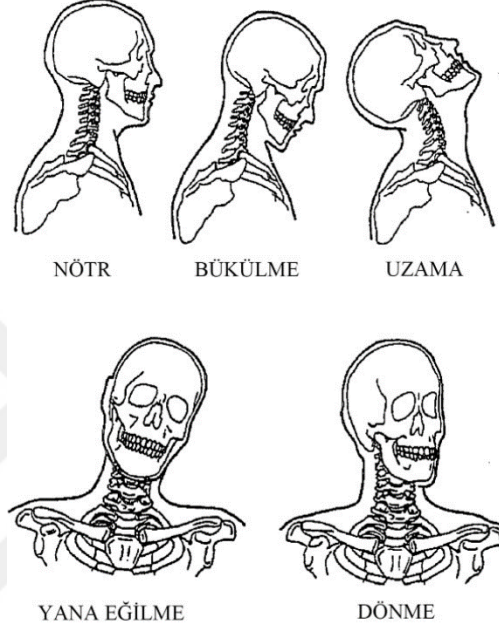
Tablo 16. Omura ait sonlu eleman modelinin seçimi ile ilgili malzeme özellikleri ve dönüşüm formülleri (Jones vd., 2008)

Malzeme özellikleri	Süngerimsi kemik	Kortikal kabuk	Son plaka
	Elastisite modülü (E) = MPa		
Homminga vd.	$E = 5124\rho^{1.7}$, $\nu = 0.3$ bütün kemik tipleri için		Formül kaynağı (Homminga vd., 2001)
Buckley vd.	$E = -34.7 + 3230 \rho$ bütün kemik tipleri için		Formül kaynağı (Kopperdahl vd., 2001)
Crawford vd.	$E_z = -34.7 + 3230 \rho$. $E_x = E_y = 0.33E_z$ bütün kemik tipleri için		Formül kaynağı (Kopperdahl vd., 2001)
Liebschneret vd.	Üniform olmayan, anizotropik: $E_x = -81.9 + 3850 \rho$, $E_x = 0.42 E_z$ $E_y = 0.287 E_z$	Üniform, izotropik özellik: $E = 2310$. $\nu = 0.3$	
Overaker vd.	mikro-model boyunca Anizotropik $E_{xx} = 100$, $E_{yy} = 100$, $E_{zz} = 300$ $\nu = 0.1$	İzotropik kabuk: $E = 7000$. $\nu = 0.3$. son gerilme = 60MPa	
Higgins vd.		Kortikal kabuk: $E = 1000$, kemiksi son plaka:	
Whyne vd.		$E = 1000$. $\nu = 0.3$	
Tschirhart vd.			
Poroelastik model	Düşük yoğunluk: $E_{xx} = 33.3$, $E_{yy} = 33.3$, $E_{zz} = 100$, $E_{zz} = 100$, $\nu = 0.1$,	Pedikül Kortikal kabuk, $E = 12,000$, $\nu = 0.3$	Kıkırdaksı son plaka $E = 25$, $\nu = 0.1$
Eswaran vd.	Kemik doku: $E = 18,500$ (sabit) bütün kemik tipleri için $E =$ elastik modülü (MPa); $\rho =$ kemik mineral yoğunluğu (g/cm ³)		

Lenthe vd. (2006) tarafından yapılan bu çalışmada 42 adet insan omur numunesi (10 mm yükseklik, 8 mm çap) 20 μ m çözünürlüklü mikro bilgisayarlı tomografi ile taranmıştır. Taramadan sonra direkt olarak mekanik testlere geçilmiştir. Her numune için 2 adet sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan ilk modelde her eleman süngerimsi, kalınlık eşlemeli kiriş tipinde modellenmiş olup ikinci modelde her düzlemsel süngerimsi eleman birbirinden farklı kirişler halinde modellenmiştir.

Sonuç olarak, genel elastik özellikleri doğru olarak tahmin edebilen hızlı, numune-bağımlı bir kiriş sonlu elemanlar modeli kurulmuş ve bu değerler mekanik testlerle ve voxel-temelli mikro sonlu elemanlar modelleriyle karşılaştırılmıştır. CPU zamanlarındaki büyük düşüş ilave maliyet gerektirmeden sonuç alma süresinin kısılması, çoklu yükleme durumlarının analizini yapabilme, numune boyutunu büyütebilme gibi faydalar getirmiştir. Canlı dokuların yüksek çözünürlükte resimlenebilmesi sistemlerinin gelişmesiyle bu model, kemiğin mekanik karakterini belirlemede standart haline gelebilme potansiyeline sahiptir.

William (1993) tarafından yapılan çalışmada insan kafa ve boyun sistemi ile ilgili “darbe anında insan kafasının öteleme ve dönme hareketi kısıtlanmazsa boyunda meydana gelen hasar özellikle darbe tam dikey orta eksenenden gelirse azalır” hipotezini desteklemeye yönelik araştırmalar yapılmıştır. Çalışmada insan kafa ve boyun sisteminin hareketi Şekil 13’te gösterilmiştir.



Şekil 13. İnsan kafa boyun sisteminin hareketleri (William, 1993)

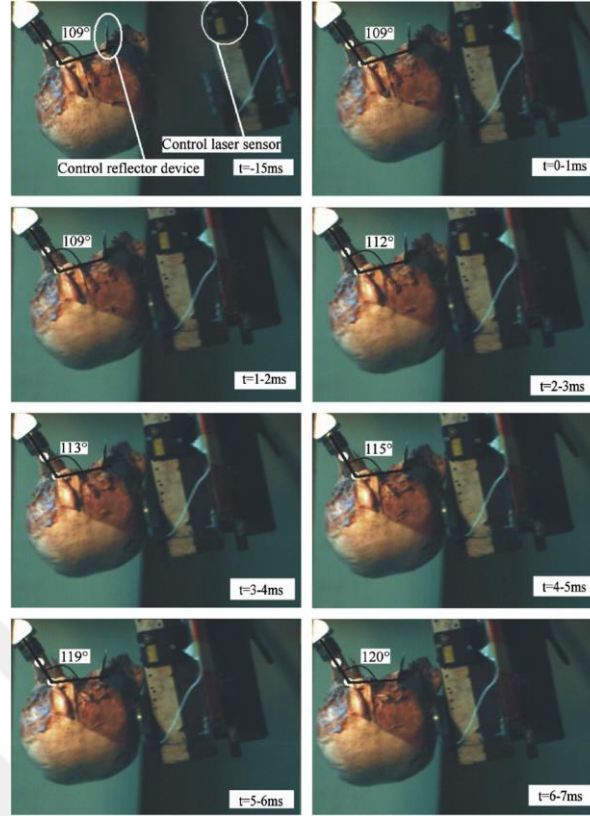
Yazara göre sistemin yaklaşık 60° yana eğilme ve 106° eksenel dönme kabiliyeti bulunmaktadır. Bu konuda yapılan araştırmalarda en göze çarpan gerçek dönme hareketinin ilk 47° ’lik kısmı atlantoaksiyal ekleminde gerçekleşmektedir. Çalışmada kullanılan kadavraya ilişkin geliştirilen bir matematiksel model Denklem 1’de görülmektedir.

$$HIC = \left[\frac{\int_{t_1}^{t_2} a dt}{t_2 - t_1} \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (1)$$

burada, t_1 : darbe süresince seçilen rastgele bir zaman, t_2 : kafa hasar kriterini (HIC), t_1 anından biraz sonra maksimum yapan zaman değeri, a : hareket sonucu kafanın kazandığı ivmeyi temsil eder. Bu denklemden ortaya çıkan değer 1000 değeri ile kıyaslanmakta ve bu değerden büyük çıkan bir durumda hayati tehlikenin ortaya çıktığı kabul edilmektedir. Çalışma sonucunda özetle aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

- Kafanın sahip olduğu kütleden ötürü serbest uç şartı sağlanamamıştır.
- Kafa hareketleri yaklaşık 200 ms'de gerçekleşmekte ve bu büyük değeri boyun kuvvetlerinin süresinden oldukça büyük çıkmaktadır. Bu kadar büyük hareketler darbe kinematiği açısından sağlıklı sonuçlar elde etmeyi mümkün kılmamaktadır.
- Kafaya dikeyle -15° açı yapan darbe uygulanması durumunda içine oyuk açılmış sünger tipi malzeme kullanımı boynun uzama hasarına uğramasına neden olmaktadır. Aynı darbe rijit teflon üzerine uygulandığında ise hiçbir hasar oluşmamaktadır.
- Bütün testlerde kafanın geri tepkisi sonucu boyun bölgesine yük binme durumu gözlenmiş ve özellikle yastıklama yapılan testlerde bu durum daha da belirgin bir şekilde ortaya çıkmıştır. Öyle ki bu şekilde ortaya çıkan Eksenel yük değeri sadece T1'de ortaya çıkan eksenel yük değerinden %50 daha fazladır.
- Kafaya uygulanan darbe etkisinin T1'e ulaşması 2–3 ms daha sonra gerçekleşmektedir. Bu durum kafa ile boynun bir sistem gibi belli bir ayrılma derecesine sahip olduğunu göstermektedir. Aynı şekilde bu durum ilk büyük darbe etkisinin ilk olarak kafa tarafından durdurulduğunu göstermektedir.

Verschueren vd. (2006) tarafından yapılan araştırmada farklı darbe yüklerinde oluşan kafatası kırılmaları incelenmiştir. Çalışma deneysel bir çalışma olup deney düzeneği olarak Şekil 14'te görülen 1 serbestlik dereceli 2 sarkaç sistemi kullanılmıştır. Sarkaçlardan biri darbe vuruşunu sağlamaktadır. Kafa polyester reçine kullanılarak ikinci çeneye tutturulmuştur. Darbe kuvveti ve kafatası deformasyonu 65 kHz frekansında ölçülmüş ve bu ölçümler aracılığıyla kafatasının absorbe ettiği enerji hesaplanmıştır. Çalışmada kadavralardan alınan 4 adet kafatası ve 4 adet kafaya toplam 14 adet darbe uygulanmış ve elde edilen sonuçlar Tablo 17'de gösterilmiştir.



Şekil 14. 1 serbestlik dereceli 2 çeneli deney düzeneği (Verschuieren vd., 2006)

Tablo 17. Uygulanan 16 teste dair elde edilen veriler (Verschuieren vd., 2006)

Denek	Darbe hızı (m/s)	E_{abs} kontrol (J)	E_{abs} test (J)	Fark E_{abs} # (%)	Kırılma tipi ve bölgesi
Kafatası 1	1.0	0.43	0.42	- 3.8	Yok
	2.0	1.25	1.12	- 11.1	Elmacık kemiği
	3.8	-	1.85	-	Çoklu bölge
Kafatası 2	1.9	2.80	2.32	- 20.9	Lineer
Kafatası 3	3.8	2.99	2.99	0.0	Ezilme
Kafatası 4	3.7	2.60	4.17	37.6	Ezilme
	2.0	7.11	10.16	30.0	Yok
Kafa 1	3.8	27.29	35.86	23.9	Yok
	5.3	16.68	17.91	6.9	Lineer
	3.8	-	-	-	Yo
Kafa 2	5.3	13.16	13.44	2.08	Ezilme
	3.8	9.94	11.04	10.0	Yok
	5.4	15.52	17.76	12.6	Lineer
Kafa 4	6.9	-	-	-	Ezilme

Zong vd. (2006) tarafından yapılan araştırmada insan kafa ve boyun sisteminin sonlu eleman modeli oluşturularak kafaya önden, yandan ve arkadan darbe uygulanmıştır. Uygulanan darbeler ışığında darbe yükünün, kafanın şekli itibarıyla kafatası yüzeyinden ve

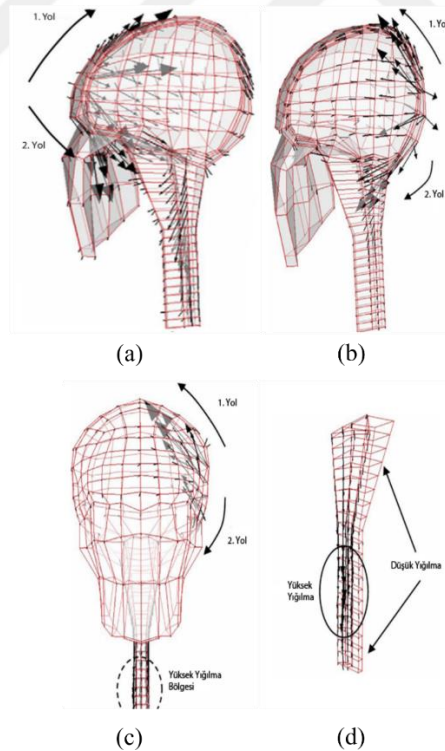
boyun omurlarından nasıl aktığı incelenmiştir. Tablo 18’de sonlu eleman modeli oluşturulurken kullanılan malzeme özellikleri, Şekil 15’te de yükün kafatası ve omurlar boyunca nasıl aktığı gösterilmiştir.

Tablo 18. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri (Zong vd., 2006)

Eleman	E (MPa)	ν	ρ (kg/m ³)
<u>Kafatası</u>			
Dış bölge	7300	0.22	3000
Orta bölge	3400	0.22	1744
İç bölge	7300	0.22	3000
CSF	2.19	0.489	1040
Beyin	2190	0.4996	1040
<u>Boyun</u>			
Boyun kanalı	2190	0.4996	1040
Omurlar	7300	0.22	3000
Diskler	7.5845	0.35	1140

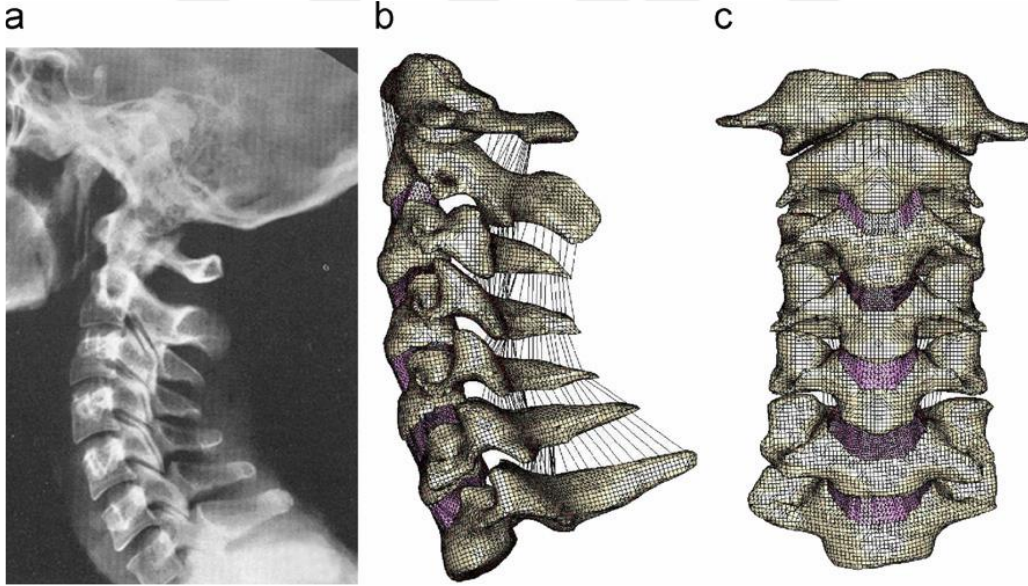
CSF : Beyin omurilik sıvısı

Dipole : Kafatası kemiklerinin üst ve alt lamellerini birleştiren doku

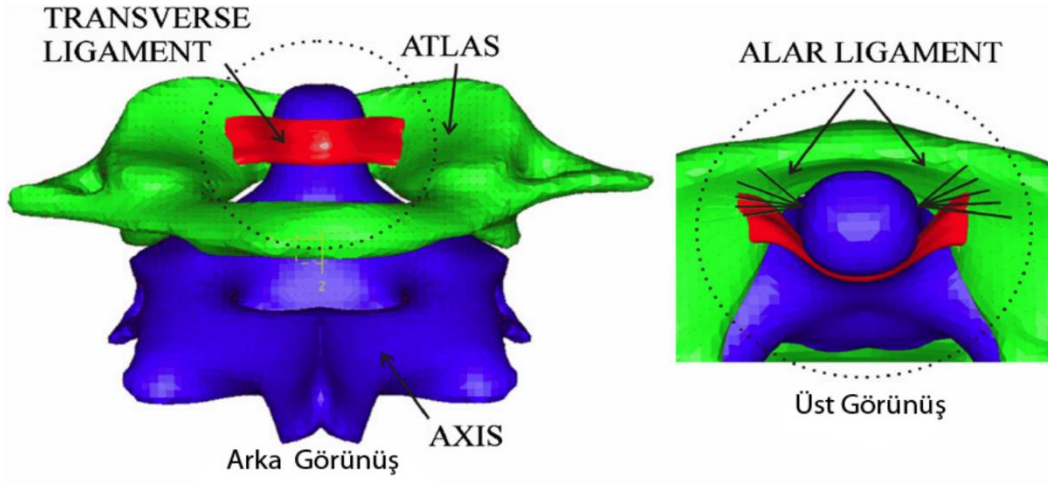


Şekil 15. Darbenin kafatası boyunca akış yolları a) sol yan darbe; b) arka darbe; c) sağ yan darbeye yığılma bölgeleri; d) boyundaki yığılma bölgeleri (Zong vd., 2006)

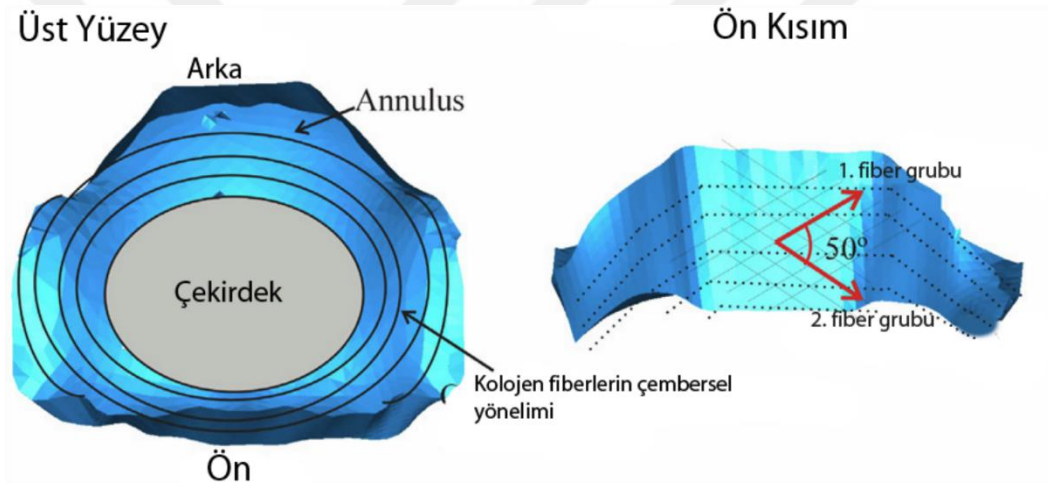
Palomar vd. (2008) tarafından yapılan çalışmada insan boynunun (C0–C7) bilgisayarlı tomografi yardımıyla Şekil 16’da görülen çok katmanlı bir sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan modele yarı statik şartlar uygulanmış ve bu şartlar altında Omurlar arası disklerde meydana gelen iç gerilme ve şekil değişimleri incelenmiştir. Büyük deformasyonlar için her bir disk nonlinear, anizotropik ve sıkıştırılmaz özellikte modellenmiştir. Şekil 17’de atlas ile aksis kemiği arasındaki enine ve çapraz bağların katı modeli görülmektedir. Çalışma sonucunda Şekil 18’de görülen disklere ait çekirdek bölgesinin modellenmesinde anizotropik malzeme seçiminden ziyade güçlendirilmiş fiber malzeme seçildiğinde daha yüksek kayma şekil değişimlerinin incelenebildiği saptanmıştır. Bu sayede disklerde oluşabilecek büyük hasarlar daha etkin bir şekilde görülebilmekte ve yumuşak doku hasarları hakkında daha sağlam tahmin yapılabilmektedir. Modellemede kullanılan malzeme özellikleri Tablo 19’da görülmektedir. Simülasyonda diskler burkma, çekme ve eksenel dönme hareketi ile zorlanmış ve maksimum kayma gerilmelerinin çekme ve burkma hareketi birlikte uygulandığında elde edildiği görülmüştür.



Şekil 16. (a) Boynun radyografisi; (b) boyuna ait sonlu eleman modelinin yan görünüşü, (c) ön görünüşü (Palomar vd., 2008)



Şekil 17. Atlas ve aksisin arka ve üst görünüşü (Palomar vd., 2008)



Şekil 18. Disklerin ağ yapısındaki fiberlerin yönelimi (Palomar vd., 2008)

Tablo 19. Disklerin modellenmesinde kullanılan malzeme özellikleri (Palomar vd., 2008)

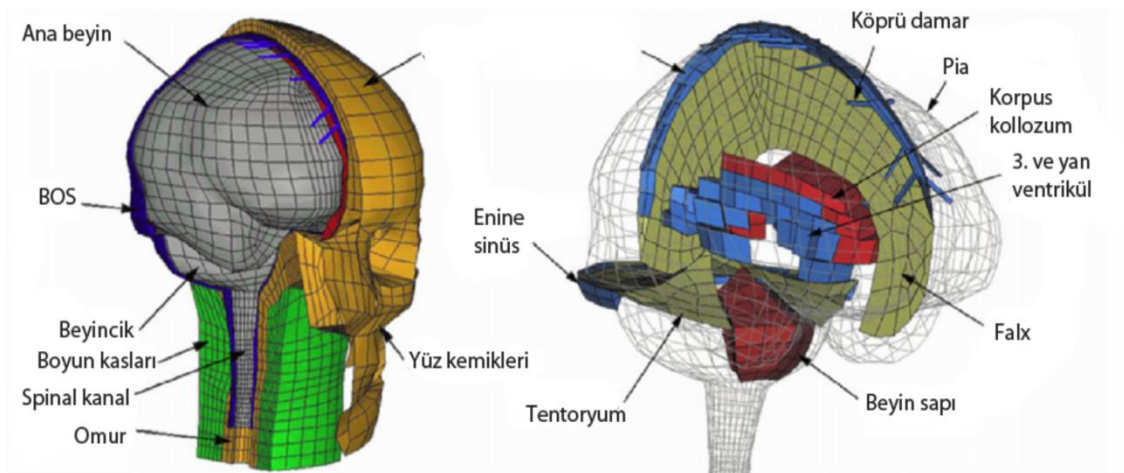
Bağ	E_i (MPa)	E_2	ϵ_{12}	Alan (mm ²)
ALL	43.8	26.3	12.9	11.1
PLL	40.9	22.2	11.1	11.3
YL	31	2.1	40.7	46.0
IL	4.9	3.1	26.1	13.0
Bağ	E	v	-	Alan (mm ²)
TL	135	0.4	-	-
AL	5.0	0.4	-	20.0

Ho ve Kleiven (2008) tarafından yapılan çalışmada beynin 3 boyutlu sonlu eleman modeli oluşturularak beyne, 5 ms süresince 10,000 rad/s²'lik dönme ve 5 ms süresince 100

G'lik ivme ile çevirme adımları uygulanarak beynin dinamik davranışı incelenmiştir. Bu çalışmanın amacı, Şekil 19'da görülen beyin damarlarının, sarmal yapısı ve nonlinear malzeme özelliğine bağlı olarak damarlı ve damarsız oluşturulan 2 beyin modelindeki maksimum asal şekil değişimleri farkının çok küçük olduğunu ispatlamaktır. Çalışma sonucunda damarlı ve damarsız olarak elde edilen sonuçlara göre ortalama şekil değişimleri farkının %2-%5 olduğu ispatlanmıştır.

Tablo 20. Çalışmada kullanılan dokuların malzeme özellikleri (Ho ve Kleiven, 2008)

Doku	Elastisite modülü (MPa)	Yoğunluk (kg/ dm ³)	Poisson oranı
Dış kemik/ Yüz	15,000	2.00	0.22
İç kemik	15,000	2.00	0.22
Orta kemik	1000	1.30	0.24
Beyin	N/A	1.04	-0.5
Beyin omurilik sıvısı	K = 2.1 GPa	1.00	0.5
Sinüsler	K = 2.1 GPa	1.00	0.5
Dura	31.5	1.13	0.45
Pia	11.5	1.13	0.45
Falks/ tentoryum	31.5	1.13	0.45
Deri	16.7	1.13	0.42



Şekil 19. Geliştirilen sonlu eleman modeli (BOS: Beyin omurilik sıvısı) (Ho ve Kleiven, 2008)

Pinnoji vd. (2007) tarafından yapılan çalışmada motosiklet sürücüleri için tasarlanan alüminyum kaskın bir kaza durumunda insan kafatası ve beyin sisteminin nasıl etkilendiğini incelemişlerdir. Çalışmada insan kafası ve motor kaskının sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan modelde kullanılan malzeme özellikleri Tablo 21’de gösterilmiştir.

Tablo 21. Çalışmada kullanılan kafaya ait malzeme özellikleri (Pinnoji vd., 2007)

Doku	Yoğunluk (kg/m ³)	Elastisite modülü (N/m ²)	Poisson oranı	Kalınlık (mm)	
Deri	1200	16.7 x 10 ⁶	0.42	7	
Kafatası (Dış tabaka)	1800	1.5 x 10 ⁹	0.21	2	
Kafatası (İç tabaka)	1500	4.5 x 10 ⁹	0.0	3	
BOS	1040	12.0 x 10 ³	0.49		
Yüz	3000	5.0 x 10 ⁹	0.21	5	
Falx	1140	31.5 x 10 ⁶	0.23	2	
Tentoryum	1140	31.5 x 10 ⁶	0.23	1	
Doku	Yoğunluk (kg/m ³)	Bulk modülü (N/m ²)	G _o (N/m ²)	G _∞ (N/m ²)	β (/s)
Beyin	1040	1.125 x 10 ⁹	49.0 x 10 ³	16.7 x 10 ³	145

Laville vd. (2010) tarafından yapılan çalışmada insan boynunun alt boyun bölgesinin sonlu elemanlar modeli oluşturulurken ağ yapısını, spesifik ve parametrik olarak otomatik oluşturabilecek sayısal bir yöntem geliştirilmiştir. Çalışmada düşük dozlu biplanar X ışını ile kadavralardan elde edilen 16 adet sonlu eleman modeli oluşturulmuş ve ağ yapıları oluşturulurken en yüksek kalite seçeneği seçilmiştir. Çalışmada boyun bölgesinin C5–C6 ve daha altına tekil ve çiftli hareketler uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar literatürdeki diğer çalışmalarla kıyaslanmıştır.

Tablo 22. Çalışmada oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin malzeme özellikleri (Laville vd., 2010)

	Elastisite modülü (N/mm ²)	Poisson oranı	Kesit alanı (mm ²)	Ön gevşeme (%)
Sert kemik	12,000	0.3		
Süngerimsi kemik	100	0.2		
Arka kavisteki kemik	6000	0.3		
Omur yüzeyi	300	0.3		
Çekirdek matrisi	2.5	0.4		
Çekirdek fiberler	110		1.2	0
Yan çekirdek fiberler	10		1.2	0

Tablo 22'nin devamı

	Elastisite modülü (N/mm ²)	Poisson oranı	Kesit alanı (mm ²)	Ön gevşeme (%)
Ön boyuna bağ	10		1	-10
Arka boyuna bağ	20		1	-10
Sarı bağ	25		0.4	0
Çapraz bağ	3		3	-17
Yan bağ	60		1.2	-30
Arka bağ	60		1.2	-12

Motherway vd. (2009) tarafından yapılan çalışmada insan kafasına ait kafatası kemiğinin mekanik özellikleri incelenmiştir. Çalışmada 81±11 yaşlarında 4 kadın 4 erkek kadavradan 8 adet kafatası kemiği çıkarılmıştır. Numuneler 0.5, 1 ve 2.5 m/s hızlarında darbe testlerine tabii tutulmuşlardır. Testler sonucunda elastisite modülleri, kırılma yükü, kırılıncaya kadar absorbe edilen enerji (tokluk) ve maksimum eğilme gerilmesi değerleri hesaplanmıştır. Deney sonuçları Tablo 23'te listelenmiştir.

Tablo 23. Üç noktalı eğilmede insan kafatasına ait hesaplanan mekanik özellikler (Motherway vd., 2009)

Hız (m/s)	Konum	Maks kuvvet (N)	E (GPa)	$\sigma_{kır}$ (MPa)	U_o (kJm/m ³)	Şek. Değ. Oranı (s ⁻¹)
0.5	RP	734.6 (323.7)	10.33 (7.04)	84.50 (27.37)	105.53 (47.41)	21.09 (4.89)
1	RP	793.7 (378.6)	9.44 (5.98)	82.98 (25.46)	99.45 (49.21)	30.83 (8.02)
2.5	RP	1161.9 (565.1)	12.80 (5.50)	123.12 (43.53)	153.61 (73.58)	109.43 (29.17)
0.5	LP	21.7 (379.3)	5.70 (1.73)	82.13 (26.33)	106.93 (52.79)	20.85 (10.16)
1	LP	584.3 (243.5)	17.69 (13.37)	78.15 (18.31)	76.06 (36.42)	26.00 (8.50)
2.5	LP	1228.6 (461.8)	18.12 (14.36)	133.61 (55.03)	198.37 (149.11)	106.70 (29.15)
0.5	F	1062.3 (275.6)	4.35 (1.71)	90.80 (13.34)	182.70 (47.84)	21.77 (5.69)
1	F	1035.7 (461.7)	4.87 (1.93)	102.60 (36.20)	193.19 (91.30)	26.28 (6.64)
2.5	F	1315.9 (643.8)	16.34 (10.18)	126.91 ^a (48.76) ^a	138.66 ^a (42.76) ^a	103.98 (18.85)

Parantez içindeki değerler standart sapma değerleridir.

E : Elastisite modülü.

$\sigma_{kır}$: En büyük eğilme gerilmesi.

U_o : Tokluk.

RP : Sağ bölge.

LP : Sol bölge.

F : Ön Bölge.

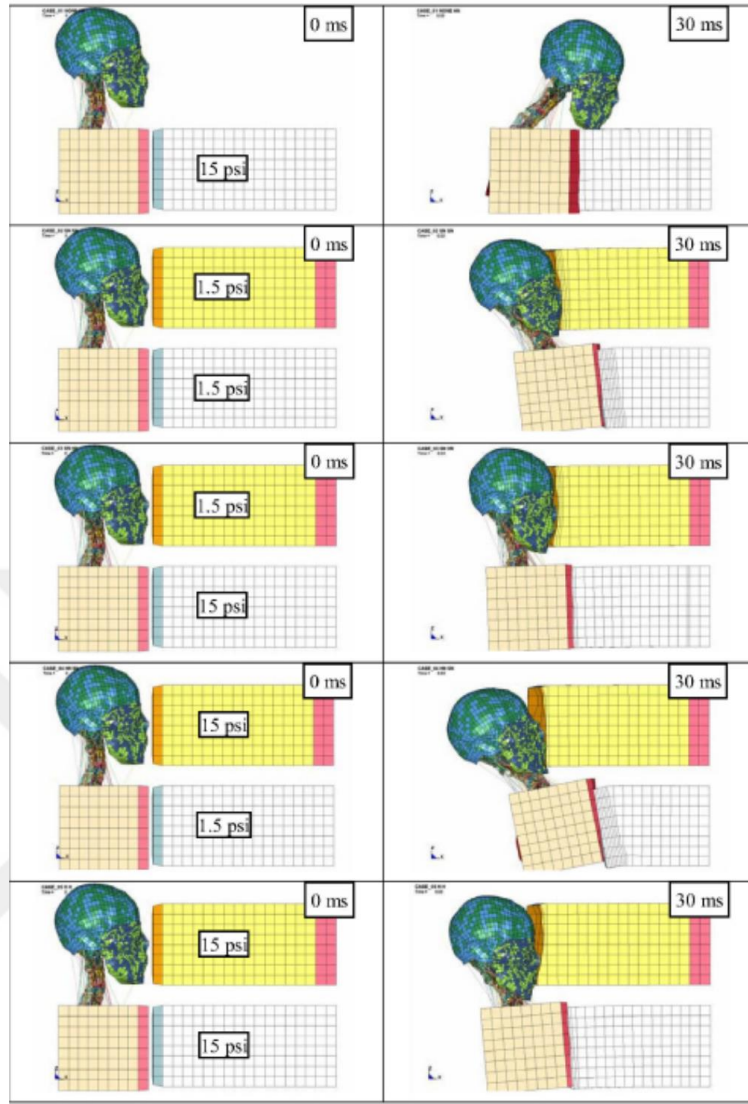
Kimpara vd. (2006) tarafından yapılan çalışmada yeni bir 3 boyutlu insan kafa sistemi geliştirilerek beyin–spinal kanal sisteminin biyomekanik davranışı incelenmiştir. Çalışmada Yamaguchi Üniversitesinde beyindeki pia dokusu üzerinde ters eksenli çekme deneyi

yapılarak oluşturulan sonlu elemanlar modeli karşılaştırılmıştır. Çalışmada Tablo 24'te gösterilen literatürde yer alan malzeme özellikleri kullanılmıştır.

Tablo 24. Çalışmada kullanılan dokulara ait malzeme özellikleri (Kimpara vd., 2006)

		Yoğunluk (kg/m³)	Elastisite modülü E (MPa)	Poisson oranı	Kalınlık (mm)	Referans
BOS		1,000	1.6E-4	0.49		Galford and McElhaney
Orta sinüs		1,000	1.0	0.49		(1970) McElhaney et al.
Pia		1,000	1.1	0.40	0.4	(1973)
Araknoid zarı		1,000	1.1	0.40	0.4	Al-Bsharat et al. (1999)
Meninks zarı		1,000	31.5	0.45	0.2	Willinger (2003) Zhang
Tentoryum		1,133	31.5	0.45	1.0	et al. (2002) Takhounts
Dura zarı		1,133	31.5	0.45	1.0	et al. (2003)
Falks		1,133	31.5	0.45	1.0	
			Bulk Modülü K (MPa)	Kayma Modülü G₀(MPa) G_∞ (MPa)		
Beyin	Beyaz	1,000	2,160	0.0125	0.0061	Galford and McElhaney
	Gri	1,000	2,190	0.010	0.005	(1970) McElhaney
Beyincik	Beyaz	1,000	2,160	0.0125	0.0061	(1973) Nakamachi et al.
	Gri	1,000	2,190	0.010	0.005	(2001)
Beyin sapı	Beyaz	1,000	2,190	0.023	0.0045	Zhang (2002) Takhounts
	Gri	1,000	2,190	0.010	0.005	et al. (2003)
		Yoğunluk (kg/m³)	Elastisite modülü (E) (MPa)	Poisson oranı	Akma gerilmesi (MPa)	Referans
Omur kemiği	Sert	2,000	12,000	0.30	100	Abe et al.
	Süngerimsi	1,000	1,000	0.30	8.3	(1996) Yamada (1970)
		i	1	2	3	4
						5
Gecikme sabiti β, (s ⁻¹)			0.0001	0.0097	0.948	5.03
Kayma modülü G; (kPa)			0.7	3.0	5.3	2.0
						8.5

Çalışmanın ikinci kısmında ise farklı durumlarda kafaya gelen bir darbenin simülasyonu yapılmıştır. Simülasyon sonucunda elde edilen basınç değişimleri Şekil 20'de görülmektedir.



Şekil 20. Kimpara vd. (2006) tarafından yapılan çalışmanın sonuçları

Sarkar vd. (2004) tarafından yapılan çalışmada kafatası ve beyin 3 boyutlu bir sonlu eleman modeli yapılarak statik ve dinamik davranışı incelenmiştir. Çalışma sonucunda maksimum von-Mises gerilmesi 1,97 MPa civarında ve maksimum kayma gerilmesi 0,64 MPa civarında olup beyi sapında meydana geldiği görülmüştür. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri Tablo 25’te verilmiştir.

Tablo 25. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri (Sarkar vd., 2004)

Doku	Elastisite Modülü (Pa)	Poisson Oranı	Yoğunluk (kg/m ³)
Kafatası	$6.50 \cdot 10^9$	0.220	1412
BOS	$6.67 \cdot 10^4$	0.499	1040
Beyin	$6.67 \cdot 10^4$	0.480	1040

Çalışmada beyin ayrıca viskoelastik malzeme özelliğinde de modellenmiştir. Viskoelastik malzeme özelliği denklem 2'den elde edilmiştir.

$$G(t) = G_{\alpha} + (G_0 - G_{\alpha})e^{-\beta t} \quad (2)$$

- $G(t)$ = Kayma Modülü
- G_{α} = Uzun süreli Kayma Modülü
- G_0 = Kısa süreli Kayma Modülü
- B = Geçiş faktörü
- t = Zaman (ms)

Yukarıdaki denklem sonucunda Tablo 26'da görülen viskoelastik malzeme özellikleri hesaplanmıştır.

Tablo 26. Beyne ait malzeme özellikleri (Sarkar vd., 2004)

Doku	Uzun süreli Kayma Modülü (Pa)	Kısa süreli Kayma Modülü (Pa)	Geçiş Faktörü
Beyin	1.68×10^5	5.28×10^5	0.035

Analiz sonucunda hesaplanan maksimum şekil değişimler ve gerilmeler Tablo 27'de gösterilmiştir.

Tablo 27. Çalışmada elde edilen sonuçlar (Sarkar vd., 2004)

Zaman (ms)	En büyük Şekil Değişimi (mm)	En büyük Gerilme (MPa)
1	0.808e-8	53.295
2	0.375e-7	142.535
3	0.101e-6	213.548
4	0.216e-6	316.575
5	0.410e-6	422.181
6	0.683e-6	564.351
7	0.105e-5	776.650
8	0.151e-5	1057.00
9	0.210e-5	1354.00
10	0.280e-5	1644.00

Angelillo vd (2007) tarafından yapılan bu çalışmada insan beyninin 3 boyutlu bir bilgisayar modeli geliştirerek sonlu eleman yöntemiyle olası beyin hasarları hakkında bir öngöründe bulunma hedeflenmiştir. Çalışmada beyin dokuları modellenirken Tablo 28 ve Tablo 29’da görülen lineer ve Ogden tipi malzeme özellikleri kullanılmıştır. Çalışmada incelenen yaralanma tipleri gerçek hayattaki hastaların MR görüntüleri ile karşılaştırılarak çalışmanın desteklenmesi sağlanmıştır.

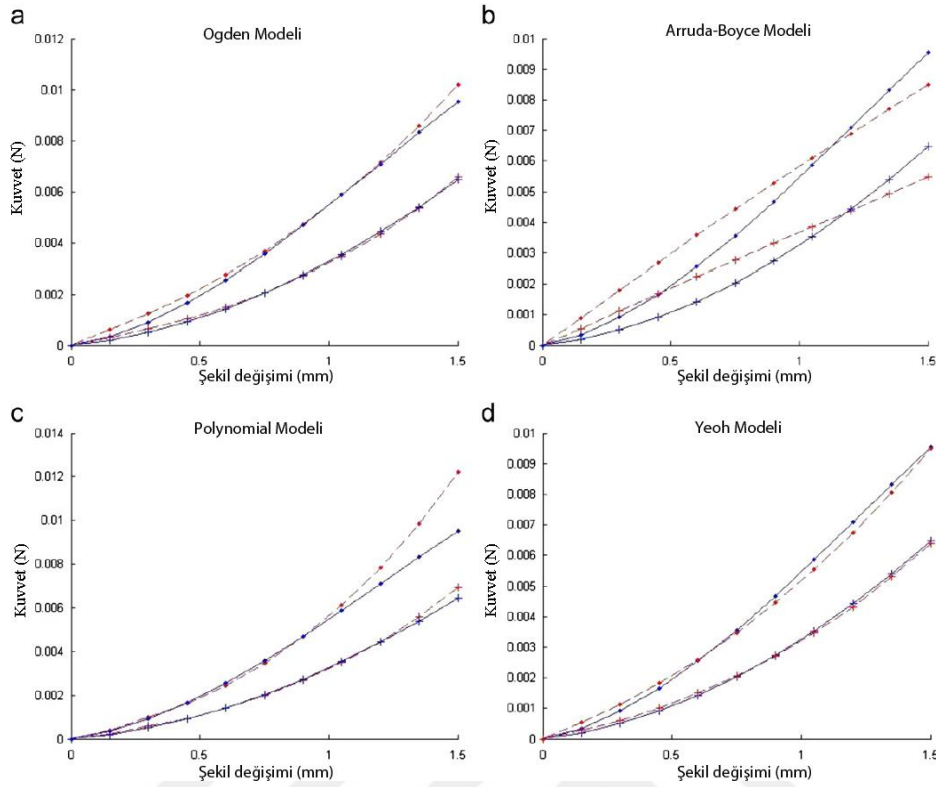
Tablo 28. Yumuşak dokulara ait lineer malzeme özellikleri (Angelillo vd, 2007)

Doku	$\rho[\text{kg/m}^3]$	$E[\text{Pa}]$	ν
Kafatası	1610	$6.6 \cdot 10^9$	0.42
Pia	1133	$15.0 \cdot 10^6$	0.45
Dura	1133	$31.5 \cdot 10^6$	0.45
Deri	1200	$16.7 \cdot 10^6$	0.42

Tablo 29. Yumuşak dokulara ait Ogden tipi viskoelastik malzeme özellikleri (Angelillo vd, 2007)

Doku	$\rho[\text{Kg/m}^3]$	α_1	$\mu_1[\text{Pa}]$	α_2	$\mu_2[\text{Pa}]$	ν	$G[\text{Pa}]$	$\beta[\text{ms}^{-1}]$
Beyaz	1039	5	41.600	-5	-209.00	0.4999995	467.0	0.002
Gri	1036	5	32.147	-5	-160.77	0.4999995	360.0	0.002

Kaster vd. (2011) tarafından yapılan çalışmada domuza ait beyin dokularından beyaz ve gri maddenin elastik ve hiperelastik malzeme karakteristikleri deneysel olarak belirlenmeye çalışılmıştır. Çalışmada 10 cm çapında 25 adet parça alınarak deneyler yapılarak Şekil 21’de görülen kuvvet–şekil değişimi verileri elde edilmiş ve daha sonra sonlu elemanlar yöntemiyle doğrulama yapılmıştır.



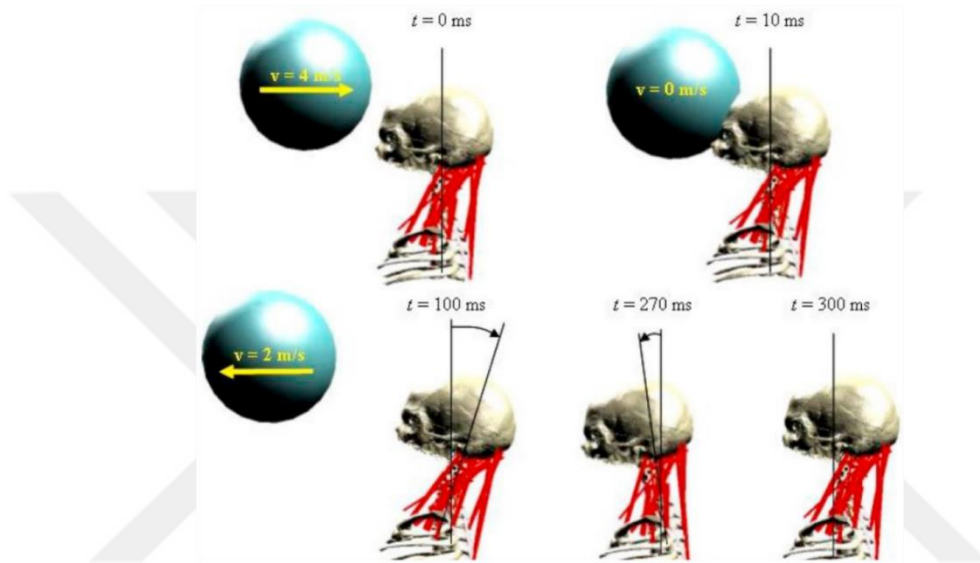
Şekil 21. Deneysel verilerle Ogden (a), Arruda-Boyce (b), Polynomial (c) ve Yeoh (d) modellerinin karşılaştırılması. Taralı çizgi sonlu elemanlar verileri olup diğer çizgiler deneysel verilerdir. (●) gri madde (+) beyaz madde (Kaster vd., 2011)

Çalışma sonucunda belirtilen 4 model için elde edilen parametreler Tablo 30’da gösterilmiştir.

Tablo 30. Çalışma sonucunda 4 modele ait elde edilen değerler (Kaster vd., 2011)

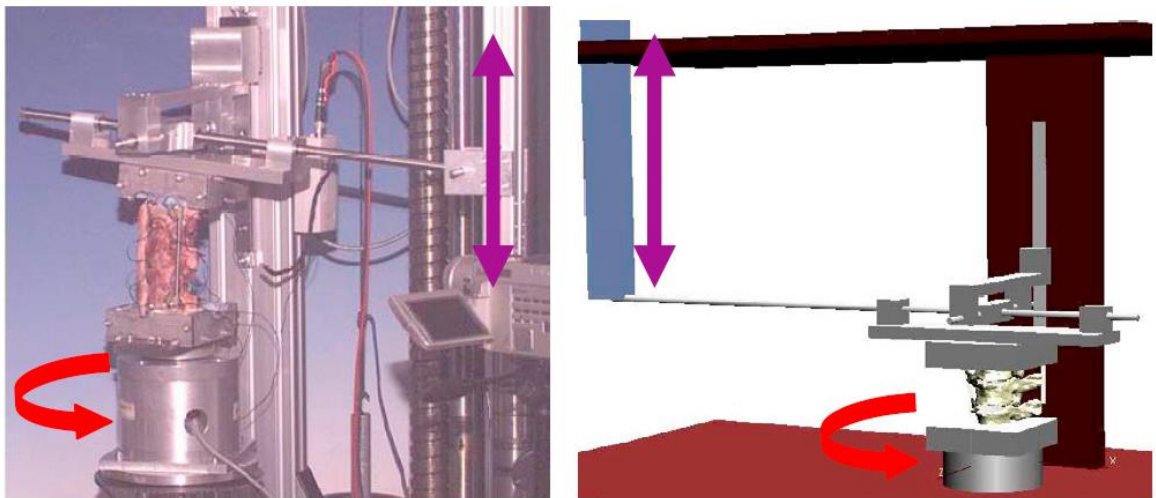
Malz. Modeli	Parametre	Beyaz madde	Gri madde	P (anlamlılık değeri)
Arruda-Boyce	μ	624 ± 144	422 ± 87	$1.25E - 16$
	λ	1.60 ± 0.22	1.57 ± 0.25	0.617
Ogden	μ	624 ± 144	422 ± 87	$1.25E - 16$
	α	17.9 ± 4.3	17.8 ± 4.26	0.810
Yeoh	C_{10}	287 ± 69	185 ± 40	$4.26E - 17$
	C_{20}	1002 ± 441	601 ± 251	$4.33E - 9$
	C_{30}	0.012 ± 0.006	0.010 ± 0.004	0.087
	C_{10}	101 ± 26	7.16 ± 14.30	$1.10E - 12$
Polynomial	C_{01}	101 ± 26	7.16 ± 14.30	$1.10E - 12$
	C_{11}	2410 ± 1070	1320 ± 479	$1.60E - 11$
	C_{20}	16.3 ± 16.8	4.59 ± 2.55	$1.05E - 7$
	C_{02}	16.3 ± 16.8	4.59 ± 2.55	$1.05E - 7$

Lehner vd. (2010) tarafından yapılan çalışmada insan yumuşak dokularının davranışını tanımlayan bağlar, kaslar, kıkırdak dokular, tendonlar ve omurlar arası diskleri içeren bir kafa-boyun modeli geliştirilerek, kafayı korumak için üretilen standart bir kaskın verimliliği incelenmiştir. Çalışmada yaklaşık 20 m/s hızındaki bir top Şekil 22’de gösterilen modele çarptırılmış ve beyin sarsıntısı değeri olarak kabul edilen 4,1 kW’lık darbe gücü ile kıyaslama yapılmıştır.



Şekil 22. Serbest haldeki modelin simülasyon aşamaları (Lehner vd., 2010)

Çalışmada boyun sistemindeki dokuların dayanımları deneysel olarak Şekil 23’deki sistemle ölçülmüştür.



Şekil 23. Kadavraya ait boyun dayanımının belirlenmesi (Lehner vd., 2010)

Simülasyon sonucunda elde edilen bulgular, Tablo 31. Değişik top hızlarında hesaplanan yaralanma gücü, açısal ve lineer ivme (Lehner vd., 2010) Tablo 31 ve Tablo 32’de gösterilmiştir.

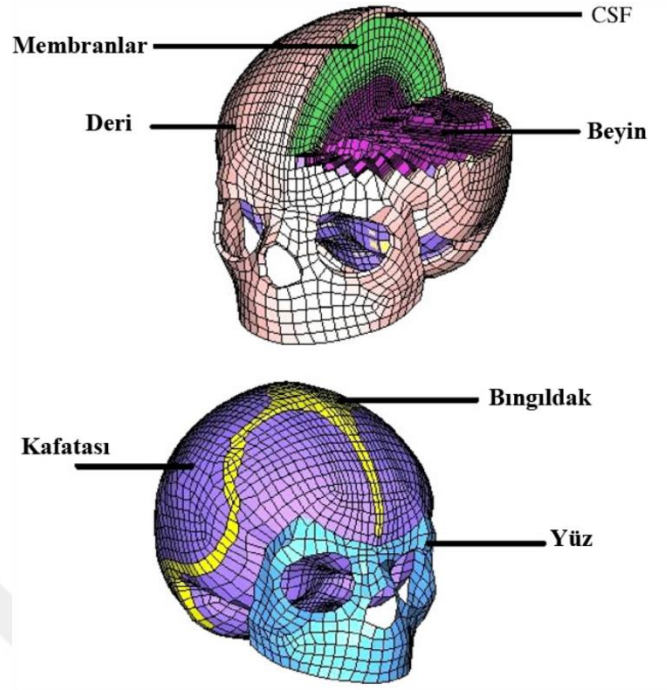
Tablo 31. Değişik top hızlarında hesaplanan yaralanma gücü, açısal ve lineer ivme (Lehner vd., 2010)

Top hızı [m/s]	Yaralanma Gücü [kW]		Maksimum lineer ivme [g]		Maksimum açısal ivme [rad/s ²]	
	Kasksız	Kasklı	Kasksız	Kasklı	Kasksız	Kasklı
4 m/s	0,15	0,14	4,75	4,21	184,50	163,99
10 m/s	0,98	0,95	13,89	13,48	527,24	515,17
20 m/s	4,10	3,91	28,83	28,01	935,39	921,53
30 m/s	10,49	9,94	43,99	42,48	1322,92	1291,80

Tablo 32. Değişik top hızında hesaplanan temas süresi, maksimum temas (Lehner vd., 2010)

Top hızı [m/s]	Temas süresi [ms]		Maksimum temas kuvveti F_{K_max} [N]		Maksimum kafa deformasyonu γ [°]	
	Kasksız	Kasklı	Kasksız	Kasklı	Kasksız	Kasklı
4	12,2	12,5	347,1	319,2	11,6	11,4
10	12,2	12,3	844,9	826,2	31,8	30,7
20	12,2	12,2	1683,1	1648,8	62,8	62,6
30	12,2	12,2	2534,4	2470,2	91,4	89,2

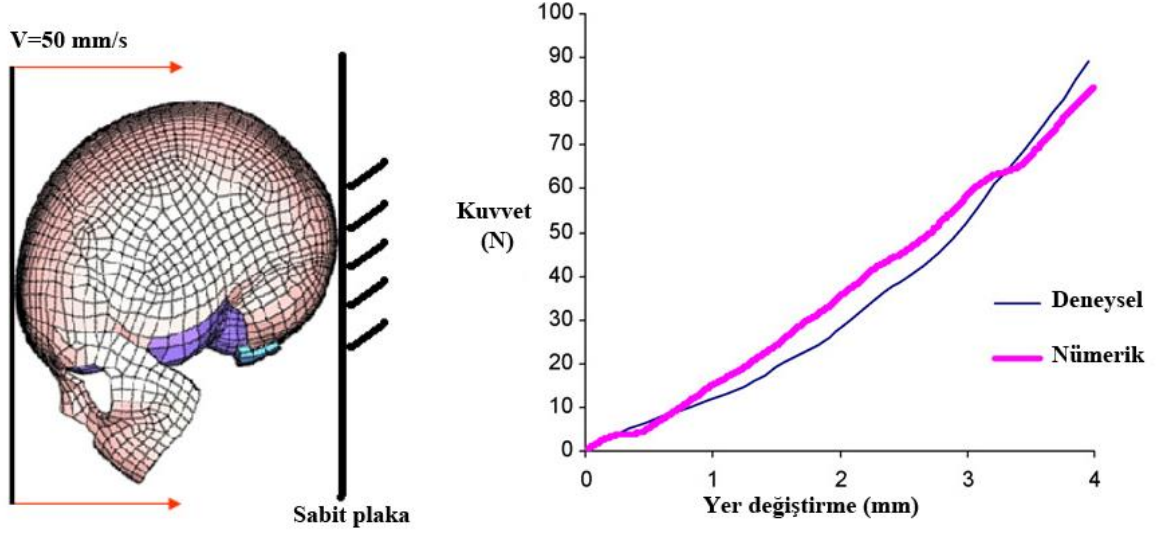
Roth vd. (1996) tarafından yapılan çalışmada Şekil 24 ve Şekil 25’te görülen yenidoğan bebek kafasına ait bir sonlu elemanlar modeli geliştirilerek literatürde yer alan malzeme özellikleri (Tablo 33. Yenidoğan kafasının sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri (Roth vd., 1996)) ilave edilmiş ve kafanın temel davranışları sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilmiştir.



Şekil 24. Yenidoğan kafasının sonlu elemanlar modeli (Roth vd., 1996)

Tablo 33. Yenidoğan kafasının sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri (Roth vd., 1996)

	Elastisite modülü	Poisson	Yoğunluk	Deformasyon
	E (MPa)	oranı	(kg/m ³)	kriteri
Membranlar	31,5	0,45	1140	-
CSF	0,012	0,49	1040	-
Deri	16,7	0,42	1200	-
Bingıldak	8	0,22	2150	-
Kafatası	500	0,22	2150	$\sigma_{em}=14$ MPa (19-21 günlük birey için)
Beyin (viskoelastik)	$G_t=G_\infty+(G_0-G_\infty)e^{-\beta t}$ $G_0=5,9 \times 10^{-3}$ MPa, $G_\infty=2,32 \times 10^{-3}$ MPa, $\beta=0,09248 s^{-1}$, $K=2110$ MPa			-



şekil 25. Kafaya uygulanan bası testi ve şekil değişiminin deneySEL ile nümerik (Roth vd., 1996)

Guenzel ve Willinger (2008), kafa ve boyun üzerine literatürde mevcut olan sadece yatay düzlemde yapılmış modal analizlerin aksine trafik kazalarında kafa-boyun sistemine yandan ve eğik doğrultuda gelen yüklerin de incelemesini yapmışlardır. Çalışmada gönüllü denekler üzerinde 2 ayrı test uygulanmıştır. İlk testte kafaya bir basketbol topuyla yandan darbe uygulanmış, ikinci testte de denekler vidalı döner bir sandalyeye sabitlenerek döndürölüp aniden durdurulmuşlardır. Testler sırasında deneklerin, göğüsten kafaya kadar olan bölgelerinin dinamik davranışları 6 serbestlik derecesine sahip cihazlarla ölçölümüştür. Ölçüm sonucunda z ve x yönünde 3 adet modal hal elde edilmiştir. Trafik kazalarında bu şekildeki beyin hasarlarının önüne geçebilmek için emniyet kemerleri ve hava yastıkları geliştirilmiştir.

Kitagawa vd. (2008) tarafından yapılan çalışmada, trafik kazalarında düşük hızlardaki arkadan çarpma durumunda boyun hasarlarının azaltmak için yerleştirilen aktif başlık korumalarının etkinliği araştırılmıştır. Çalışmada THUMS adı verilen bir sonlu elemanlar modeli geliştirilerek kafa ve boyun kinematiği ile boyuna gelen yüklerin hesaplaması yapılmıştır. Analizin mekanik sonuçları literatürdeki sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda ivme ve diğer kuvvetlerin pelvisten başlayarak T1 omuruna ve oradan da kafaya iletildiği görölümüştür. Bu sayede kaza sırasında pelvis kuvveti algılanır algılanmaz aktif başlığın kafayı daha erken destekleyebildiği sonucuna ulaşılmıştır. Benzer şekilde Viano ve Parenteau (2008) tarafından yapılan çalışmada da, insan kadavraları kullanılmış ve boyun sıkışma hasarlarına neden olabilecek kafa darbeleri üzerinde çalışılmıştır. Çalışmada kafanın

hızı, darbe kuvvetinin büyüklüğü ve oluşan hasar ölçülmüş, birbiri arasında katsayılarla ilişkiler kurulmuştur. Ancak, Claytor vd. (2004) tarafından yapılan çalışmada, sadece hava yastığı kullanılması durumunda travmatik bir beyin hasarı oluşmamasına karşın ciddi boyun hasarı olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Bu ve benzeri çalışmalar sonucunda artık beyin hasarı yanında boyun hasarı üzerine de oldukça fazla araştırma yapılmıştır.

Trafik kazalarında aracın ani durması veya arkadan darbe alması sonucu insan kafa boyun sisteminin ileri geri salınım yapması durumu ortaya çıkmakta ve bunun sonucu olarak da boyun yaralanmaları meydana gelmektedir. Stemper vd. (2006), otomobillerdeki geri salınım olayının boyun omurlarına verdiği hasarı önlemek amacıyla geliştirilen koltuk başlıklarının boyutlarıyla oynayarak etkinliğinin araştırmasını yapmıştır. Çalışmada denek olarak bir MADYMO kafa ve boyun modeli kullanılmış, bilgisayar ortamında da sonlu elamanlar yöntemi ile modelleme yapılmıştır. Simülasyon ve deney sonuçlarına göre düşük boyutlu başlıklar kullanıldığında boyun omurlarının fazla hareket etmediği ve başlım mesafesinin mümkünse 60 mm'den küçük olması gerektiği vurgulanmıştır.

Horst (2002), tarafından yapılan bir doktora tez çalışmasında ise, trafik kazalarında kafa-boyun kompleksinin önden, yandan veya arkadan darbe alması durumundaki dinamik davranışını gösteren 3 boyutlu bir matematiksel modelin geliştirilmesi ve doğrulanması yapılmıştır. Çalışmada çok kütleli bir sonlu elamanlar modeli geliştirilmiştir. Bu model rijid bir kafa, rijit bir omurga, lineer ve nonlineer viskoelastik diskler, sürtünmesiz bağlantı noktaları, nonlineer viskoelastik bağlar ve bölümlere ayrılmış kasılıp büzülebilen kaslardan oluşmaktadır. Bütün bu kaslar, bağlantı noktaları diskler ve sürtünmesiz bağlantı noktaları modelin gerçeğe mümkün olduğu kadar yakın sonuçlar alabilmek için modele eklenmiştir. Araştırmada gönüllü insan denekler kullanılmış; deneklere ön taraftan 15g ve yan taraftan 7g'lik darbe uygulanmıştır. Arkadan çarpma etkileri için de deneklere 12g ile 0,7g arasında değişen darbeler uygulanmıştır. Çalışmada hem dinamik hem de yarı statik haldeki mekanik davranışlar incelenmiştir yarı statik haldeki mekanik davranışlar incelendiğinde deneysel ve sonlu elemanlar modelinden elde edilen sonuçların birbirini doğruladığı görülmüştür. Ayrıca boyun kaslarının, sistemin kinematik davranışını büyük ölçüde etkilediği, başlık kullanılmayan ve kasların devre dışı bırakıldığı sonlu elemanlar simülasyonunda kafanın oldukça büyük yer değiştirmelere maruz kaldığı görülmüştür.

Biyomekanik hasar araştırmaları, insan vücudunun herhangi bir uzvunun farklı yükleme ve hareketler altında kinematik ve dinamiğinin incelenmesi şeklinde oluşmaktadır. Kafa ve boyun 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, birim 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, darbe yerinin zıttı ve darbe hasar teorisi olarak adlandırılmaktadır.

1.4. Deneysel Tasarım Yöntemi

Bu tez çalışmasında, farklı yönlerden darbe yüklemeleri etkisindeki kafa-boyun sisteminde oluşabilecek hasarın belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu sebeple, kafa-boyun sisteminde en etkili olan darbe yükünün ve yükleme sürecinde etkili olan diğer parametrelerin (İmpaktör geometrisi, vuruş bölgesi ve vuruş açısı) hasar üzerindeki etkilerinin belirlenmesi önem arz etmektedir. Belirlenen bu hedeflere ulaşmak için bu tez çalışması kapsamında bir deneysel tasarım yöntemi kullanılarak istatistiksel bir yaklaşımla kafa-boyun sistemi üzerinde geçerli olabilecek bir hasar modelinin oluşturulması planlanmıştır.

Deneysel tasarım yöntemleri, farklı parametreler etkisindeki sistemlerdeki değişimlerin nedenlerini araştırmak, bu değişimlere etkili müdahalelerde bulunarak bir sürecin performansını optimize etmek veya o sürece etki eden ana parametreyi (ya da parametreleri) bulmak ve en önemlisi de parametreler arasındaki etkileşimi belirlemek amacıyla geliştirilmiş tekniklerdir (Montgomery, 1991). İstatistiksel bir deney tasarımında, deneysel süreç parametrelerinin temel etkilerinin ve birbirleriyle etkileşimlerinin belirlenebilmesi amacıyla, deneysel sürecin giriş değişkenlerinde yapılan değişikliklerin etkisi çıktı üzerinde gözlemlenir ve böylece parametrelerin ana ve birbirleriyle etkileşim etkileri belirlenir.

Deneysel tasarım yöntemleri arasında Faktöriyel Tasarım yöntemi deney sayısını önemli ölçüde azaltarak zaman ve maliyet kaybını önlemektedir. Faktöriyel tasarım, deneysel süreçlerin anlaşılması, modellenmesi ve optimize edilmesi için kapsamlı bir araç sunar. Bu tez çalışmasında 2^3 faktöriyel tasarım yöntemi tercih edilmiştir. Çünkü bu yöntem, her biri iki seviyede iki veya daha fazla faktör içeren deneyler için en etkili yöntemdir (Mongomery, 1991). Bu yöntem farklı parametrelerin farklı seviyeleri arasında optimum kombinasyonu saptamak için oldukça yararlı ve sıklıkla tercih edilen bir yöntem olarak göze çarpmaktadır (Sofuoğlu, 2006). Sistem tasarımı, parametre tasarımı ve tolerans tasarımı aşamaları, ürünlerin ya da süreçlerin ideal çalışma koşullarını belirlemeyi ve bu koşullar altında performansın en üst düzeye çıkarılmasını hedefler.

Bir faktöriyel tasarımda:

- k : Faktör sayısını ifade eder.
- Her faktör L_i seviyelerinde tanımlanır.
- Toplam koşul sayısı, faktörlerin seviyelerinin çarpımıyla belirlenir:

$$N = \prod_{i=1}^k L_i \quad (3)$$

Bir faktöriyel deneysel tasarımın sonuçları, regresyon modeliyle ifade edilir:

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i X_i + \sum_{i < j} \beta_{ij} X_i X_j + \epsilon \quad (4)$$

Burada:

- Y : Tepki değişkeni (bağımlı değişken),
- X_i : Faktörler (bağımsız değişkenler),
- β_0 : Sabit terim,
- β_i : Ana etkiler,
- β_{ij} : İkili etkileşim etkileri,
- ϵ : Hata terimi

Faktöriyel tasarımlar genellikle varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilir. ANOVA, faktörlerin ana etkilerinin ve birbirleriyle etkileşimlerinin anlamlı olup olmadığını test eder. Faktöriyel tasarım yöntemi, özellikle mühendislik, biyoloji, kimya ve üretim

süreçlerinde faktörlerin etkilerinin ayrıntılı bir şekilde incelenmesi için tercih edilir. Faktöriyel tasarım yöntemleri hemen her alanda kullanıldığı gibi, son yıllarda biyomekanik alanında da kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (Çetin ve Sofuoğlu, 2018).

1.5. Tezin Amacı ve Kapsamı

Biyomekanik problemleri analitik, sayısal ve deneysel olarak 3 grupta toplanabilir. 2000’li yıllara kadar yapılan araştırmalara bakıldığında çalışmaların analitik ve sayısal gruplarında yoğunlaştığı görülmektedir. Bu tez kapsamında ise mevcut imkanlar ve imkansızlıklar dahilinde çalışmalar sayısal olarak yapılmış ve literatürde daha önceki başarılı deneysel ve sayısal çalışmalarla desteklenmeye çalışılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, değişik darbe yükleri etkisinde insan kafa–boyun sistemi için bir yaralanma modeli oluşturmaktır. Katı model bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak hazırlanarak ve sonrasında sonlu elemanlar yöntemi ile farklı yönlerdeki darbe yükleri etkisine maruz bırakılarak sayısal modelin verdiği tepkiler irdelenmiştir. Bu tepkiler, kafaya önden, yandan ve eksantrik olarak darbe uygulandığında, kafatası, kafanın içerisinde yer alan beyin dokuları, disk ve omurlarda meydana gelen gerilme, birim şekil değişimi ve basınç değişimleridir. Bu tepkilerin oluşturduğu çıktılar, sonrasında faktöriyel deneysel tasarım yöntemi ile değerlendirilip kafa–boyun sistemi için bir istatistiksel yaralanma modeli oluşturulmuş olacaktır.

Çalışmada öne çıkan ilk özellik modelin yüksek mesh yoğunluğuna sahip olmasıdır. Bunun haricinde modelde kullanılan bütün doku, disk ve kemikler, kadavradan elde edilen bilgisayarlı tomografi (CT) verilerinin, bilgisayar ortamında işlenmesiyle elde edilmiş ve bu sayede gerçeğe çok yakın 3 boyutlu bir model oluşturulmuştur. Bütün dokular ayrı ayrı modellenerek CT verileriyle hassas bir şekilde montajlanmıştır.

Çalışmanın ana amaçlarından biri olan gerçeğe yakınlık ilkesi gereği, kafatasına uygulanan yük, Nahum (1977)’un deneysel çalışmasında kullanmış olduğu ve zamana göre değişkenlik gösteren yük ile aynıdır. Analiz süresi ve sınır şartları da aynı çalışmadaki değerlerden alınmıştır.

Çalışmaya ait analizler, ANSYS firmasına ait olan LS-DYNA isimli sonlu elemanlar programı ile yürütülmüştür. Katı modele ihtiyaç duymayarak yüzey geometrisi ile sonlu elemanlar analizi yapabilmesi ve bu sayede yüksek mesh yoğunluklarında bile hızlı sonuç

verebilmesi ve ücretsiz eğitim lisansı seçeneği sunması nedeniyle bu program tercih edilmiştir.

Çalışmada kafatası, omur ve diskler lineer izotropik malzeme olarak modellenmiştir. Buna karşın beyin dokularının, enerji ve darbe absorbe etmesi nedeniyle lineer elastik malzeme yerine viskoelastik malzeme olarak modellenmiştir (Gilchrist, 2001).

Çalışmada elde edilen sonuçlar deneysel Nahum, (1977) ve sayısal Willinger vd. (1999) çalışmalarıyla karşılaştırılmıştır.



2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar dört kısımdan oluşmuştur. İlk kısımda, 3 boyutlu insan kafa-boyun modelinin modelleme esasları ve ağ yapıları detaylı olarak sunulmuştur. İkinci kısımda, darbe yükleri etkisine maruz bırakılan insan kafası ve kafatası modelinin Willinger ve diğerleri (1999) tarafından RADIOSS kodu kullanılarak geliştirilen insan kafası modeliyle karşılaştırılmıştır. Üçüncü kısımda, insan kafası ve boynunun farklı yönlerden darbe yükleri etkisi altında göstereceği mekanik davranışlar incelenmiştir. Bu darbeler sonucunda kafa ve boyun omurlarında meydana gelen gerilmeler, basınç değişimleri, yer değiştirmeler ve birim şekil değişimleri incelenmiştir. Son kısımda ise, Deneysel (Faktöriyel) Tasarım yöntemine göre optimizasyon işlemi yapılmış, seçilen parametrelerin kafa-boyun sisteminin yaralanma modeli üzerindeki etkileri belirlenmiştir. Bu çalışma kapsamında yapılan tüm sonlu elemanlar analizi, ticari bir sonlu elemanlar yazılımı olan LS-DYNA kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucunda elde edilen bulgular ticari MİNİTAB paket programı kullanılarak irdelenmiş ve bir istatistiksel kafa-boyun sistemi yaralanma modeli oluşturulmuştur.

2.1. İnsan Kafa-Boyun Sisteminin Modelllenmesi

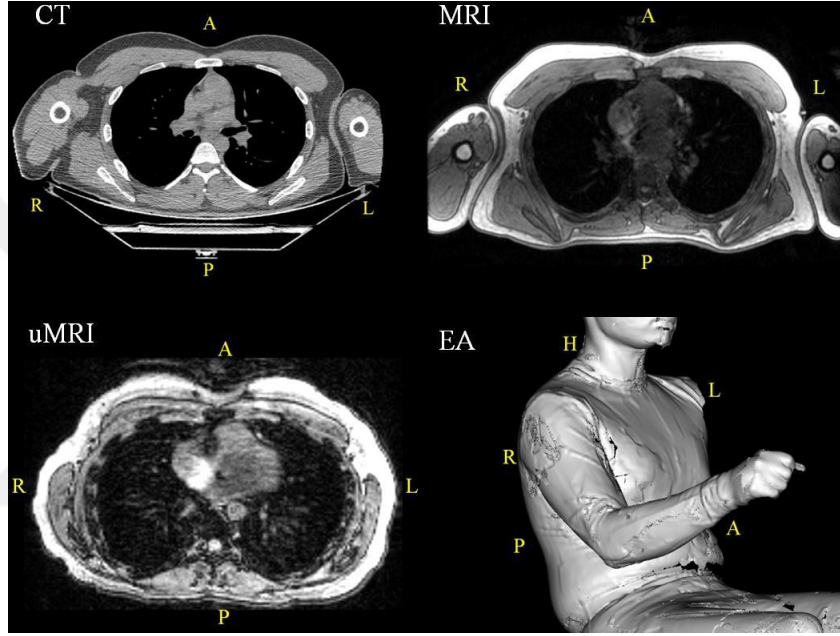
2.1.1. Katı Modelinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan model, Global Human Body Model Concorium (GHBMC) tarafından geliştirilmiş olan “M50 V6.0” isimli insan kafa ve boyun modelidir. Bu konsorsiyum, 10 adet otomobil üreticisi ile 7 adet yabancı üniversiteden oluşmaktadır. Model, tüm insan vücudundan oluşmakta olup bu çalışmada sadece kafa ve boyun kısmı kullanılmıştır. Model oluşturulurken Tablo 34’te genel özellikleri, Tablo 35’te de antropometrik özellikleri görülen 26 yaşında ve 50. persentildeki bir erkek gönüllünün, yatay pozisyonda 1,5 Tesla Twin Speed Manyetik Rezonans cihazı (MRI) ile 1 mm’lik kalınlıkta görüntüleri çekilmiştir. MRI işlemi sırasında tarama parametreleri, vücuttaki yağ ve suyu faz dışı bırakacak şekilde ayarlanmıştır. Bununla birlikte Şekil 26’da görülen GE Lightspeed, 16-slice tarayıcısı ile de hem yatay hem de oturur pozisyonda Bilgisayarlı Tomografi (BT)

taramaları ile elde edilen görüntüler, NURBS modelleme tekniği ile birleştirilerek Şekil 27’de görülen 3 boyutlu (3B) katı model elde edilmiştir.

Tablo 34. Modellemede kullanılan erkek gönüllünün temel özellikleri

Yaş	Kütle	Boy	Vücut kitle indeksi
(yıl)	(kg)	(cm)	(kg/m ²)
26	78,6 ±0,77	174,9	25,7±0,25

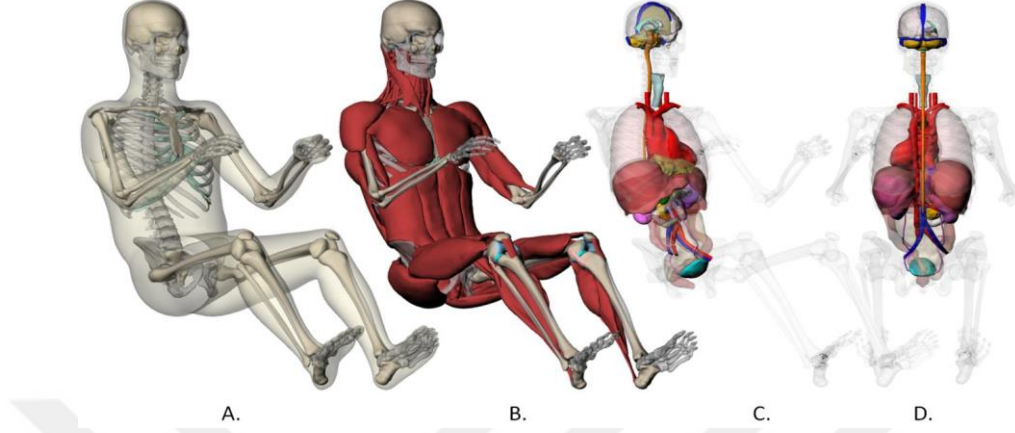


Şekil 26. Gönüllünün MRI ve BT görüntüleri

Tablo 35. Modelin antropometrik ölçüleri

Bölge	cm	Bölge	cm
Kafa genişliği	16,4	Oturma pozisyonunda kalça genişliği	38,1
Kafa yüksekliği	19,8	Üst bacak – diz arası uzunluk 1	60,1
Kafa çevresi	57,8	Üst bacak çevresi	60,8
Boyun çevresi	36,2	Bel derinliği	22,8
Göğüs çevresi	99,7	Göğüs derinliği	23,3
İki omuz arasındaki genişlik (en)	47,8	Üst bacak – diz arası uzunluk 2	58,9
Oturma pozisyonu yüksekliği	92,1	Diz yüksekliği	37,7
Bel çevresi	92,1	Alt baldır çevresi	24,4
Omuz dirsek uzunluğu	36,3	En geniş ayak çevresi	24,4
Dirsek çapı	28,3	Ayak uzunluğu	27,2
Dirsek – el arası uzunluk	49,8	Ayak genişliği	10,3

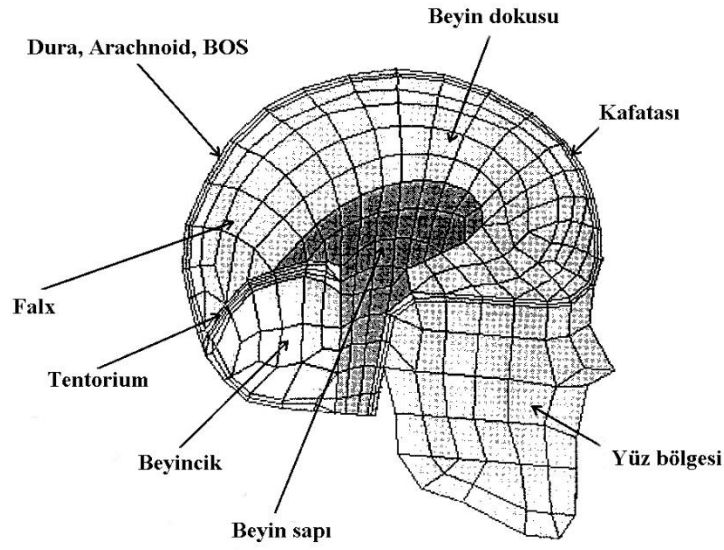
Şekil 27’de görülen modelin tamamı kullanılmayarak sadece kafa ve boyun kısmı çalışmaya dahil edilmiştir. Modelde kullanılan insan kafasında beyin 22 adet bileşenden oluşmakta olup Şekil 31’de gösterilmektedir.



Şekil 27. Tüm vücut modeli A: Dış deri ve iskelet B: Kas ve ligamen yapılar C: Beyin ve organlar D: Arka görünüş

2.1.2. İnsan Kafası Modelinin Oluşturulması

Çalışmanın ilk kısmında insan kafası ele alınarak analiz edilmiş ve literatürdeki deneysel ve sayısal çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Oluşturulan kafa katı modeli rijit bir impaktör ile önden yapılan darbe yüklemesinin etkisinde bırakılmıştır. Karşılaştırma için Willinger ve diğerlerinin (1999) yapmış olduğu çalışma seçilmiştir. Bu çalışmanın seçilme amacı tezde kullanılan modelle hemen hemen aynı dokuları içermesi ve bu tez çalışmasının bir kısmında elde edilen, kafanın değişik bölgelerdeki basınç değerlerinin ölçülmüş olmasıdır.



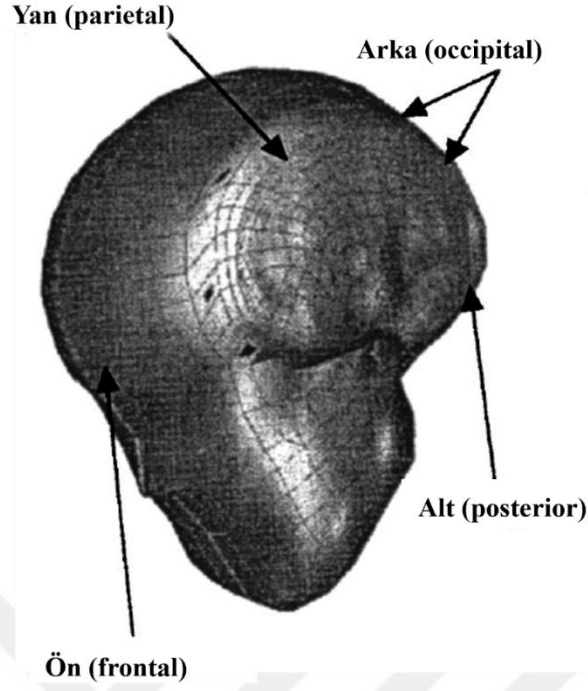
Şekil 28. Çalışmada kullanılan model

Willinger ve diğerlerinin (1999) çalışmasında kullanılan malzeme değerleri Tablo 36'da gösterilmiştir.

Şekil 29'da Willinger ve diğerleri (1999) tarafından yapılan çalışmada basınç ölçümü yapılan bölgeler gösterilmiştir. Bu çalışmada da aynı yerlerden basınç değerleri elde edilerek ilgili sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

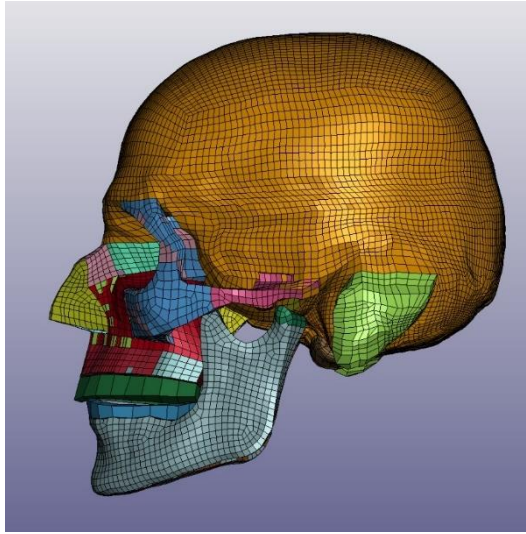
Tablo 36. Willinger vd. (1999) tarafından yapılan çalışmada kullanılan malzeme özellikleri

	Elastisite Modülü (kPa)	Bulk Modülü (MPa)	Yoğunluk (kg/m ³)
Beyin	675	5,625	1140
Dura, Araknoid, BOS	12	0,210	1040
	Elastisite Modülü (kPa)	Poisson sabiti	Yoğunluk (kg/m ³)
Kafatası	6x10 ⁶	0,21	2100
	5x10 ⁶	0,21	3000
Tentoryum	31.500	0,23	1140

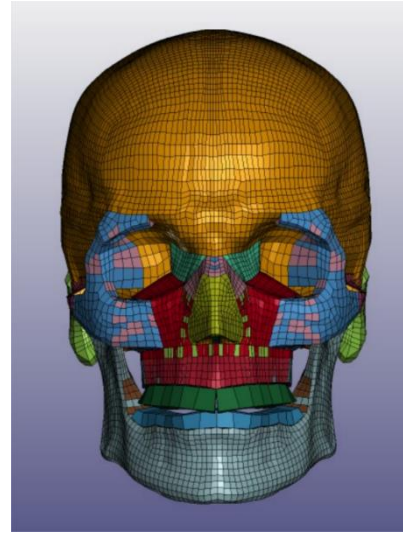


Şekil 29. Ölçüm yapılan basınç bölgeleri

Şekil 30 ve Şekil 31’de gösterilmiş olan kafatasının modellenmesinde, 76643 eleman kullanılmıştır. Kafatası hem deformasyona uğrayacak şekilde hem de istenirse rijit olarak tanımlanabilmesinin yanında hem 2B hem de 3B katı eleman tipi kullanılarak modellenmiştir. Şekilde görüldüğü gibi kafatası alt ve üst çene ile birlikte burun kemikleri, göz çevresi ve çene eklemleri de detaylı bir şekilde modellenmiştir.

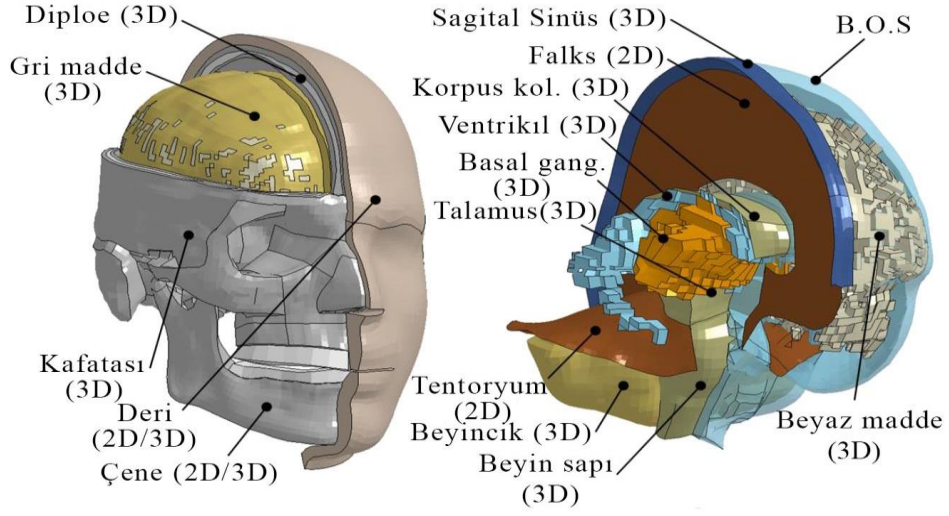


(a)



(b)

Şekil 30. İnsan kafatasının sonlu elemanlar modeli (a) Yan görünüş, (b) Ön görünüş

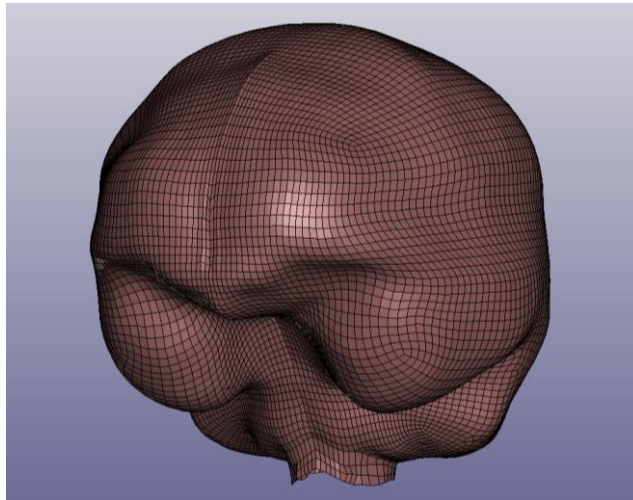


Şekil 31. Bilgisayar ortamında yapılan montajın kısmi kesit görünümü

2.1.3. Beyni Oluşturan Dokuların Sonlu Elemanlar Modeli

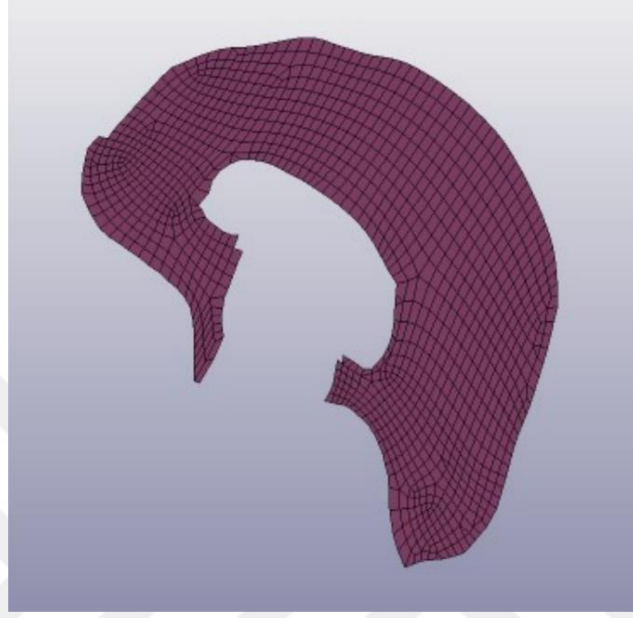
Yapılan literatür araştırmasına göre oluşturulan bu modeller, bugüne kadar yapılmış olan gerçeğe en yakın modellerden biridir. Ayrıca her modelin detaylandırılması da oldukça yüksek bir bilgisayar donanımına ihtiyaç duymaktadır.

Şekil 32’de beyne ait yumuşak dokulardan Dura görülmektedir. Bu dokunun 2B sonlu eleman modeli oluşturulurken 11726 eleman kullanılmıştır. Beyni ve omuriliği çevreleyerek dış darbelere karşı korunmalarını sağlayan bir zardır.

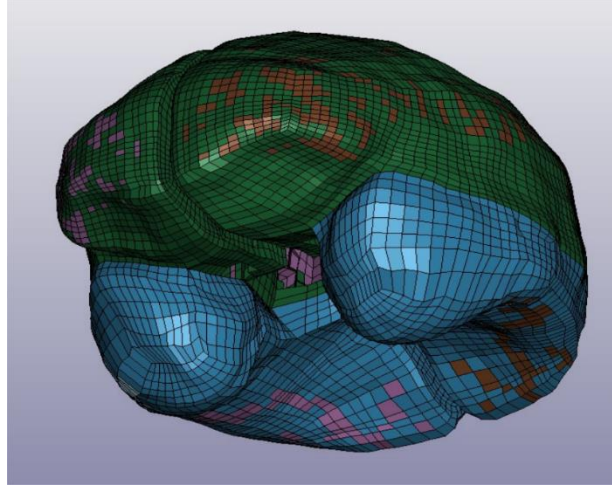


Şekil 32. Beynin yumuşak dokularından Dura'nın 2D sonlu elemanlar modeli

Şekil 33'te beyne ait yumuşak dokulardan Falks görülmektedir. Bu dokunun 2B sonlu eleman modeli oluşturulurken 1163 eleman kullanılmıştır. Beyni ikiye ayırmakta ve herhangi bir darbede şekil değiştirerek basınç artışını dengelemektedir.



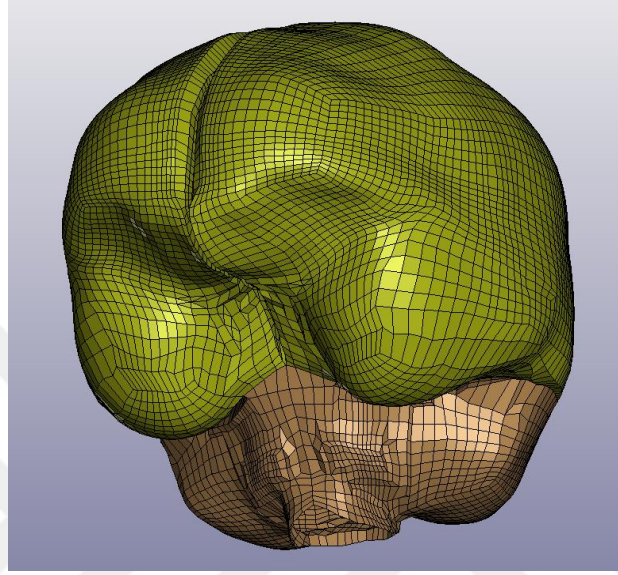
Şekil 33. Beynin yumuşak dokularından Falksın 2B Sonlu elemanlar modeli



Şekil 34. Beynin yumuşak dokularından Gri ve Beyaz maddenin 2B Sonlu elemanlar modeli

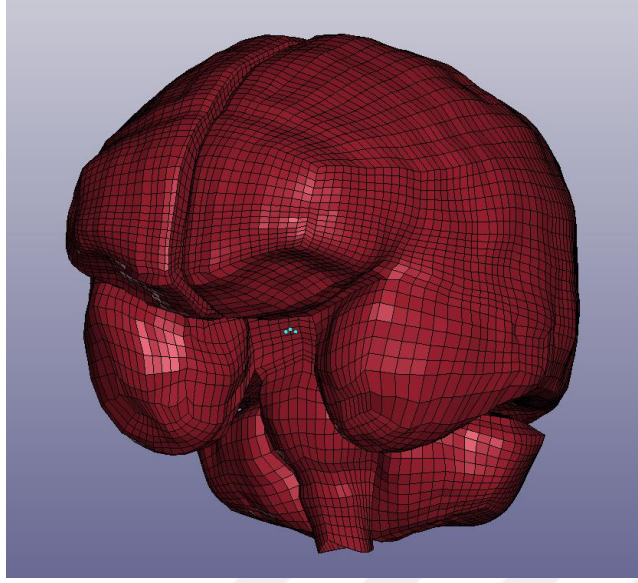
Şekil 34'te beyne ait yumuşak dokulardan Gri ve Beyaz Cevher görülmektedir. Bu dokunun 3B sonlu eleman modeli oluşturulurken 46040 eleman kullanılmıştır. Gri ve beyaz cevher olarak da bilinirler. Beyaz madde beyindeki sinyalleri iletme görevini üstlenirken, gri madde de bilgi ve duyguları işlemekte görevlidirler.

Şekil 35'te beyne ait yumuşak dokulardan Araknoid görülmektedir. Bu dokunun 2B sonlu eleman modeli oluşturulurken 12038 eleman kullanılmıştır. Araknoid, merkezi sinir sistemi sarmakta, beyin şeklini almayarak, sıvı ve darbe geçirmeme özelliği sayesinde beyni korumakla görevlidir.



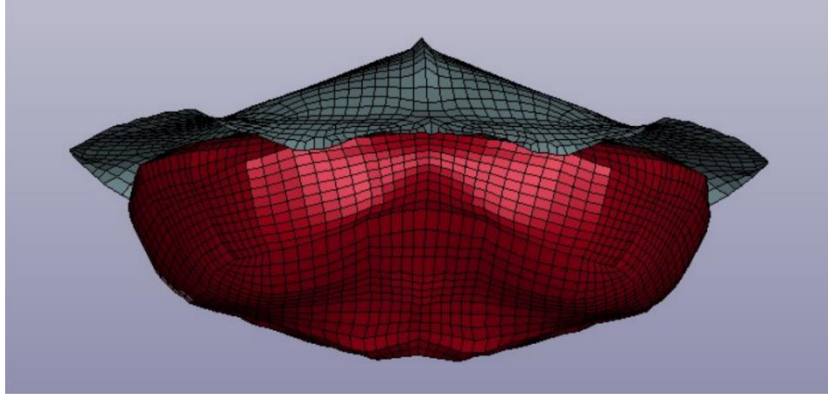
Şekil 35. Beynin yumuşak dokularından Araknoid'in 2B Sonlu elemanlar modeli

Şekil 36'da beyne ait yumuşak dokulardan Pia görülmektedir. Bu dokunun 2B sonlu eleman modeli oluşturulurken 11790 eleman kullanılmıştır. Dışarıdan içe doğru gelindiğinde en içteki zardır. Tamamen beyin şeklini almakla beraber beyni besleyen kan damarları bu dokunun içinden geçmektedir.



Şekil 36. Beynin yumuşak dokularından Pia'nın 2B Sonlu elemanlar modeli

Şekil 37'de beyne ait yumuşak dokulardan Beyincik ve Tentoryum gösterilmiştir. Bu dokuların 3B sonlu eleman modeli oluşturulurken 20299 eleman kullanılmıştır. Beyincik hem 2B hem de 3B olarak modellenmiş olup, Tentoryum 2B eleman şeklinde modellenmiştir.

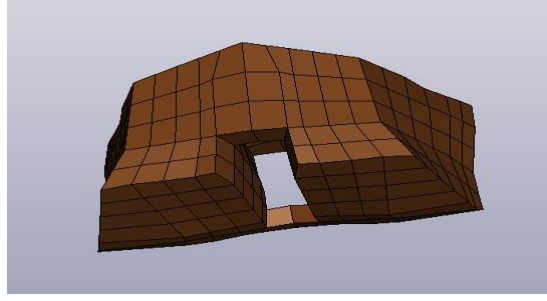


Şekil 37. Beynin yumuşak dokularından Beyincik ve Tentoryum'un 3B Sonlu elemanlar modeli

Beyincik insan bedeninin denge organlarından biri olmakla beraber, kasların düzgün çalışmasını sağlamaktadır. Tentoryum dokusu ise beyincik dokusunun üzerinde bir çadır görevi görerek, beynin kendi ağırlığı ile beyincik ve beyin sapının ezilmesini önlemektedir.

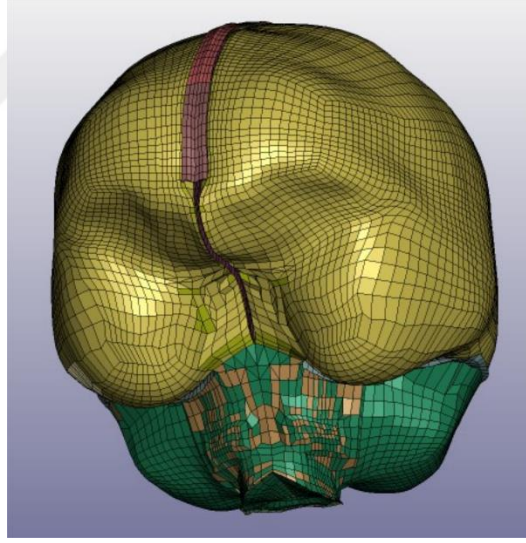
Şekil 38'de beyne ait yumuşak dokulardan Talamus dokusu görülmektedir. Bu dokunun 3B sonlu eleman modeli oluşturulurken 260 eleman kullanılmıştır. Talamus dokusu

koku hariç diğerk tüm duyuların gri cevhere iletilmesini sağlayan bir köprü görevi görmektedir. Ayrıca duyuları filtre ederek konsantrasyon sağlama işlevini de sağlamaktadır.



Şekil 38. Beynin yumuşak dokularından Talamus'un 3B sonlu elemanlar modeli

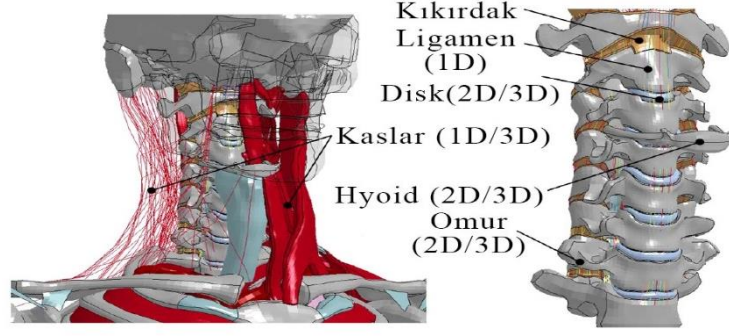
Şekil 39'da beynin bütün dokularının montajlanmış hali gösterilmiştir. Tüm beyin modelinde 1 boyutlu elemanlar da dahil olmak üzere 22 doku kullanılmış ve toplam 108960 elemandan oluşturulmuştur.



Şekil 39. Beyne ait tüm dokuların montajlandığı 3B sonlu elemanlar modeli

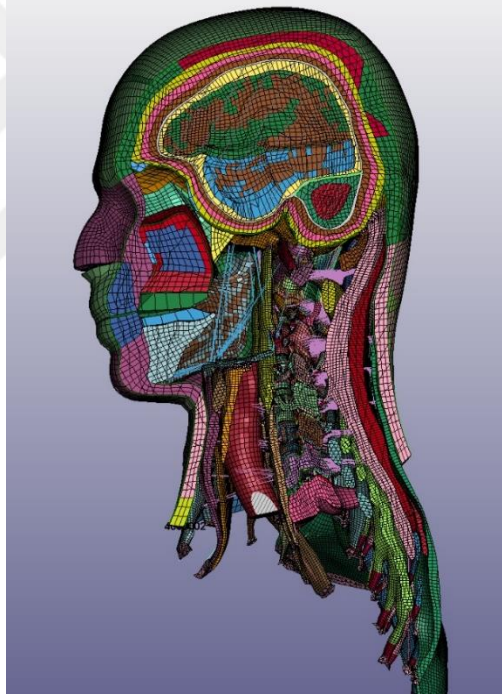
2.1.4. Boynu Oluşturan Dokuların Sonlu Elemanlar Modeli

Geliştirilen modelin boyun kısmı, her biri bağımsız olmak üzere 52 adet boyun kası, boyun omurları, kıkırdak ile omurlar arası disklerden oluşmuş ve Şekil 40 – Şekil 43'te gösterilmiştir. Omurlar arası diskler, çekirdeklerinin doğal yapısı gereği viskoelastik malzeme kullanılarak modellenmiştir (Meyer vd., 2021).



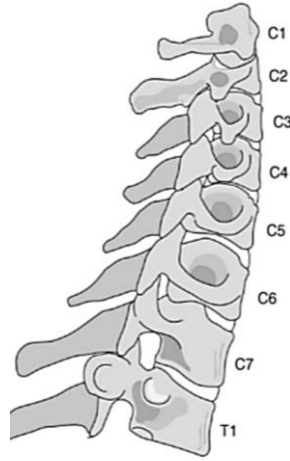
Şekil 40. Bilgisayar ortamında yapılan boyun montajının görünüşü

Şekil 41’de ise, çalışmada kullanılan modelin LS-DYNA programından alınmış bir kesit görünümü verilmiştir.



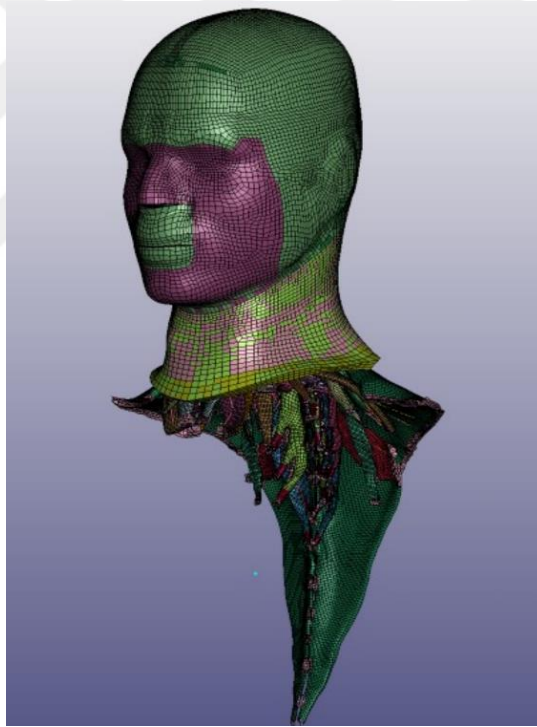
Şekil 41. Modelin kesit alınmış görünümü

Bu tez çalışmasında bir sonlu elemanlar simülasyon programı olan LS-DYNA programı kullanılarak Şekil 43’te görülen kafatası ve boyun mekanizmasına kafanın simetri düzleminden ön ve yan doğrultudaki merkezi yükleme ile bir adet de önden eksantrik doğrultuda darbeler uygulanmıştır. Bu darbeler sonucunda kafatası ve Şekil 42’de gösterilmiş olan boyun omurlarında meydana gelen gerilme, basınç, yer değiştirme ve birim şekil değişimleri incelenmiştir.



C: Servikal (Boyun bölgesi)
T: Torasik (Göğüs bölgesi)

Şekil 42. İnsan boynundaki omurların görüntüsü



Şekil 43. Çalışmada kullanılan modelin perspektif görünüşü

2.1.5. Malzeme Özellikleri ve Ağ Yapısı

Çalışmada kullanılan modelin ağ yapısı %99 oranında hexahedral ve kalan kısmı da kabuk (Shell) ve kiriş (Beam) elemanlarından oluşmaktadır. Tablo 37’de modele ait ağ yapısının farklı kriterlerde ölçülen kalite değerleri verilmiştir.

Tablo 37. Modele ait elemanların ağ yapısı kalite ölçümleri

M50-0 v6,0						
	Zorlanma limiti 100%	2, hedef %99	Hedeften sapan eleman sayısı	Toplam eleman sayısı	Mevcut Değer	Hedeften sapma oranı (%)
Shell Kriteri	Quad: Çarpıklık	30° maks	59	81176	81.30	0.637
	Quad: En-boy oranı	6 maks	26	81176	6.98	0,0319
	Quad: Eğrilik	60°	82	81176	72.80	0.10
	Quad: Jacobian	0,4 min	94	81176	1	0.115
	Quad: min açı	30° min	24	81176	90.00	0.263
	Quad: maks açı	150° maks	330	81176	170.00	0.405
	Trias: Çarpıklık	n/a				
	Trias: En-boy oranı	6 maks	255	255	19,66	0,04
	Trias: Eğrilik					
	Trias: Şekil faktörü	n/a				
	Trias: Jacobian	0,4 min	0	255	1	0.00
	Trias: min açı	15° min	99	255	59.90	0.122
	Trias: maks açı	140° maks	0	255	134.00	0.00

Kafa ve boyun sistemi, dinamik çalışan bir sistem olduğundan ötürü statik analizler, sistemin çalışmasını tanımlamakta yetersiz kalmaktadırlar. Belirtilen sistemin gerçekte nasıl çalıştığının gözlemlenebilmesi için yapılacak analizlerin zamana bağlı analiz olması kaçınılmaz bir zorunluluktur.

Yapılan literatür araştırmasında insan kafa ve boyun sisteminin 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli oluşturulurken dokuların malzeme özelliklerinde statik analize göre bazı farklılıklar ortaya çıkmıştır. Özellikle beyaz ve gri madde ile beyincik dokusu viskoelastik malzeme davranışı gösterdiğinden dolayı (Angelillo vd., 2007), bu dokuların lineer malzeme özellikleri kullanılarak modellenmesi, analizin geçerliliği konusunu tartışmaya açacaktır. Bu nedenle bu çalışmada, belirtilen dokular viskoelastik malzeme özelliği seçilerek modellenmiş ve dokulara ait viskoelastik malzeme özellikleri Tablo 38’de gösterilmiştir.

Tablo 38. Beyin dokularının viskoelastik malzeme özellikleri

Doku	ρ (gr/cm ³)	K (GPa)	G ₀ (MPa)	G _∞ (MPa)	β (s ⁻¹)
Beyaz cevher	1,06	0,20	3,75	0,75	0,20
Korpus kollozum					
Ventrikül (Bağ)	1,04	0,20	5,00	1,00	0,20
BOS (Beyincik)	1,04	0,20	5,00	1,00	0,20
BOS (Beyin)					
Basal Ganglia	1,06	0,20	3,00	0,60	0,20
Beyincik					
Talamus					
Beyin sapı	1,06	0,20	6,00	1,20	0,20
Gri cevher	1,06	0,20	6,00	0,60	0,20

Beyne ait bazı dokular viskoelastik özellik gösterirken bazıları da elastik malzeme özelliklerine sahiptir. Tablo 39’da beyin içerisinde elastik malzeme özelliği gösteren dokulara ait malzeme katsayıları gösterilmiştir.

Tablo 39. Beyin dokularının elastik malzeme özellikleri

Doku	ρ (gr/cm ³)	E (GPa)	η
Tentoryum	1,1000	0,0315	0,3000
Pia	1,1000	0,0125	0,3500
Falks			
Araknoid	1,1000	0,0120	0,3500
Dura	1,1000	0,0315	0,3500

Kafatası dış, yumuşak ve iç yüzey olmak üzere 3 katman halinde modellenmiştir. Tablo 40 ve Tablo 41’de kafatasına ait tüm katmanlar ile yüz bölgesinde bulunan kemiklerin elastik malzeme özellikleri verilmiştir.

Tablo 40. Kafatası ve yüz kemiklerinin malzeme özellikleri

Doku	ρ (gr/cm ³)	E (GPa)	ν	Akma Dayanımı (GPa)	Tanjant sabit
Kafatası Dış Yüzey	2.1	15	0.25	0.09	0.5
Kafatası İç Yüzey					
Kafatası Yumuşak Doku	1	0.6	0.3	0.004	0.02
Yüz kemikleri	2.1	6	0.25	0.006	0.03
Burun Kemikleri	1.5	0.02	0.45	0.0002	0.005

Tablo 41. Yüz bölgesindeki kafa derisinin malzeme özellikleri

Doku	ρ (gr/cm ³)	K (GPa)	G ₀ (MPa)	G _∞ (MPa)	β (s ⁻¹)
Ağız çevresi	1,1	0,005	0,68	0,28	0,03
Dudak	1,1	0,005	0,47	0,2	0,03
Ön kafa derisi	1,1	0,02	0,017	0,0068	0,03
Yan kafa derisi	1,1	2	0,0085	0,0034	0,03

Deri için seçilen Ogden türü malzeme modeli, yapılan literatür araştırmasında beyne ait yumuşak dokuların modellenmesinde en sık kullanılan viskoelastik malzeme tiplerinden biri olup sonlu elemanlar analizi programının uygunluğu açısından bu malzeme tipinin kullanılması en sağlıklı sonucun elde edilmesini sağlayacaktır.

Tablo 42. Kafa derisine ait Ogden tipi malzeme sabitleri

Deri	ρ (gr/cm ³)	ν	μ_1 (MPa)	μ_2 (MPa)	μ_3 (MPa)	α_1	α_2	α_3
	1	0,49999	0,6	0,473	-0,14	-0,971	-2,393	-3,85
	g_1 (MPa)	g_2 (MPa)	g_3 (MPa)	g_4 (MPa)	β_1	β_2	β_3	β_4
	1,35	24,08	97,73	839,1	3,10E-04	0,0167	0,07967	1,246

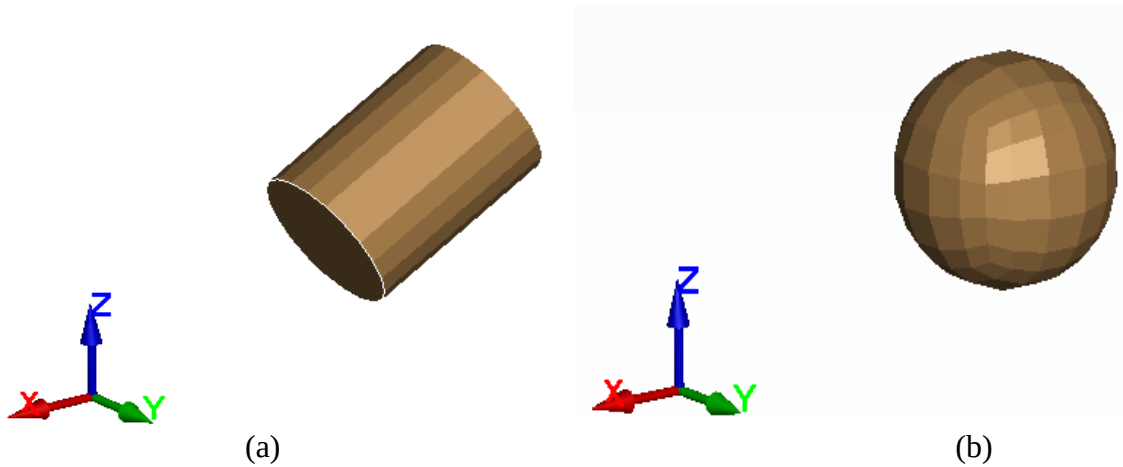
Tablo 43'te bu çalışmada kullanılan dokulara ait malzeme tipleri özet halinde sunulmuştur.

Tablo 43. Analizi yapılan yumuşak dokuların ve kafatasının malzeme özellikleri

No	Parça adı	Malzeme tipi
1	Yüz kemikleri	Elastik
2	Falks	Elastik
3	Araknoid	Elastik
4	Tentoryum	Elastik
5	Pia	Elastik
6	Kafa iç derisi	Viskoelastik
7	Kafatası Dış Yüzeyi	Rijit
9	Burun kıvrıdağı	Elastoplastik
12	Damak	Elastoplastik
13	Yüz kasları	Elastoplastik
14	Göz çevresi	Elastoplastik
15	Alt Çene Kemîği	Elastoplastik
16	Üst Çene Kemîği	Elastoplastik
17	Elmacık kemikleri	Elastoplastik
18	Beyaz Cevher	Kelvin tipi Viskoelastik
19	Beyincik	Kelvin tipi Viskoelastik
20	Damarlar	Kelvin tipi Viskoelastik
21	Beyin Omurilik Sıvısı	Kelvin tipi Viskoelastik
22	Beyin Sapı	Kelvin tipi Viskoelastik
23	Talamus	Kelvin tipi Viskoelastik
24	Gri Cevher	Kelvin tipi Viskoelastik
25	Kafa dış derisi	Ogden tipi Viskoelastik

2.2. Uygulanan Yük ve Sınır Şartları

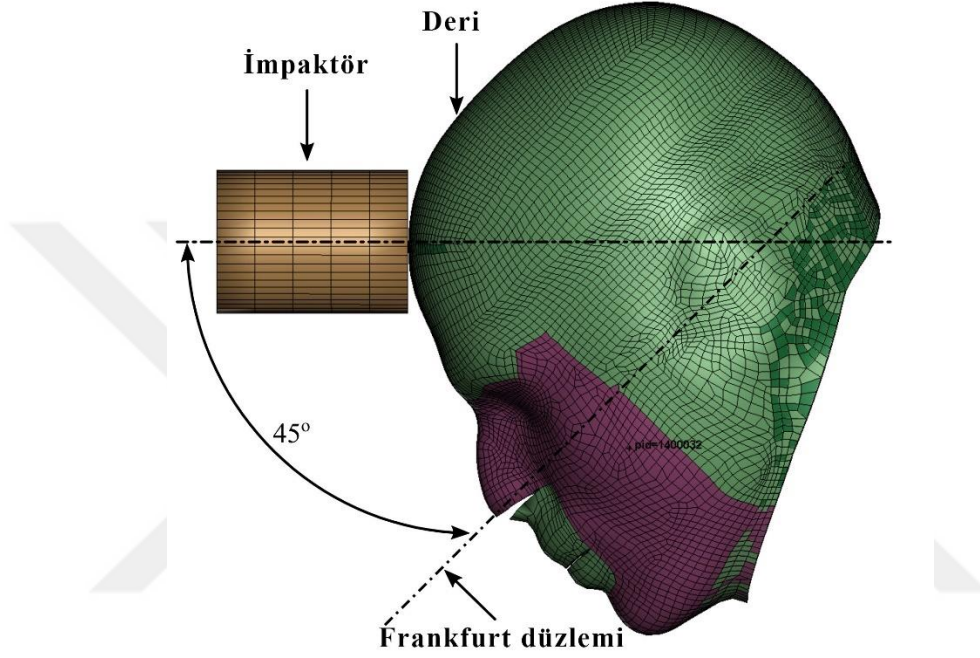
Bu çalışmada insan kafasına uygulanan darbe yükleri, önden ve yandan merkezi olarak ve önden eksantrik olarak uygulanmıştır. Darbe yükleri, düz yüzeyli silindirik (3 cm çapında ve 9 cm uzunluğunda) ve küresel impaktör aracılığıyla $V = 6,3$ m/s hızında 0 – 15 ms aralığında kafaya uygulanmıştır.



Şekil 44. Çalışmada kullanılan impaktör (a) Düz yüzeyli silindirik, (b) Küresel

Kullanılan impaktör, 6 kg kütleye sahip olup çalışmada analize herhangi bir hesap yükü getirmemesi ve kendi üzerinde oluşacak olan gerilmelerin araştırma açısından bir önemi olmadığı için rijit eleman tipi olarak analiz programında modellenmiştir.

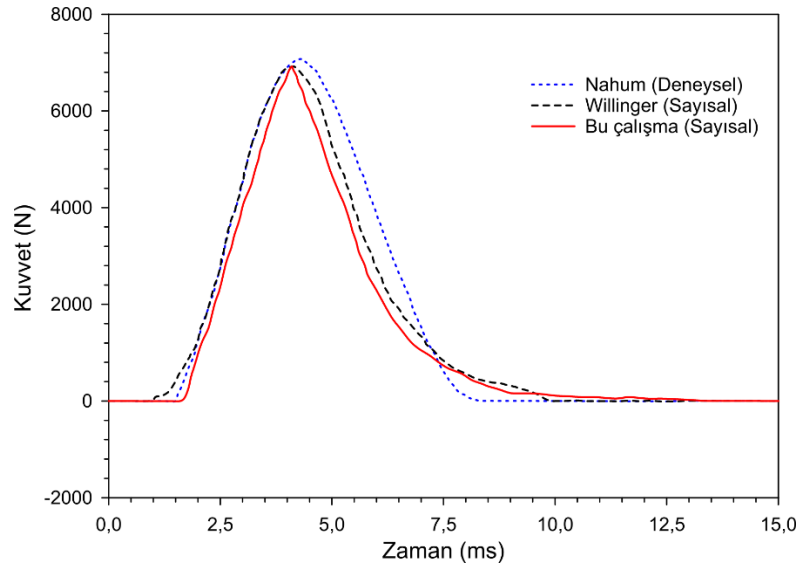
Önden yapılan yüklemde uygulama açısı, anatomide Frankfurt düzlemi olarak bilinen düzlem ile 45°'lik açı yapacak şekilde konumlandırılmış olup Şekil 45'te gösterilmiştir.



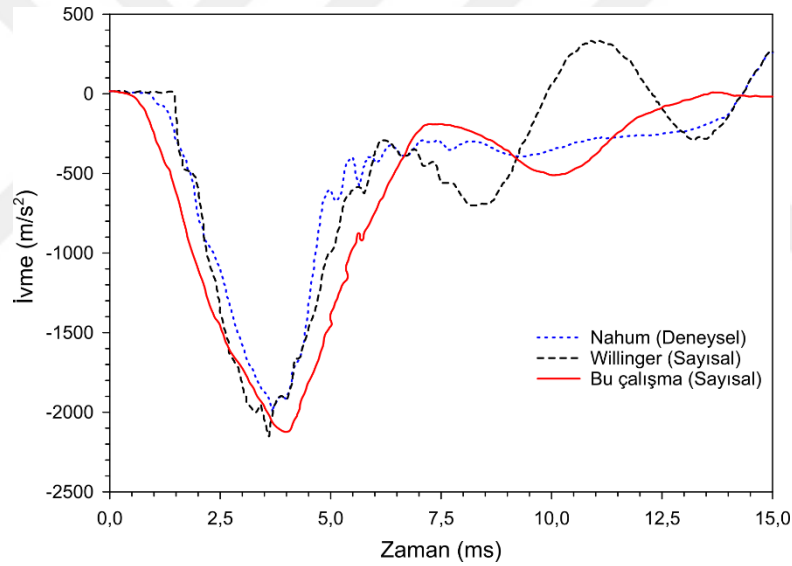
Şekil 45. Analizi yapılan modelden bir görünüm

Şekil 46'da insan kafasına uygulanan darbe yükünün zamana göre değişimi görülmektedir. Uygulanan yükün değişiminin, literatürdeki deneysel bir çalışma olan Nahum vd. (1977) ve Willinger vd. (1999)'nin yapmış olduğu sayısal bir çalışma ile karşılaştırılması sonucunda benzer davranış gösterdiği görülmüştür.

Benzer şekilde Şekil 47'de, uygulanan darbe sonucunda insan kafasının ivmelenmesinin zamana göre değişim grafiğinin literatürde yer alan deneysel ve sayısal çalışmalarla karşılaştırılması görülmektedir. Şekilden de görüldüğü gibi bu çalışmada geliştirilen modelin ivmelenme davranışı, deneysel çalışmadaki davranış ile büyük oranda örtüşmektedir.



Şekil 46. Cisme uygulanan kuvvetin zamana göre değişimi



Şekil 47. Kafa ivmesinin zamana göre değişimi

2.3. Faktöriyel Tasarım Yöntemiyle Optimizasyon

Faktöriyel Tasarım Yöntemine göre optimizasyon işleminde, insan beyninde meydana gelmesi muhtemel olan hasarlar üzerine odaklanılmıştır. Tez çalışması kapsamında insan kafasına uygulanan farklı yöndeki darbelerin insan beyninde hasar meydana getirebilecek kriterler belirlendikten sonra, toplanan veriler MİNİTAB paket programı kullanılarak analiz edilmiştir. Optimizasyon kriteri olarak ise “performans istatistiği” seçilmiştir. Parametrelerin optimizasyon kriteri üzerindeki etkilerini gözlemleyebilmek için literatür

alışmaları incelenmiş ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak elde edilen basınç, gerilme ve birim şekil değışimi sonuçları esas alınmıştır. Çalışma sonucunda basınç, gerilme ve birim şekil değışimi değğerlerinin en yüksek olduğu deney şartları belirlenmeye çalışılmıştır. Her parametrenin optimizasyon kriteri üzerindeki etkisi hesaplanmış ve performans istatistiği grafikleri ve çizelgeleri elde edilmiştir. Her faktörün anlamlılık seviyesi ve katkı oranı hesaplanarak seviyeler üzerindeki etkileri hem tek başlarına hem de ikili etkileşim şeklinde karşılaştırılmıştır.



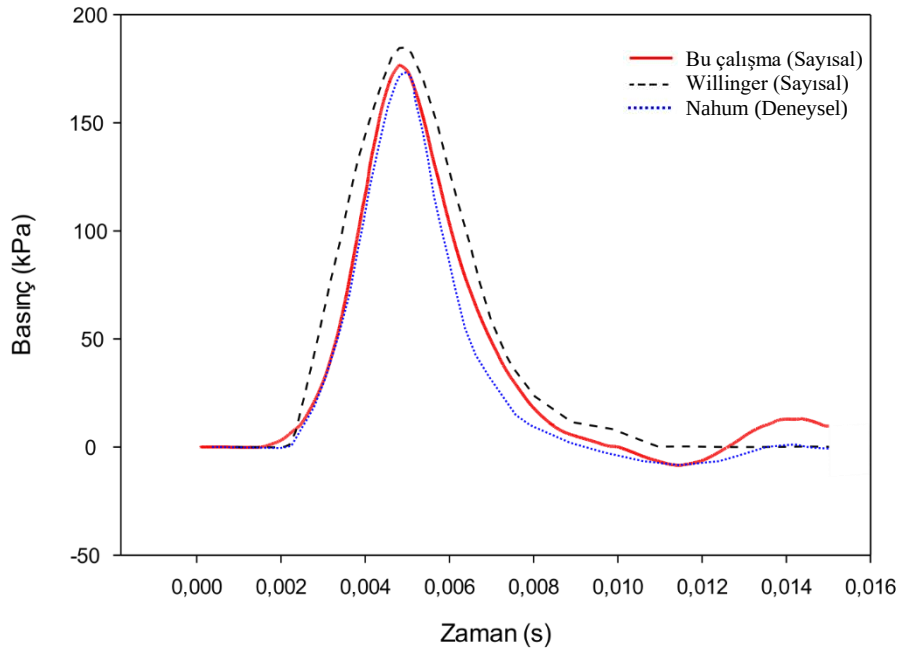
3. BULGULAR VE TARTIŞMA

3.1. İnsan Kafa Modelinden Elde Edilen Bulgular

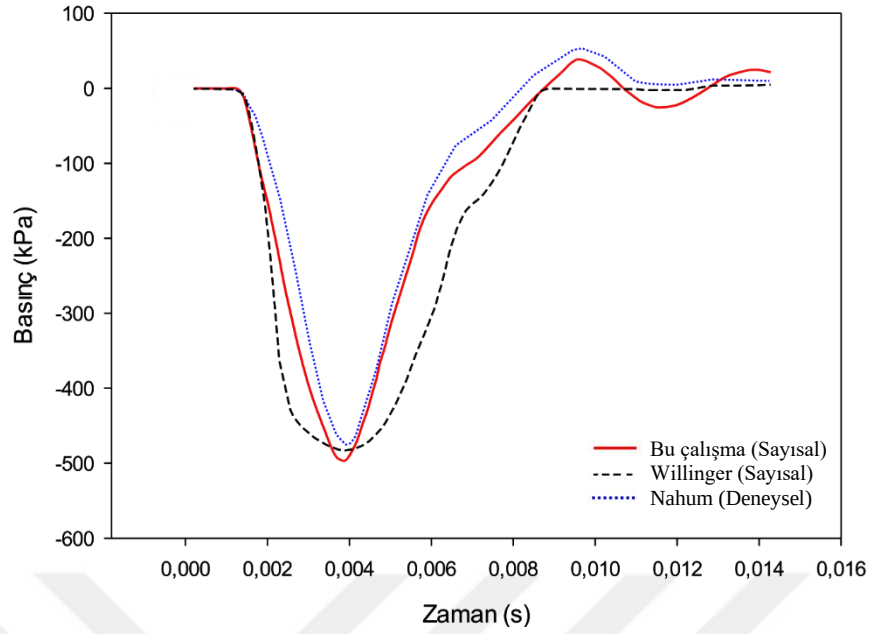
Bu çalışmada öncelikle önden darbe yüklemesi etkisindeki kafa modelinden çıktılar elde edilmiş ve bu çıktı bulguları Willinger vd. (1999) tarafından oluşturulan kafa modelinden elde edilen bulgularla karşılaştırılmıştır.

Yapılan analiz sonucunda ön bölgede meydana gelen basınç değişimi grafiğinin, Willinger vd. (1999) ile Nahum vd. (1977) tarafından yapılan çalışmadaki basınç grafiği ile karşılaştırılması Şekil 48’de verilmiştir. Grafiğe göre en yüksek basınç değişimi yüklemenin en yüksek olduğu 4 ms civarında meydana gelmiştir.

Şekil 49’da yan bölgede meydana gelen basınç değişimi grafiğinin, Willinger vd. (1999) ile Nahum vd. (1977) tarafından yapılan deneysel çalışmadaki basınç grafiği ile karşılaştırılması görülmektedir. Bu çalışmadan elde edilen değerlerin referans çalışmalarla büyük ölçüde benzer davranış gösterdiği görülmüştür.

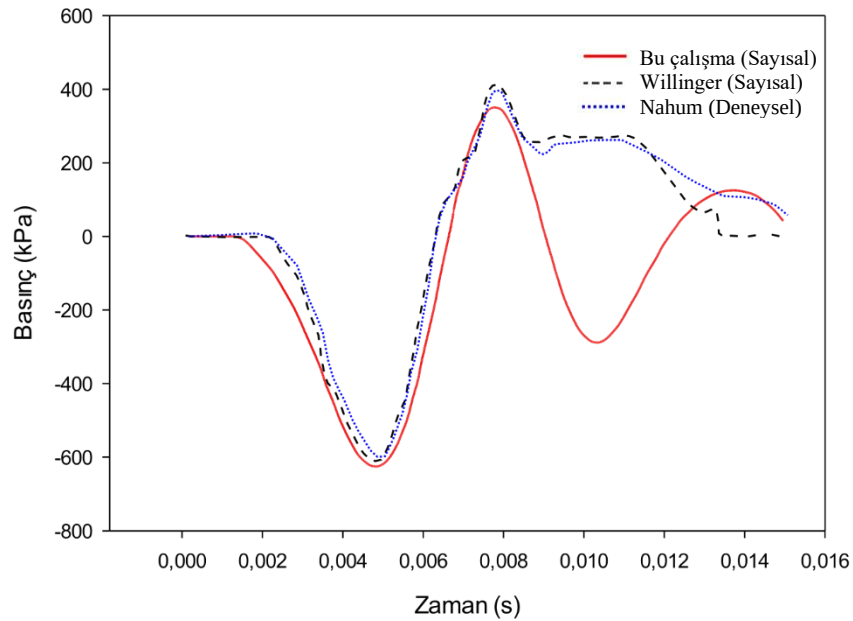


Şekil 48. Kafanın ön bölgesinde meydana gelen basınç dağılımları



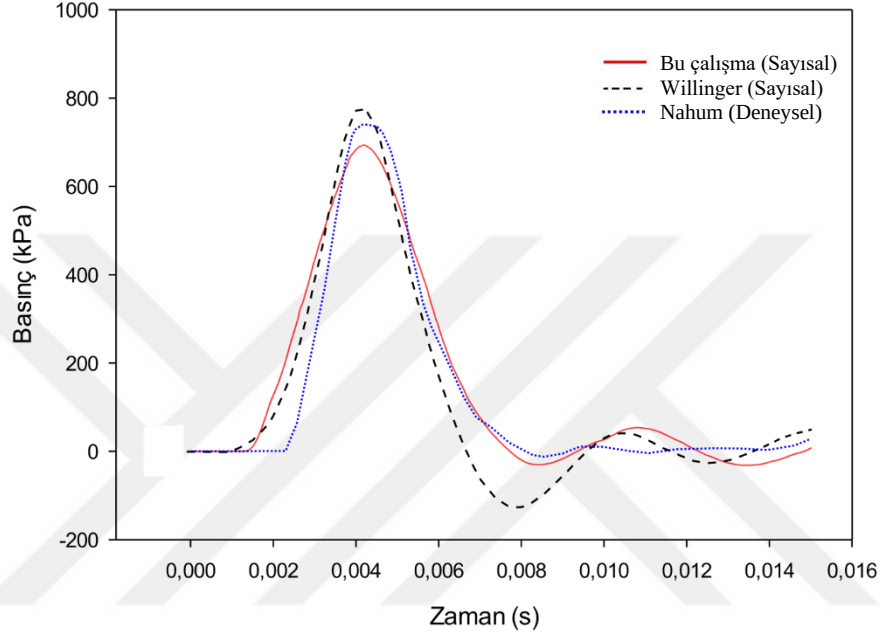
Şekil 49. Arka bölgede meydana gelen basınç dağılımları

Şekil 50’de posterior bölgede meydana gelen basınç değişimi grafiğinin, Willinger vd. (1999) ile Nahum vd. (1977) tarafından yapılan çalışmalarla karşılaştırılması verilmiştir. Grafiğe göre en yüksek basınç değişimi yüklemenin en yüksek olduğu 4,6 ms civarında ve bası şeklinde ve daha sonra enerjinin boşalması ile 8 ms civarında çeki şeklinde gerçekleşmiştir.



Şekil 50. Alt bölgede meydana gelen basınç dağılımları

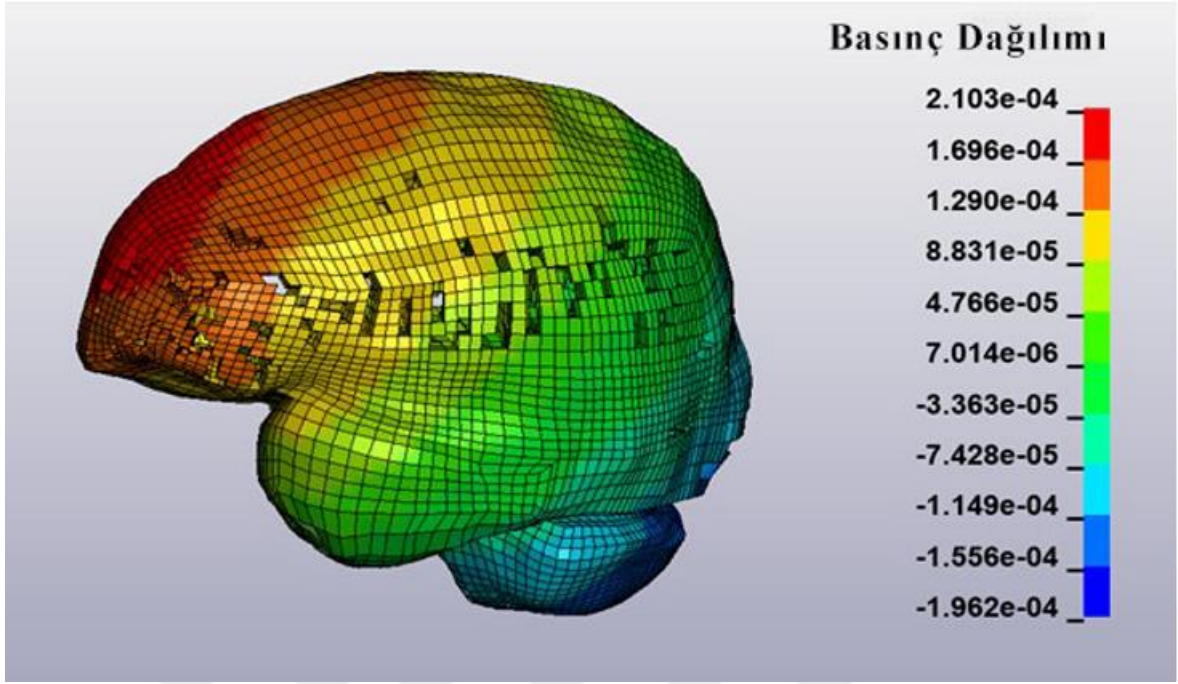
Şekil 51’de parietal bölgede meydana gelen basınç değişimi grafiğinin, Willinger vd. (1999) ile Nahum vd. (1977) tarafından yapılan çalışmadaki basınç değişim grafiği ile karşılaştırılması gösterilmiştir. Önden gelen darbe etkisiyle parietal bölgede beklendiği üzere bir çeki etkisi oluşmuştur. En yüksek basınç değeri yüklemenin en yüksek olduğu 4,6 ms civarında ve 694 kPa değerinde elde edilmiştir.



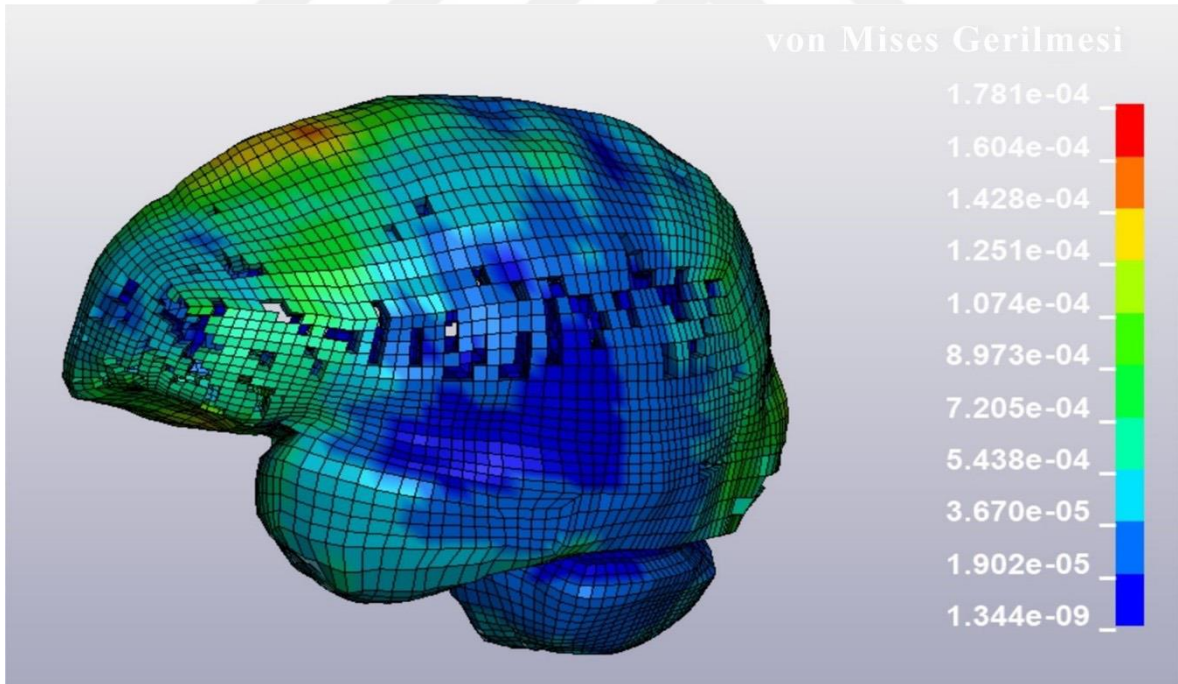
Şekil 51. Yan bölgede meydana gelen basınç dağılımları

Şekil 52’de beyin dokularında meydana gelen basınç dağılımı gösterilmiştir. Elde edilen sonucun, Willinger vd. (1999) ile Nahum vd. (1977) tarafından yapılan çalışmalarla karşılaştırıldığında yaklaşık olarak %96’lık bir doğrulukla yakınsadığı görülmüştür. Referans çalışmada elde edilen en yüksek basınç değeri 2×10^5 Pa iken mevcut çalışmada elde edilen en yüksek basınç değeri $2,1 \times 10^5$ Pa olarak bulunmuştur.

Benzer şekilde beyin dokularında meydana gelen von Mises gerilme dağılımı Şekil 53’te gösterilmiştir. Willinger vd. (1999)’nin çalışması ile karşılaştırıldığında yaklaşık olarak %89 oranında benzerlik gösterdiği belirlenmiştir. Referans çalışmada elde edilen en yüksek von Mises gerilmesi değeri 200 kPa iken mevcut çalışmada elde edilen en yüksek von Mises gerilmesi değeri 178,1 kPa olarak bulunmuştur.



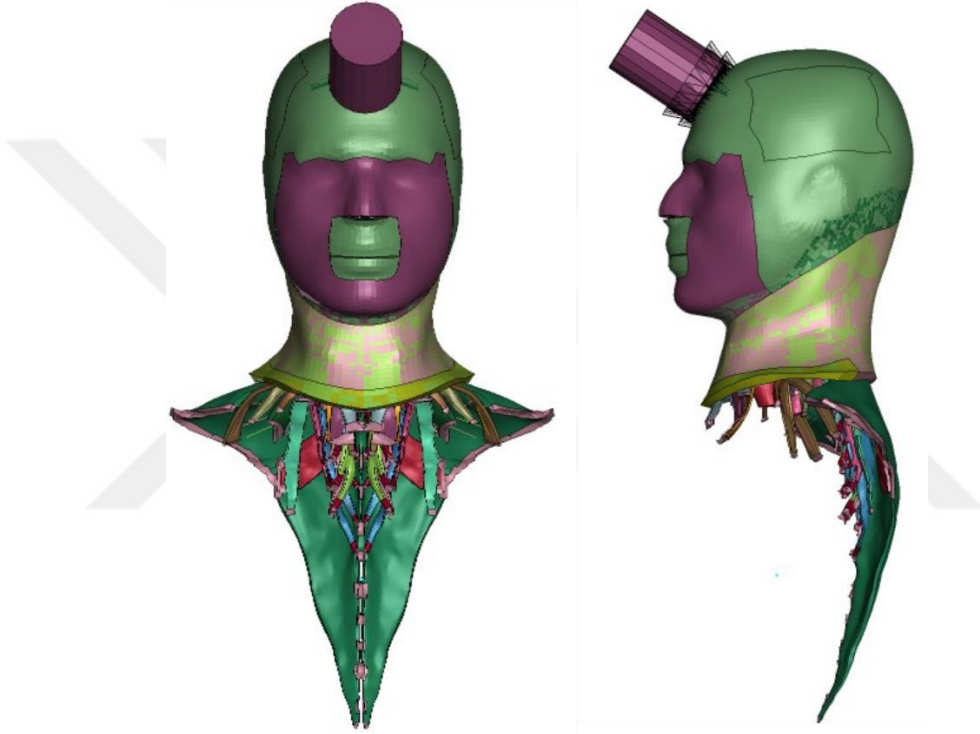
Şekil 52. Beyinde meydana gelen basınç dağılımı



Şekil 53. Beyinde meydana gelen von Mises gerilmesi dağılımı

3.2. Kafa – Boyun sistemi için Ön Darbeden Elde Edilen Bulgular

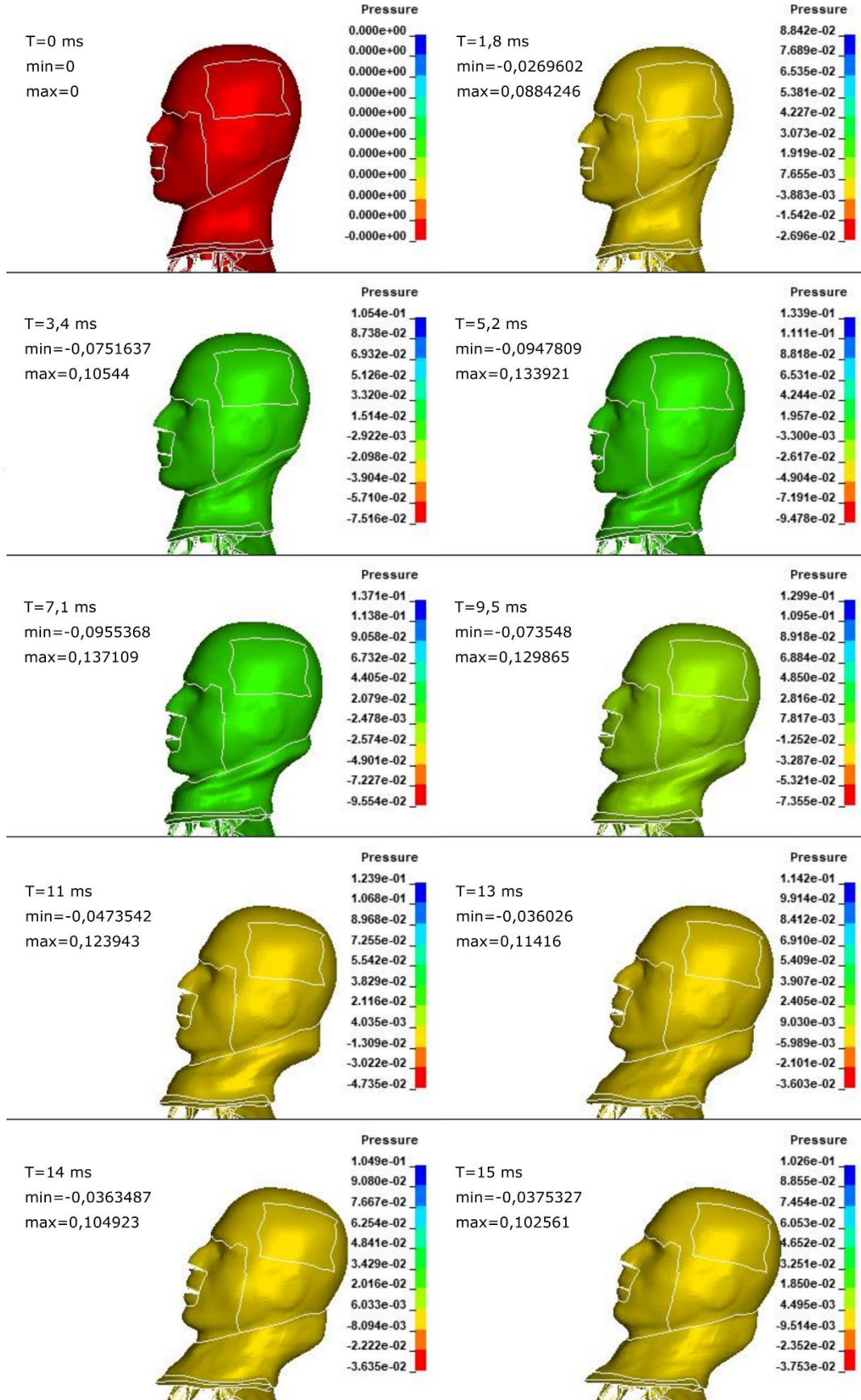
Son zamanlarda kafa ve boyun yaralanmaları konusunda yapılan çalışmalar, insan boynu ve boyun kaslarının etkisi üzerine yoğunlaşmaktadır (Wang, Jiang, Teo, & Gu, 2023, Zheng, 2021). Bu çalışmada da önceki bölümde incelenen insan kafasına, boyun ve boyun kasları ilave edilmiş ve Şekil 54’te verilen modele 3 cm çapında 8 cm uzunluğunda ve 6 kg kütleli bir cisim 6,3 m/s hızla çarptırılarak basınç ve gerilme değerleri elde edilmiştir.



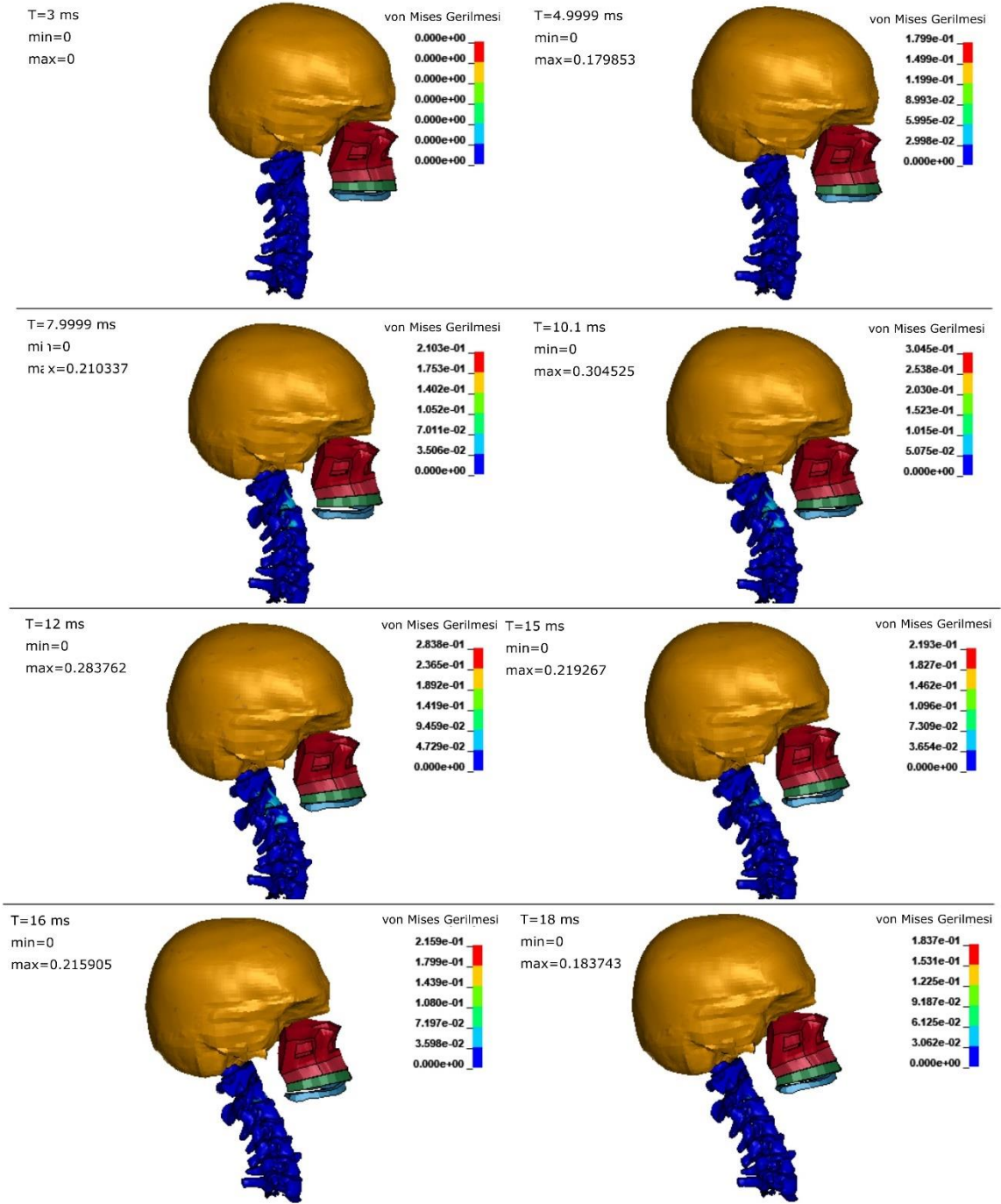
Şekil 54. Darbe elemanın konumu

Şekil 55’te önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında elde edilen basınç değerleri gösterilmiştir. Analiz sonucunda en büyük basınç değerinin 5,2 ms anında ve 133 kPa değerinde olduğu görülmüştür.

Şekil 56’da ise önden gelen darbe sonucunda, boyun omurlarında 0-15 ms zaman aralığında elde edilen von Mises gerilme dağılımları verilmiştir. En yüksek gerilme değeri 10,1 ms anında ve 0,305 MPa şiddetinde elde edilmiştir.

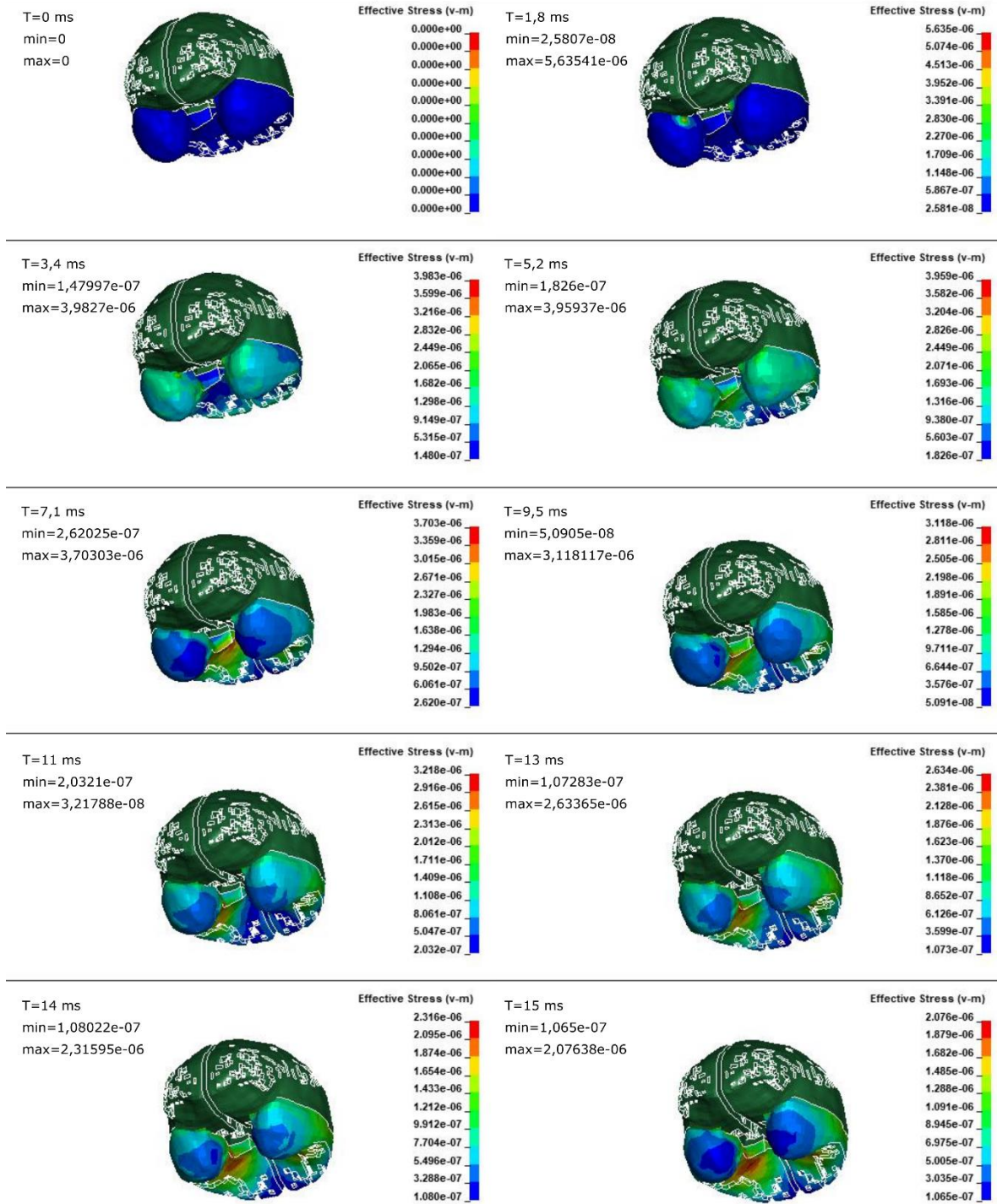


Şekil 55. 0-15 ms aralığındaki basınç ve yer değişimleri



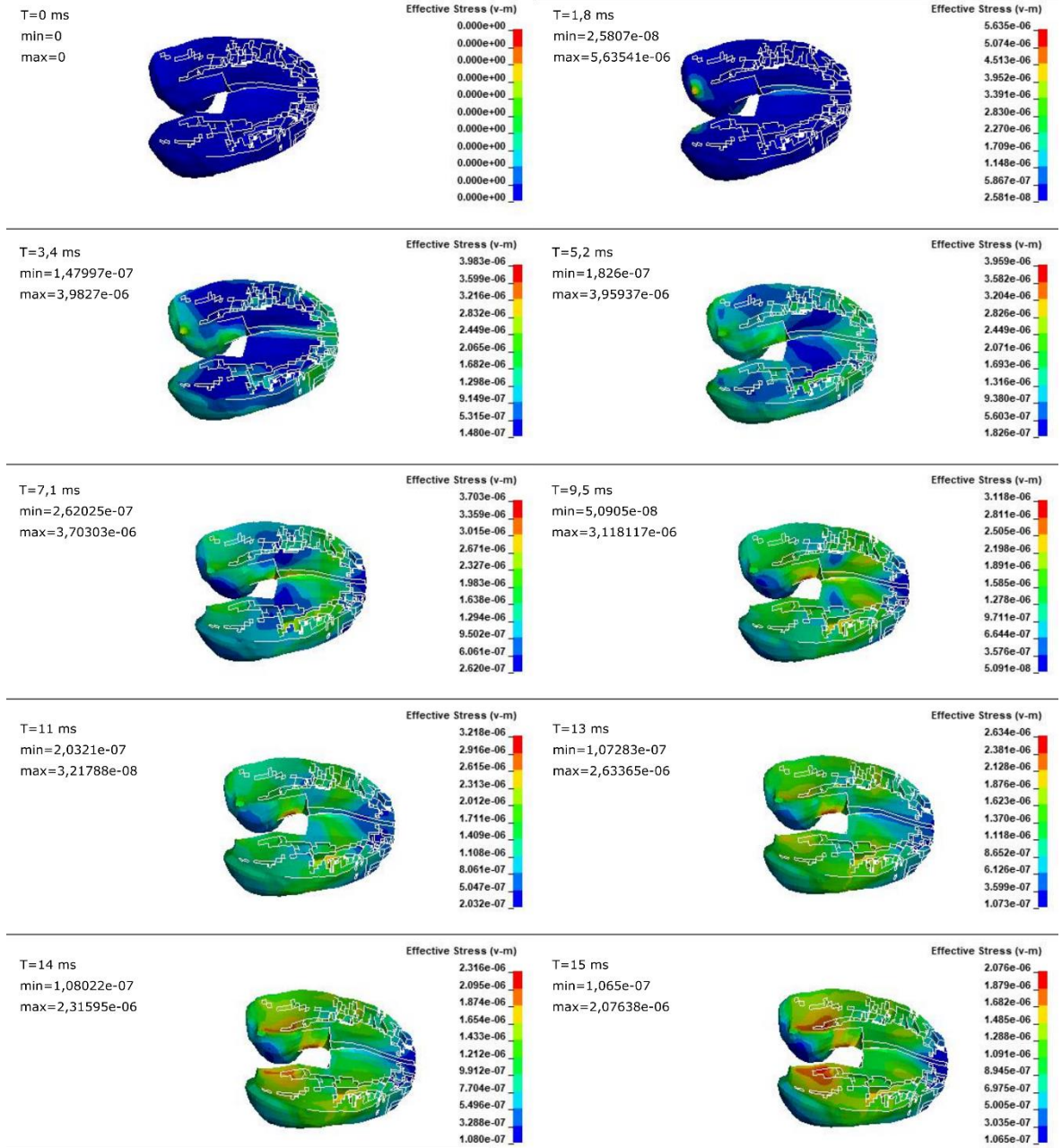
Şekil 56. 0-15 ms aralığındaki von Mises gerilmesi değerleri

Şekil 57’de önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında gri maddede meydana gelen von Mises gerilmesi değerleri görülmektedir. 1,8 ms anında ortaya çıkan en yüksek gerilme değeri 5,635 kPa’dır.



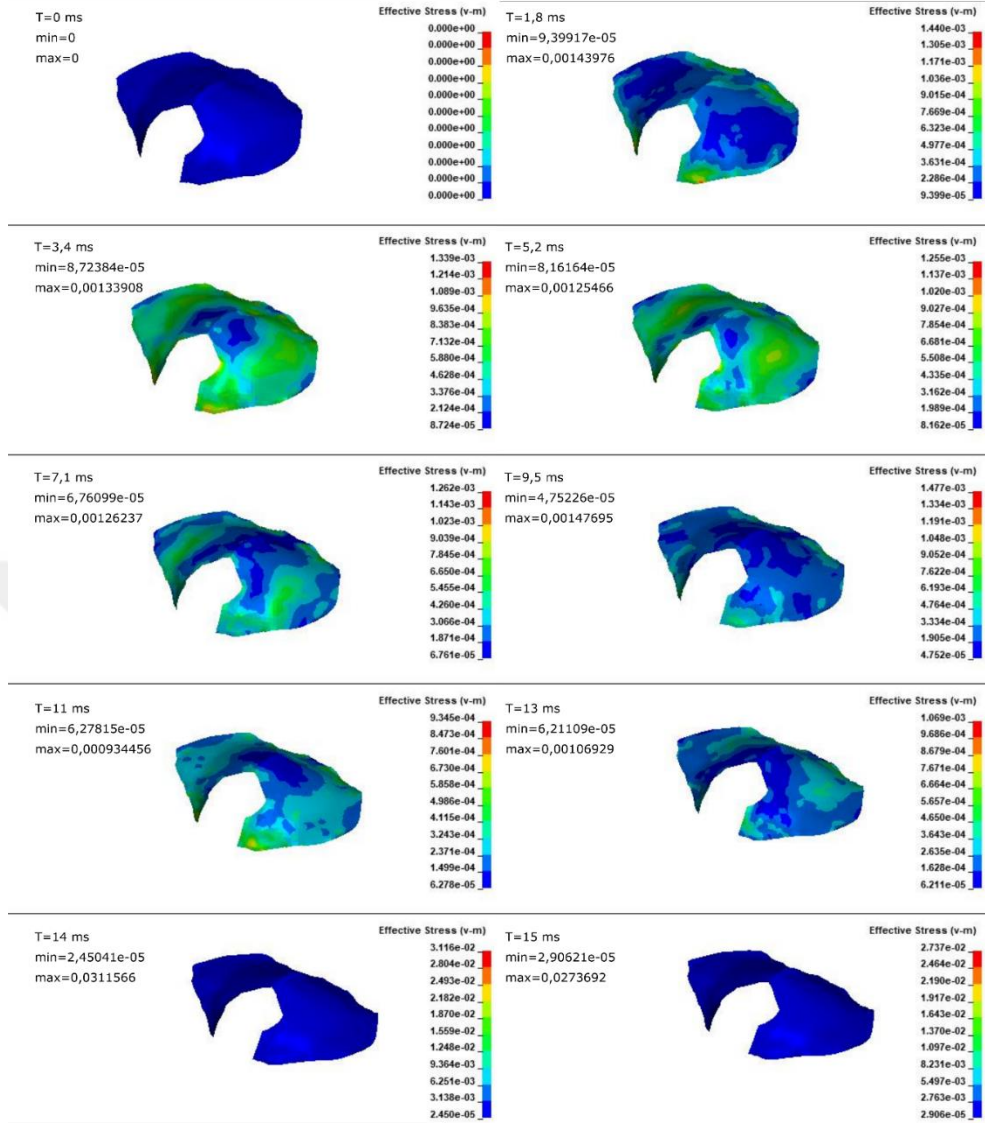
Şekil 57. 0-15 ms zaman aralığında gri maddede meydana gelen von Mises gerilmesi

Şekil 58’de önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında cerebrumda (alt beyin) meydana gelen von Mises gerilmesi değerleri görülmektedir. En yüksek gerilme 1,8 ms anında ve 5,635 kPa değerinde elde edilmiştir.



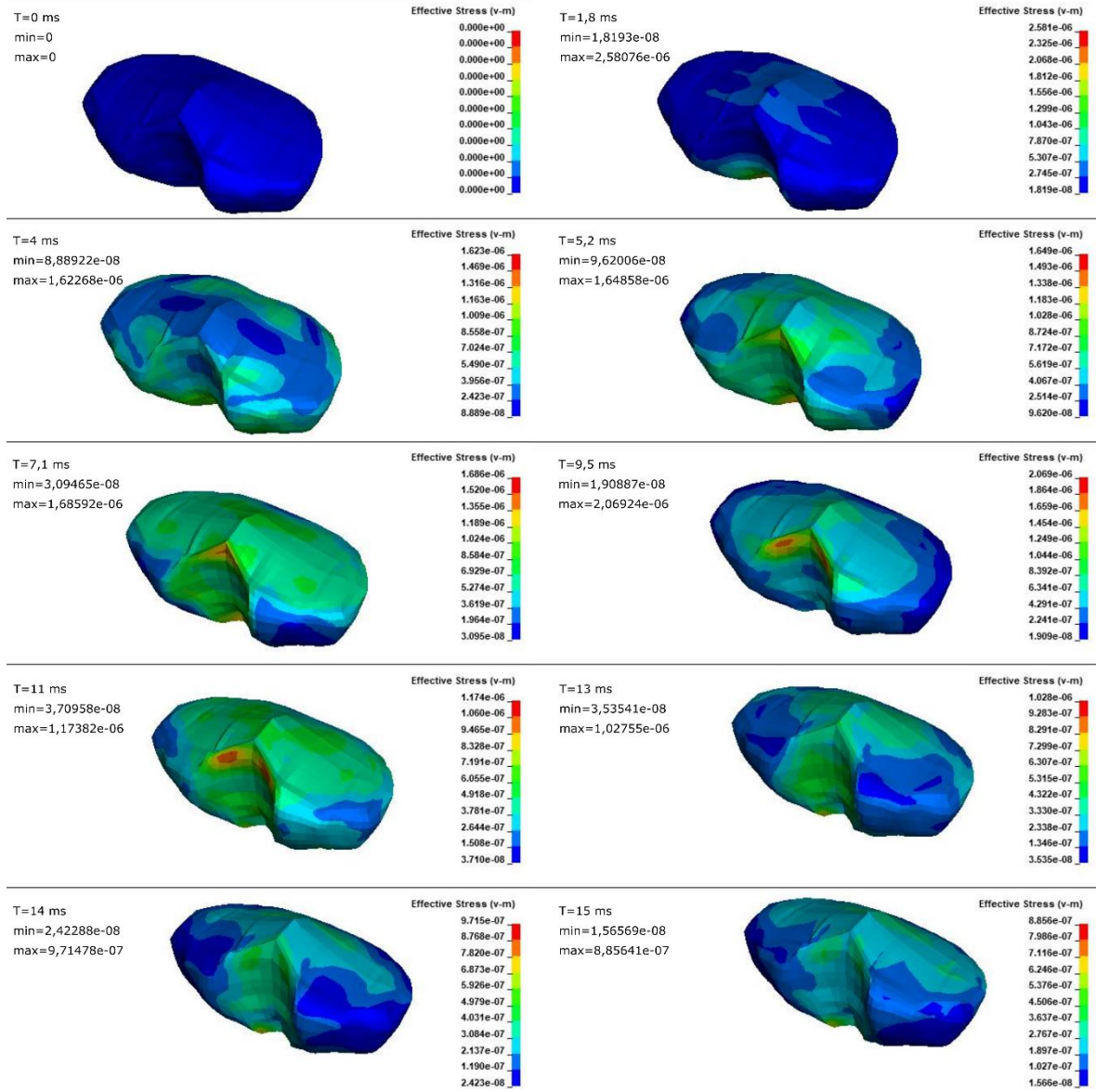
Şekil 58. 0-15 ms zaman aralığında cerebrumda (alt beyin) meydana gelen von Mises gerilmesi

Şekil 59'da önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında tentoryumda meydana gelen von Mises gerilmesi değerleri görülmektedir. Ortaya çıkan en yüksek gerilmenin 9,5 ms anında ve 1,477 kPa şiddetinde olduğu görülmüştür.



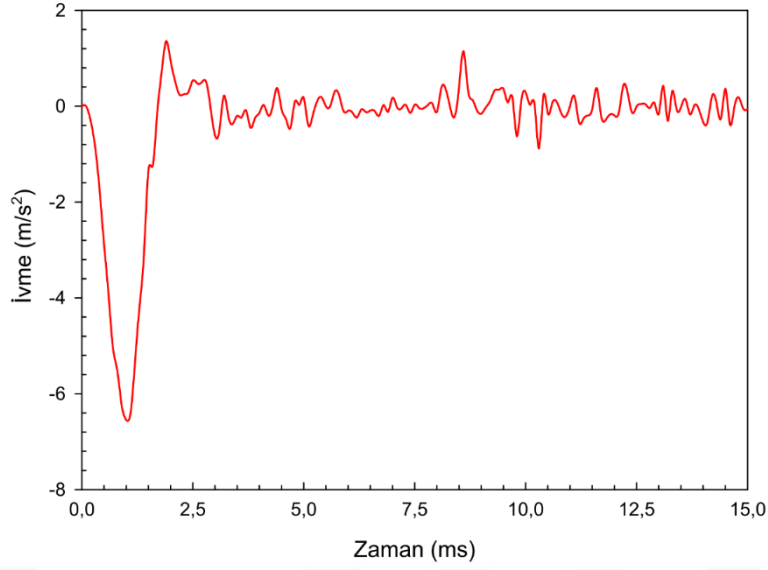
Şekil 59. 0-15 ms zaman aralığında tentoryumda meydana gelen von Mises gerilmesi

Şekil 60'da önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında beyincikte meydana gelen von Mises gerilmesi değerleri görülmektedir. 1,8 ms anında ortaya çıkan en yüksek gerilmenin ise, 2,581 kPa şiddetine ulaştığı görülmüştür.



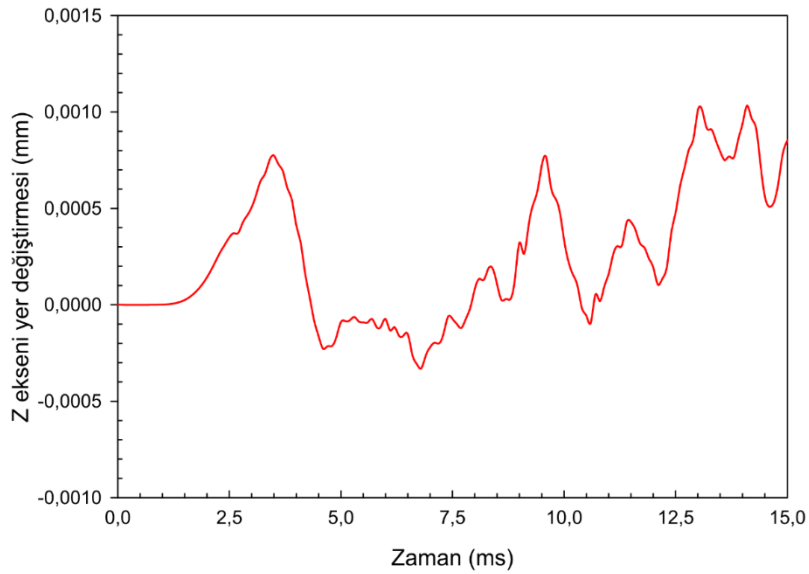
Şekil 60. 0-15 ms zaman aralığında beyincikte meydana gelen von Mises gerilmesi

Şekil 61’de önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında kafanın ağırlık merkezinin X doğrultusundaki ivme grafiği verilmiştir. Darbe sonucunda kafada oluşan ivme 1,1 ms anında en yüksek değer olan $-6,8 \text{ m/s}^2$ değerine ulaşmıştır. Daha sonra yön değiştirmiş ve 2,1 ms anında sıfır noktasından geçerek pozitif yöne doğru yönelmiş ve bu yöndeki en yüksek değeri olan $1,5 \text{ m/s}^2$ değerine çıkmıştır.



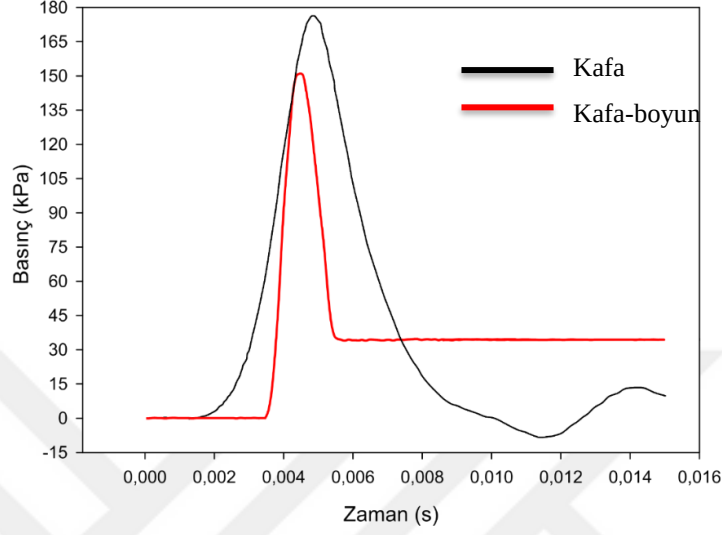
Şekil 61. 0-15 ms aralığında kafanın ağırlık merkezinin X doğrultusundaki ivme grafiği

Şekil 62’de önden gelen darbe sonucunda, 0-15 ms zaman aralığında C7 omurunda meydana gelen yer değiştirme grafiği verilmiştir. İnsan kafa-boyun sistemindeki en son omur olan C7 omuru, darbe sonucunda ilk olarak X ekseninin negatif yönüne doğru 2,68 ms anında $-7,5 \times 10^{-4}$ mm hareket etmiş, daha sonra yön değiştirerek 6,8 ms anında $+1,3 \times 10^{-4}$ mm hareket etmiş ve tekrar yön değiştirerek analiz sonuna kadar salınım hareketi yapmaya devam etmiştir.



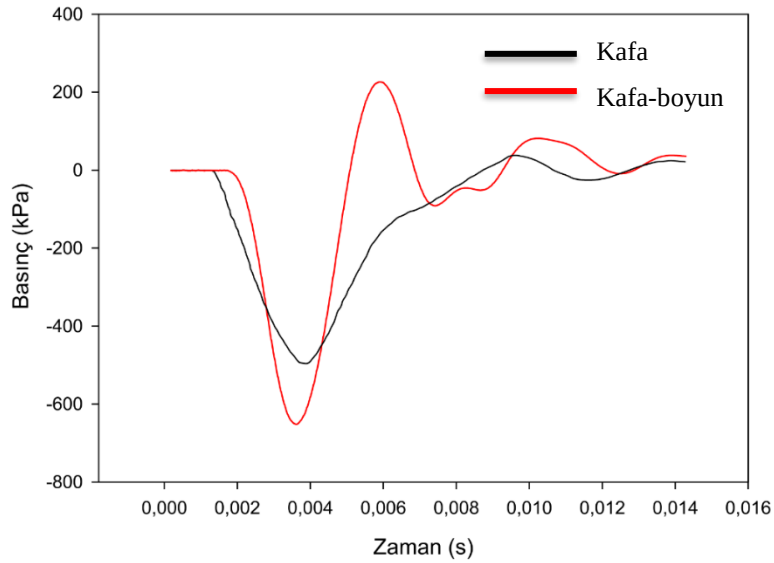
Şekil 62. 0-15 ms aralığında C7 omurunda meydana gelen yer değiştirme grafiği

Daha önce tanıtılarak karşılaştırması yapılan kafa modeline, boyun ilave edilerek aynı koşullarda darbe uygulanmış, kafanın ön, arka, yan ve alt bölgelerinde meydana gelen basınç dağılımlarının grafikleri Şekil 63 – Şekil 66’da verilmiştir.



Şekil 63. Ön bölgede meydana gelen basınç dağılımı

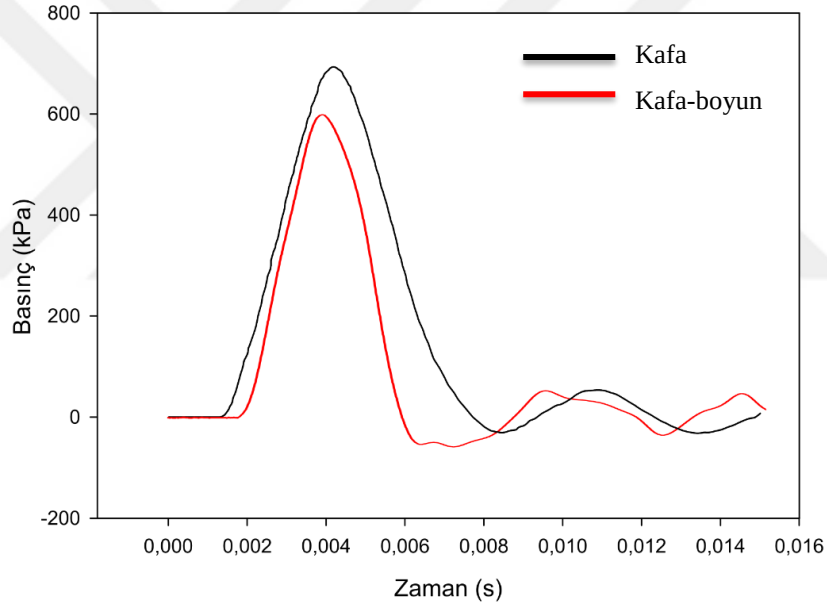
Şekil 63'te bu çalışma kapsamında geliştirilen modelin kafa kısmına ön bölgeden darbe uygulanması sonucunda arka kısımdaki basınç dağılımının, boyun dokularının ilave edilmesiyle nasıl değiştiğinin karşılaştırılması yapılmıştır. Karşılaştırma sonucunda boyun içeren modelin darbe etkisine daha erken tepki verdiği ve darbe sonucunda ortaya çıkan en yüksek basınç değerinin 176 kPa değerinden 151 kPa değerine düştüğü görülmüştür.



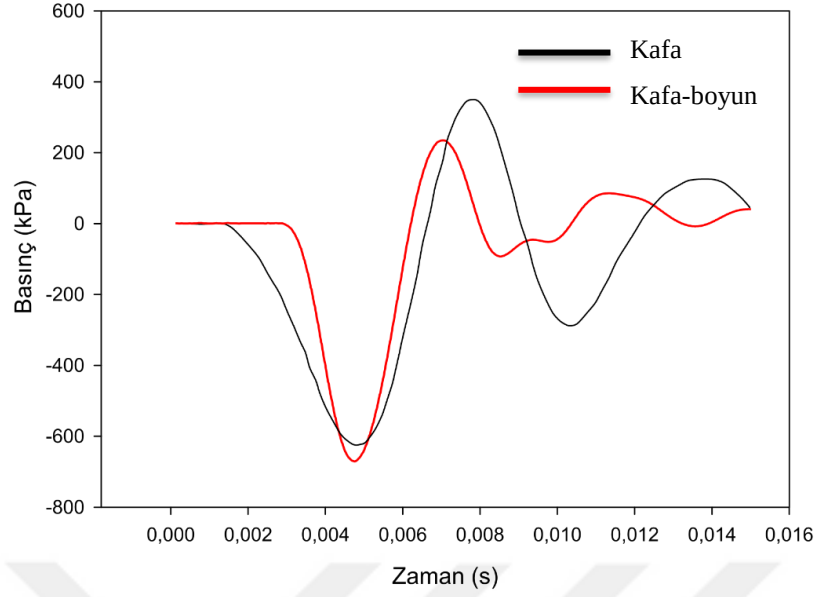
Şekil 64. Arka bölgede meydana gelen basınç dağılımı

Şekil 64'te kafa kısmına ön bölgeden darbe uygulanması sonucunda yan bölgedeki basınç dağılımı davranışının, boyun dokularının ilave edilmesiyle nasıl değiştiğinin karşılaştırılması yapılmıştır. Karşılaştırma sonucunda boyun içeren modelin darbe etkisine daha erken tepki verdiği ve darbe sonucunda ortaya çıkan en yüksek basınç değerinin -650 kPa değerinde olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada geliştirilen modelin kafa kısmına ön bölgeden darbe uygulanmasıyla, kafanın yan bölgesinde meydana gelen basınç dağılımının, boyun dokularının ilave edilmesiyle nasıl değiştiğinin karşılaştırılması Şekil 65'te gösterilmiştir. Karşılaştırma sonucunda boyun içeren modelin darbe etkisine önceki bölgeler gibi daha erken tepki verdiği ve darbe sonucunda ortaya çıkan en yüksek basınç değerinin 692,75 kPa değerinden 590 kPa seviyesine düştüğü görülmüştür.



Şekil 65. Yan bölgede meydana gelen basınç dağılımı



Şekil 66. Alt bölgede meydana gelen basınç dağılımı

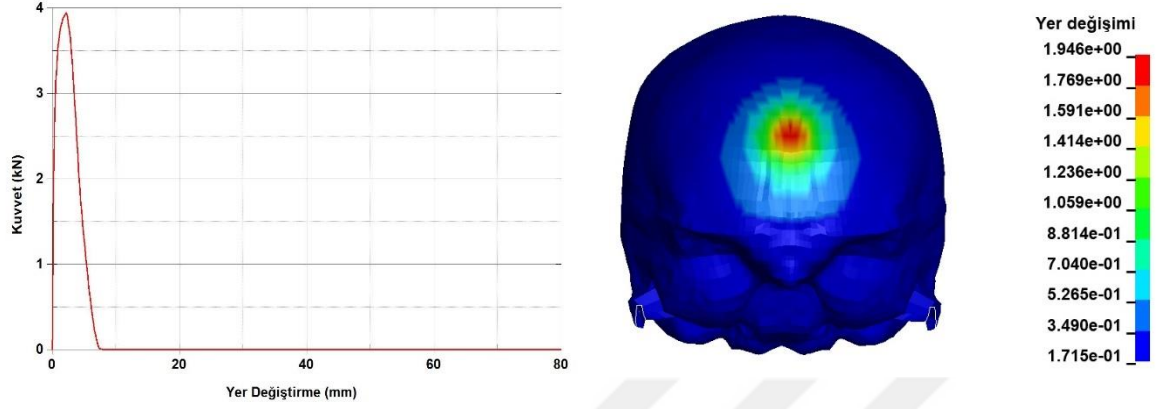
Şekil 66'da bu çalışma kapsamında geliştirilen modelin kafa kısmına ön bölgeden darbe uygulanması sonucundaki basınç davranışının, boyun dokularının ilave edilmesiyle nasıl değiştiğinin karşılaştırılması yapılmıştır. Karşılaştırma sonucunda boyun içeren modelin darbe etkisine önceki bölgeler gibi daha erken tepki verdiği ve darbe sonucunda ortaya çıkan en yüksek basınç değerinin -690 kPa değerinde olduğu görülmüştür.

3.2.1. Önden Gelen Darbede Absorbe Edilen Enerji

İnsan kafası, darbelerden kaynaklanan mekanik enerjiyi absorbe etme ve dağıtma kapasitesine sahip olan biyomekanik açıdan karmaşık bir yapıdır. Önden gelen darbelerde, kinetik enerji kafatası, cilt, kas ve beyin dokusu gibi çeşitli anatomik yapılar arasında dağıtılır. Bu süreç, kafatasının rijit yapısı ile beyin dokusunun viskoelastik özellikleri arasında bir denge oluşturur. Darbenin şiddeti, süresi ve yüzey alanı gibi faktörler, enerji absorpsiyon mekanizmalarını ve ilgili yapılar üzerindeki stres dağılımını doğrudan etkiler. Enerji absorpsiyonunun etkinliği, özellikle travmatik beyin hasarlarının (TBI) önlenmesi ve koruma ekipmanlarının geliştirilmesi açısından önem taşımaktadır.

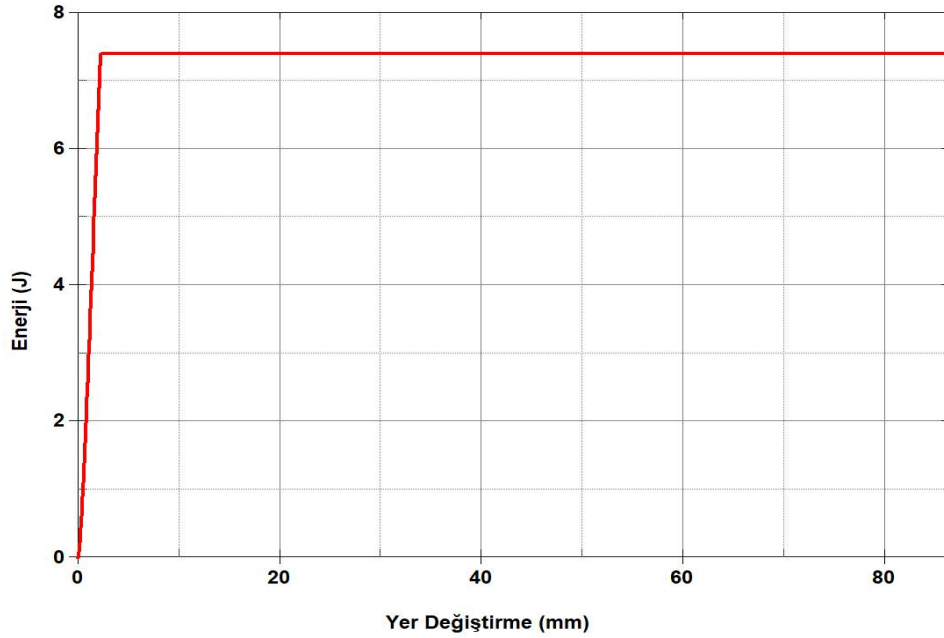
İnsan kafasına önden gelen darbe sonucunda absorbe edilen enerji ve bu enerjinin etki ettiği alanın hesaplanabilmesi için ilk olarak Şekil 67'de görülen kuvvet ile yer değiştirme grafiği çizilmiştir. Yer değiştirme verisi, Şekil 69'da görülen darbe bölgesindeki

elemanların, impaktörün kafa ile temasın kesildiği ana kadar (0 – 2,35 ms) olan yer değiştirmelerinden elde edilmiştir.

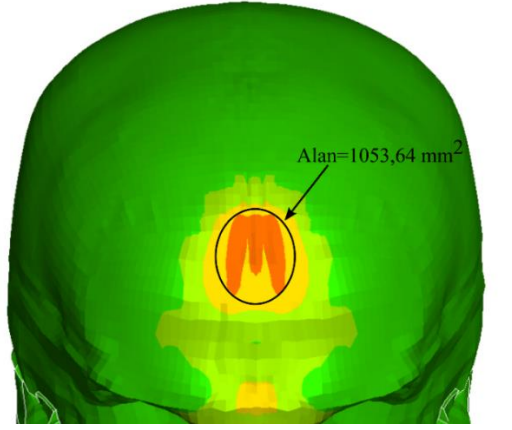


Şekil 67. Önden gelen darbe sonucu hasara yol açan kuvvetin yer değiştirme ile ilişkisi

Kuvvet – yer değiştirme eğrisindeki en büyük kuvvete kadar olan bölgenin altında kalan alan hesaplanmış ve Şekil 68’de gösterildiği gibi absorbe edilen maksimum enerji miktarı 7,4 Joule olarak elde edilmiştir.



Şekil 68. Absorbe edilen enerji miktarı

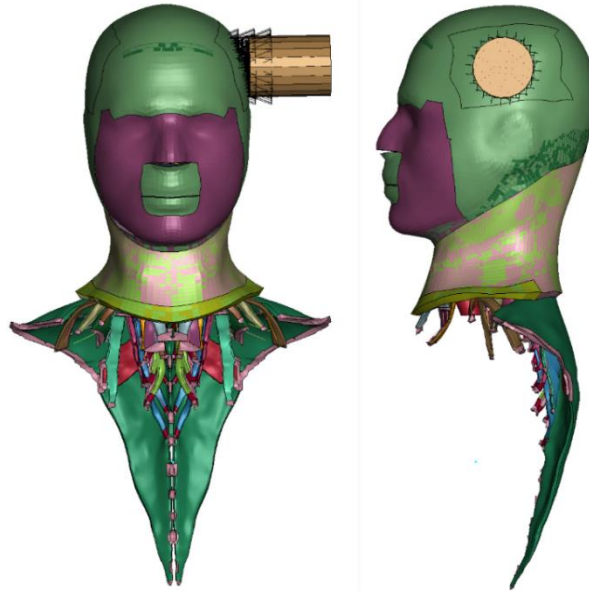


Şekil 69. Kafatasının ön bölgesindeki darbe alanı

Önden darbe yüklemesi sırasında oluşan enerji, Şekil 69’da görülen bölgede yer alan elemanlar tarafından absorbe edilmiştir. Bu enerjinin etki ettiği alan, 0 – 2,35 ms zaman aralığında deformasyona uğrayan elemanların kapladığı alan miktarı olarak kabul edilip $1053,64 \text{ mm}^2$ olarak hesaplanmıştır.

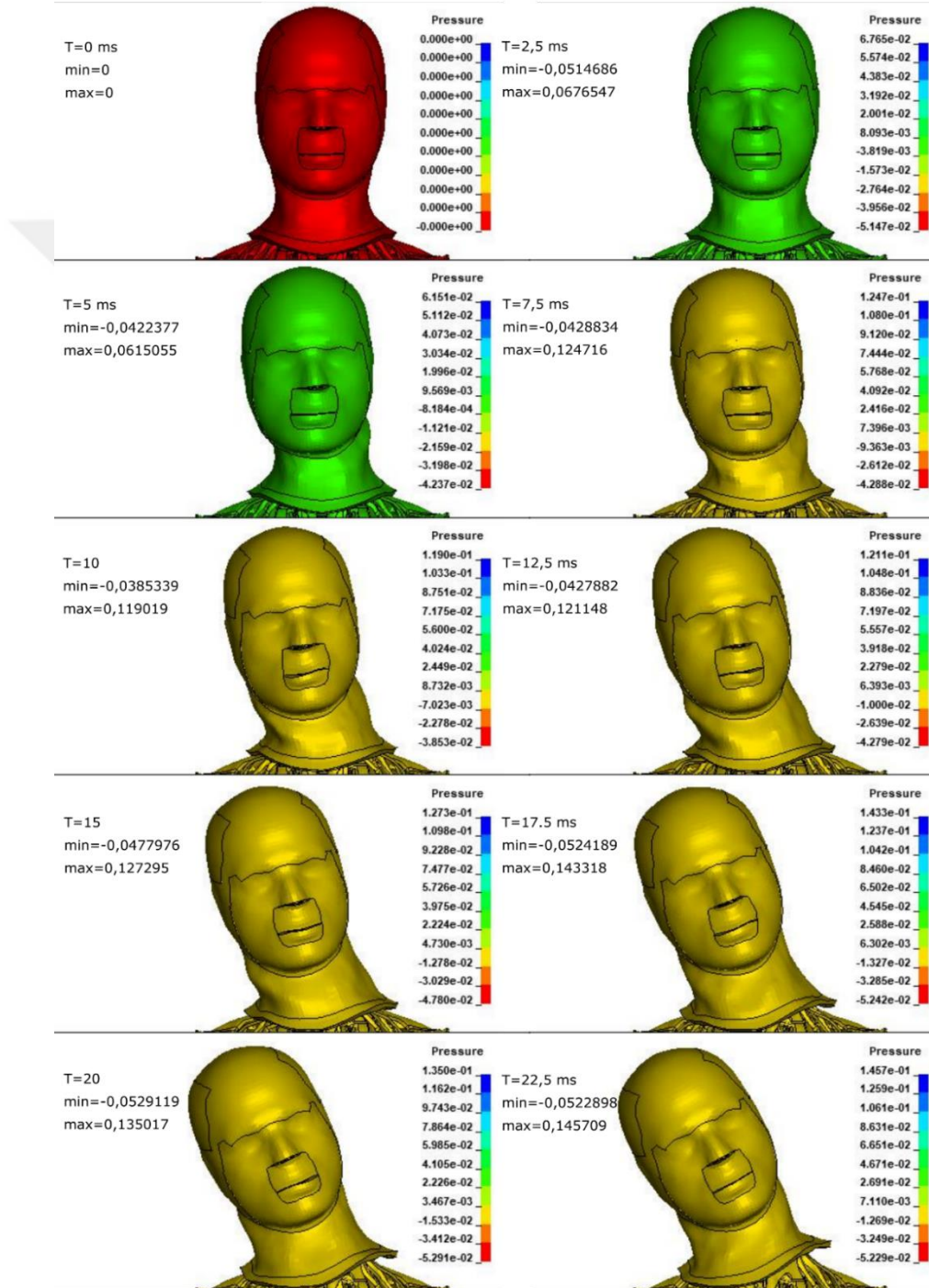
3.3. Parietal (Yan) Darbeden Elde Edilen Bulgular

Şekil 70’te verilen modele 3 cm çapında 8 cm uzunluğunda ve 6 kg kütleli bir cisim 6,3 m/s hızla çarptırılarak basınç ve gerilme değerleri elde edilmiştir.

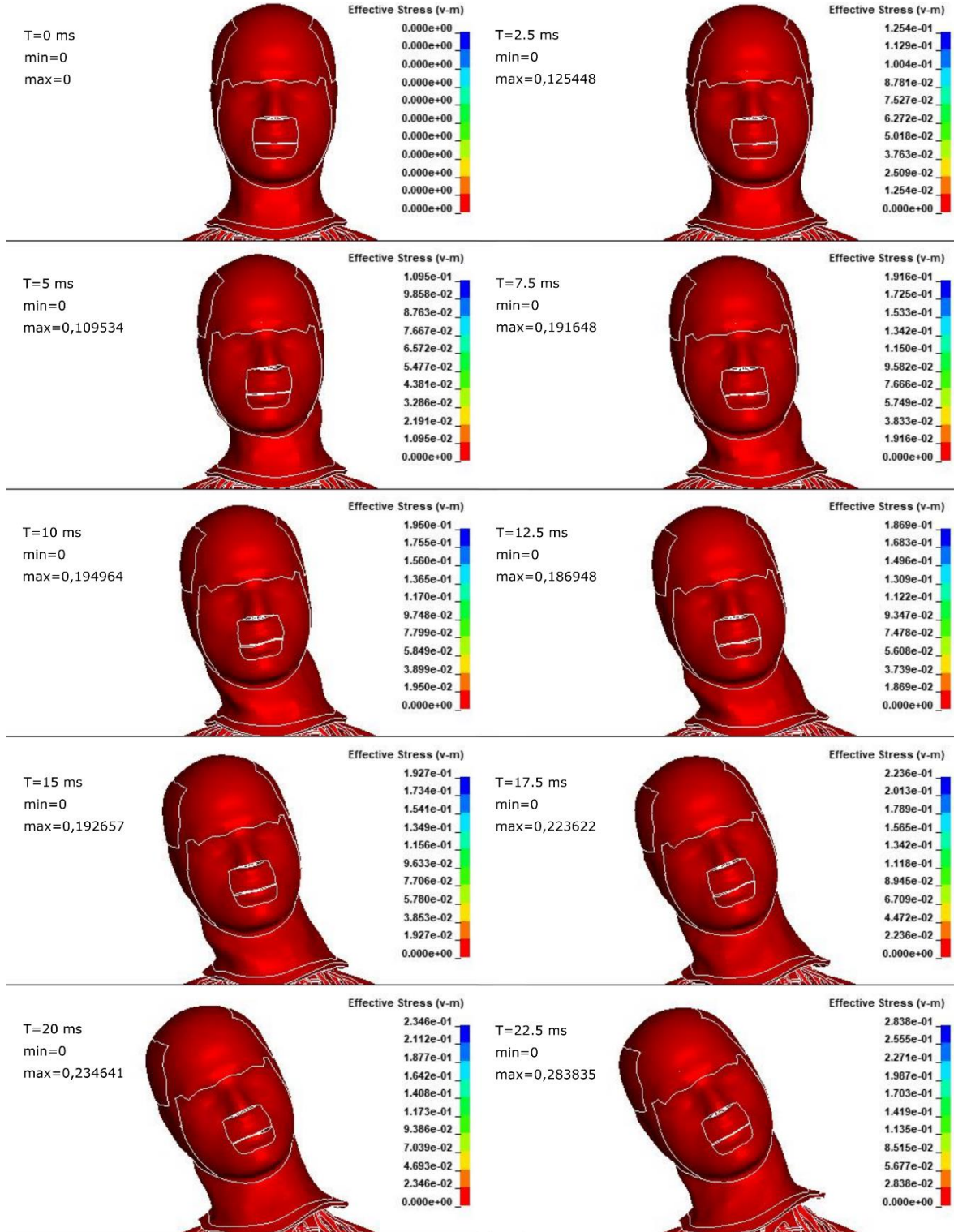


Şekil 70. Darbe elemanının konumu

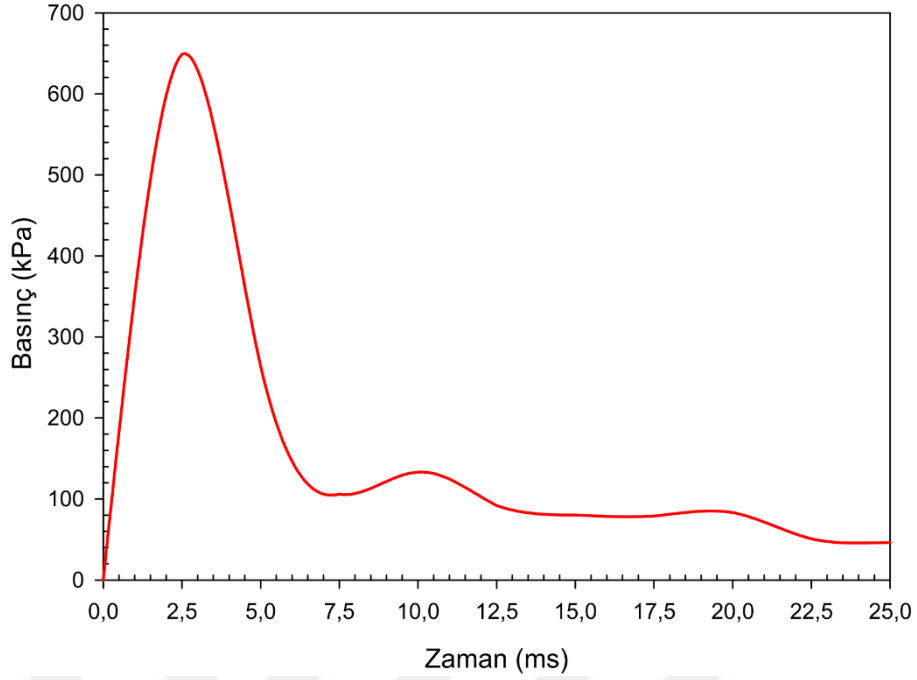
Şekil 71’de yandan gelen darbe sonucunda, 0 – 25 ms zaman aralığında elde edilen basınç değerleri ve kafa boyun sisteminin yer değiştirmesi, Şekil 72’de ise 0 – 25 ms zaman aralığında elde edilen von Mises gerilmesi değerleri görülmektedir. Analiz sonucunda en büyük basınç değeri 22,5 ms anında ve 145,7 kPa olarak ve en yüksek von Mises gerilmesi ise 22,5 ms anında ve 0,0283 MPa şiddetinde elde edilmiştir.



Şekil 71. 0-25 ms aralığındaki basınç değişimleri



Şekil 72. 0-25 ms aralığındaki von Mises gerilmesi değerleri

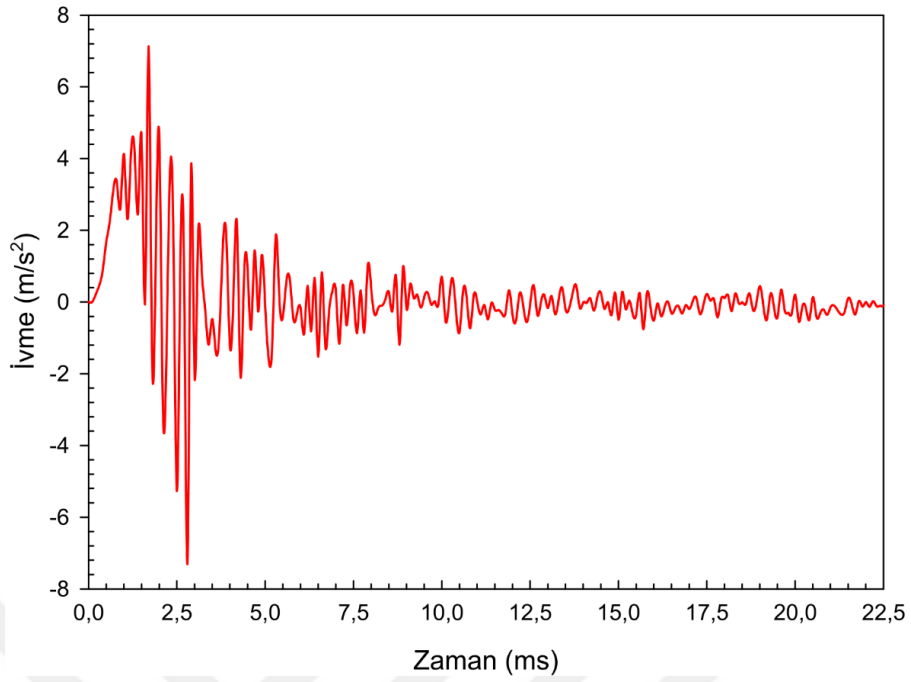


Şekil 73. 0-25 ms zaman aralığında elde edilen basınç değişim grafiği

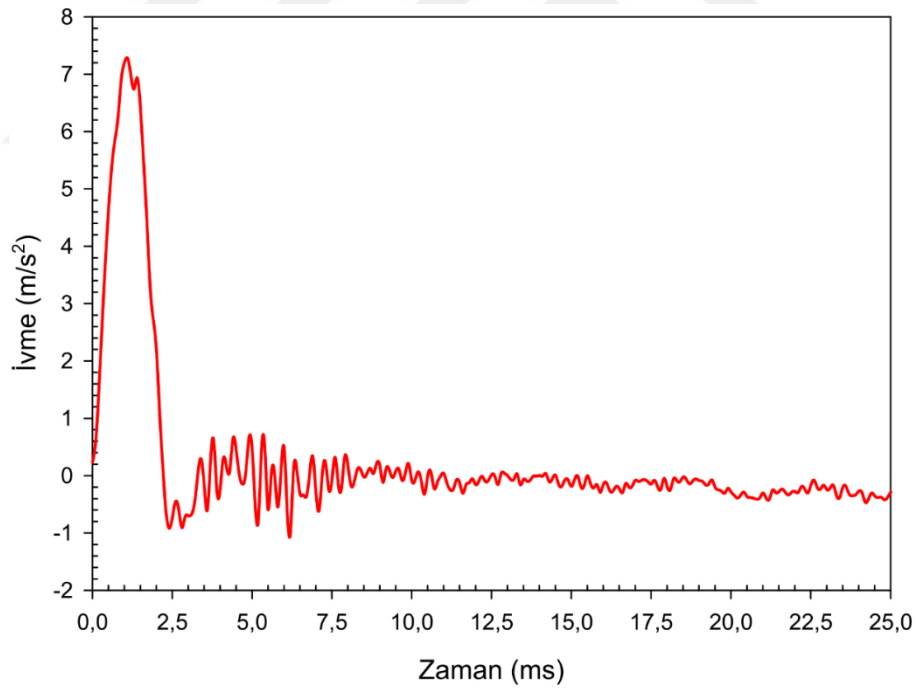
Şekil 73'te yandan gelen darbe sonucunda, 0 – 25 ms zaman aralığında ön bölgede meydana gelen basınç değişiminin grafiği verilmiştir. En yüksek basınç değeri 2,5 ms anında 649 kPa değerine ulaşmıştır.

Şekil 74'te yandan uygulanan darbe sonucunda, 0 – 25 ms zaman aralığında kafanın ağırlık merkezinin X eksenini doğrultusundaki ivme grafiği verilmiştir. Darbe sonucunda kafada oluşan ivme 1,5 ms anında en yüksek değer olan $7,2 \text{ m/s}^2$ değerine ulaşmıştır. Daha sonra yön değiştirmiş ve salınım halinde azalarak 25 ms sonunda sıfır değerine düşmüştür.

Şekil 75'te ise yandan darbe uygulandığında, 0-25 ms zaman aralığında kafatasının Y eksenini doğrultusundaki ivme değişim grafiği verilmiştir. İvme değeri ilk olarak Y ekseninin pozitif yönüne doğru 1,1 ms anında $7,28 \text{ m/s}^2$ değerine ulaşmış daha sonra azalarak 1,95 ms anında sıfır noktasından geçmiş ve salınım halinde azalarak 25 ms sonunda sıfır değerine düşmüştür.



Şekil 74. 0-25 ms zaman aralığındaki ivme grafiği

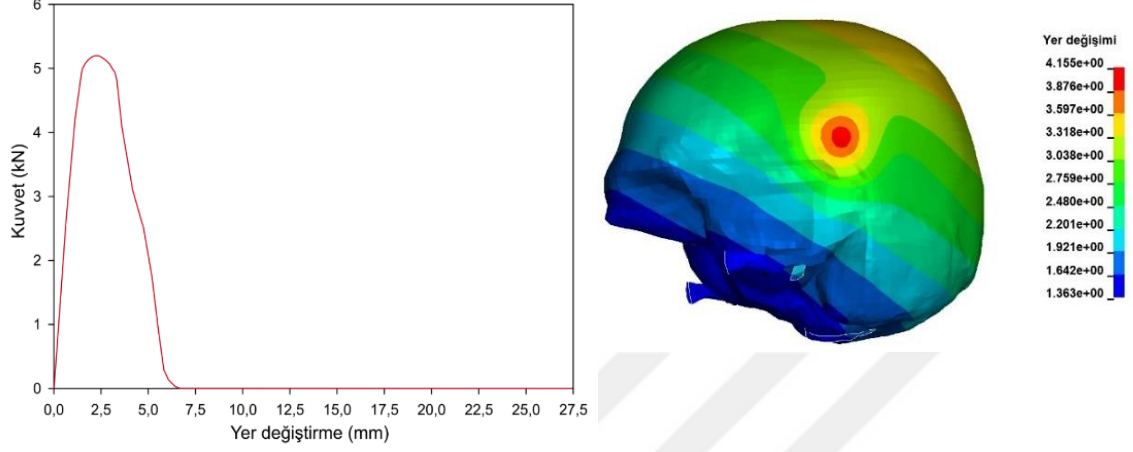


Şekil 75. Kafatasının Y doğrultusunda 0-25 ms zaman aralığındaki ivme grafiği

3.3.1. Yandan Gelen Darbede Absorbe Edilen Enerji

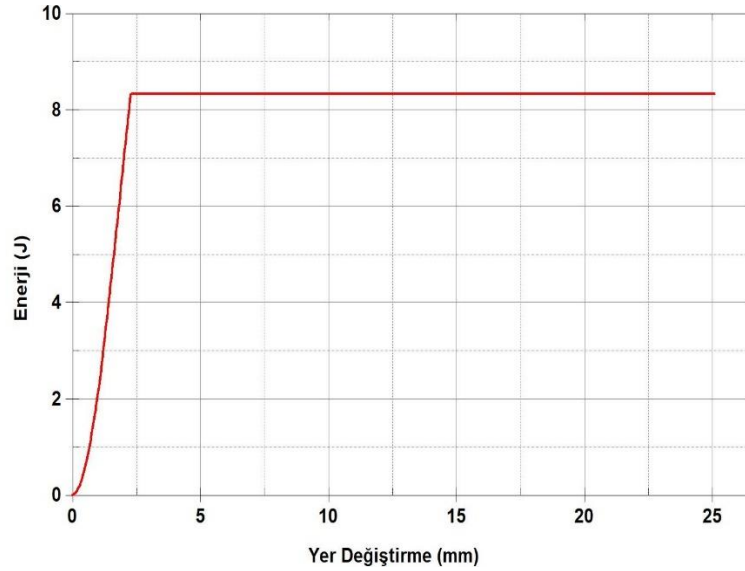
Önden gelen darbede olduğu gibi, insan kafasına yandan gelen darbe sonucunda da absorbe edilen enerji ve bu enerjinin etki ettiği alan hesaplanmış olup, ilk önce Şekil 76'da

görülen kuvvet ile yer değiştirme grafiği çizilmiştir. Yer değiştirme verisi, Şekil 78’de görülen darbe bölgesindeki elemanların, impaktörün kafa ile teması kesildiği ana kadar (0 – 2,4 ms) olan yer değiştirmelerinden elde edilmiştir.



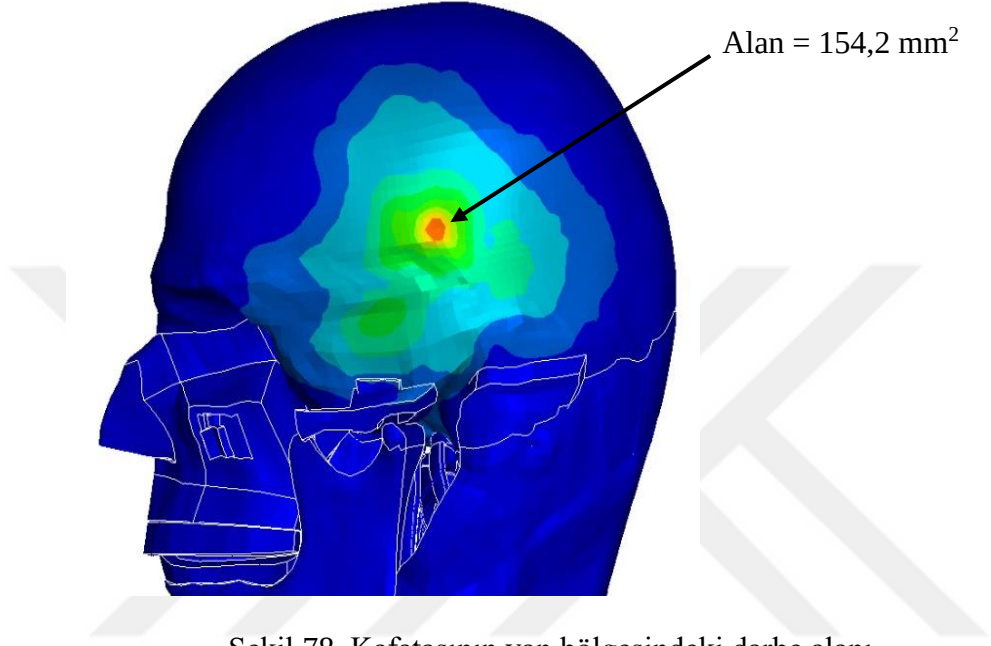
Şekil 76. Yandan gelen darbe sonucu hasara yol açan kuvvetin yer değiştirme ile ilişkisi

Kuvvet – yer değiştirme eğrisindeki en büyük kuvvete kadar olan bölgenin altında kalan alan hesaplanmış ve Şekil 77’de gösterildiği gibi absorbe edilen en büyük enerji miktarı 8,33 Joule olarak elde edilmiştir.



Şekil 77. Absorbe edilen enerji miktarı

Yandan darbe yüklemesi sırasında oluşan enerji Şekil 78’de görülen bölgede meydana gelmiştir. Oluşan ve absorbe edilen enerjinin etki ettiği alan, 0 – 2,4 ms zaman aralığında deformasyona uğrayan elemanların kapladığı alan miktarı olup 154,2 mm² olarak belirlenmiştir.



Şekil 78. Kafatasının yan bölgesindeki darbe alanı

3.4. Analiz Parametrelerinin Optimizasyonu Sonucu Elde Edilen Bulgular

Çalışmanın bu kısmında, sonlu elemanlar analizleri sonucu elde edilen maksimum basınç, von-Mises gerilmesi ve şekil değiştirme değerleri, 2³ faktöriyel tasarımına uygun olarak düzenlenerek varyans analizi yapılmış ve farklı yükleme bölgesi ve vuruş açılarının impaktör şekli üzerindeki etkilerini gösteren ANOVA tabloları oluşturulmuştur. Devamında her parametrenin optimizasyon kriteri üzerindeki etkisi hesaplanmış ve performans istatistiği grafikleri ve çizelgeleri elde edilmiştir. Tablo 44’te varyans analizinde kullanılan parametre ve seviyeler görülmektedir. Tabloda görüldüğü gibi cisim geometrisi (CG), vuruş bölgesi (VB) ve vuruş açısı (VA) olmak üzere 3 adet parametre ve her parametre için 2 adet seviye belirlenmiştir. Sonlu elemanlar analizlerinde her seviye için hesaplanan en büyük değerler tabloda gösterilmiştir.

Tablo 44. Varyans analizinde kullanılan parametre ve seviyeler

	Cisim geometrisi (CG)	Vuruş bölgesi (VB)	Vuruş açısı (VA)	Ölçülen Değerler		
				Basınç (MPa)	von Mises Gerilmesi (MPa)	Birim Şekil değişimi
Deney 1	Düz Yüzeyli Silindirik	Ön	Dik	16.67	9.02	1.1
Deney 2	Küresel	Ön	Dik	14.52	8.76	1.008
Deney 3	Düz Yüzeyli Silindirik	Ön	Eksantrik	8.705	3.781	1.016
Deney 4	Küresel	Ön	Eksantrik	8.818	4.812	1.014
Deney 5	Düz Yüzeyli Silindirik	Yan	Dik	5.092	7.522	0.8768
Deney 6	Küresel	Yan	Dik	4.689	6.9	0.9104
Deney 7	Düz Yüzeyli Silindirik	Yan	Eksantrik	5.415	3	1.036
Deney 8	Küresel	Yan	Eksantrik	4.559	2	1.04

3.4.1. Basınç Değişimi İçin Yapılan Varyans Analizi

Tablo 44'te görülen değerler sonlu elemanlar analizleri sonucunda elde edilerek MİNİTAB programına aktarılmış ve Faktöriyel Tasarım analizi sonucunda elde edilen istatistiksel veriler Tablo 45 ve Tablo 46'da gösterilmiştir.

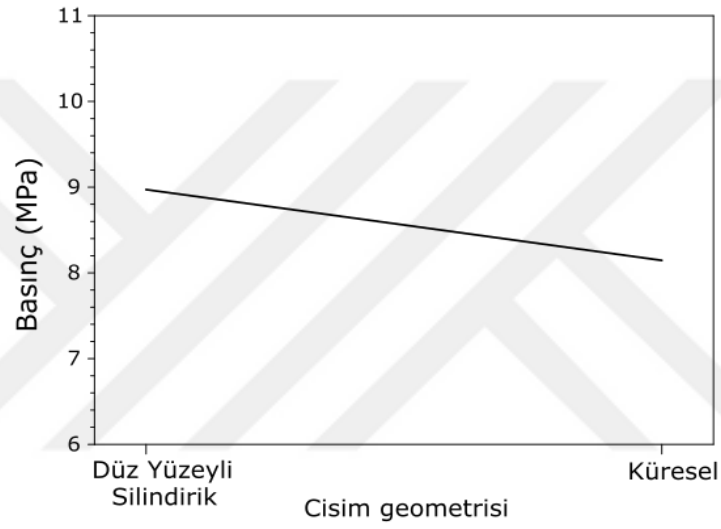
Tablo 45. Veri özeti ve ANOVA Varyans hesaplamaları

	Serbestlik Derecesi	Sıralı Toplam Kareler (SS)	Katkı yüzdesi	Düzeltilmiş Kareler (SS)	Düzeltilmiş Ortalama Kareler (MS)	F değeri	P değeri
Model	3	128,872	83,52%	128,872	42,957	6,76	0,048
CG	1	1,358	0,88%	1,358	1,358	0,21	0,668
VA	1	22,694	14,71%	22,694	22,694	3,57	0,132
VB	1	104,821	67,94%	104,821	104,821	16,49	0,015 ^a
Hata	4	25,420	16,48%	25,420	6,355		
CG*VA	1	0,410	0,27%	0,410	0,410		
CG*VB	1	0,076	0,05%	0,076	0,076		
VA*VB	1	24,012	15,56%	24,012	24,012		
Toplam	7	154,292	100,00%				

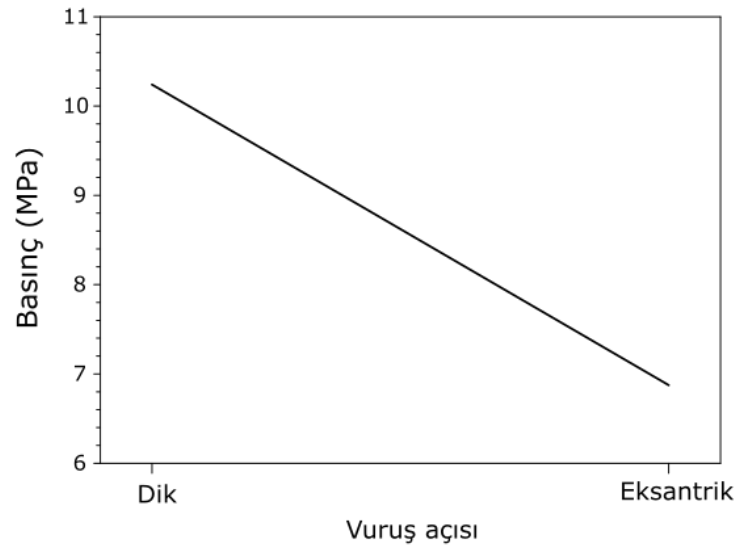
^a : %1 anlamlılık düzeyi

Tablo 46. Regresyon analizine ait katsayılar

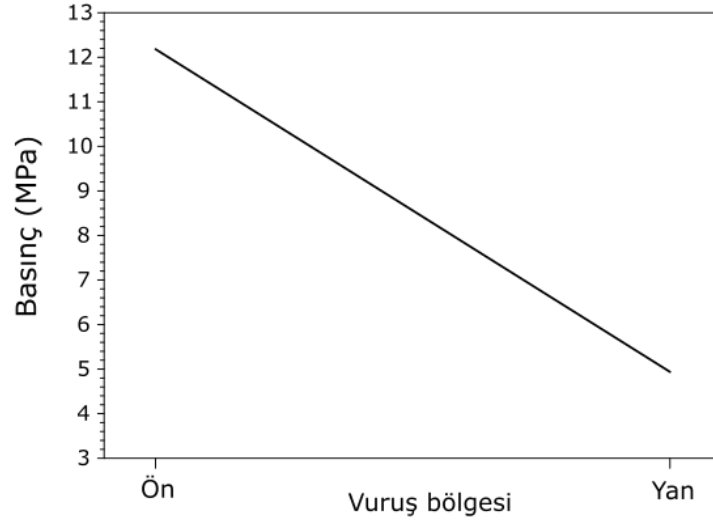
	Etki miktarı	Katsayı	Standart Hata Katsayısı (SE)	Güven Aralığı (%95)	T değeri	P değeri	Varyans Faktörü
Sabit Terim		8,559	0,891	(6,084; 11,033)	9,60	0,001	
CG	-0,824	-0,412	0,891	(-2,887; 2,063)	-0,46	0,668	1,00
VA	-3,368	-1,684	0,891	(-4,159; 0,790)	-1,89	0,132	1,00
VB	-7,240	-3,620	0,891	(-6,094; -1,145)	-4,06	0,015	1,00



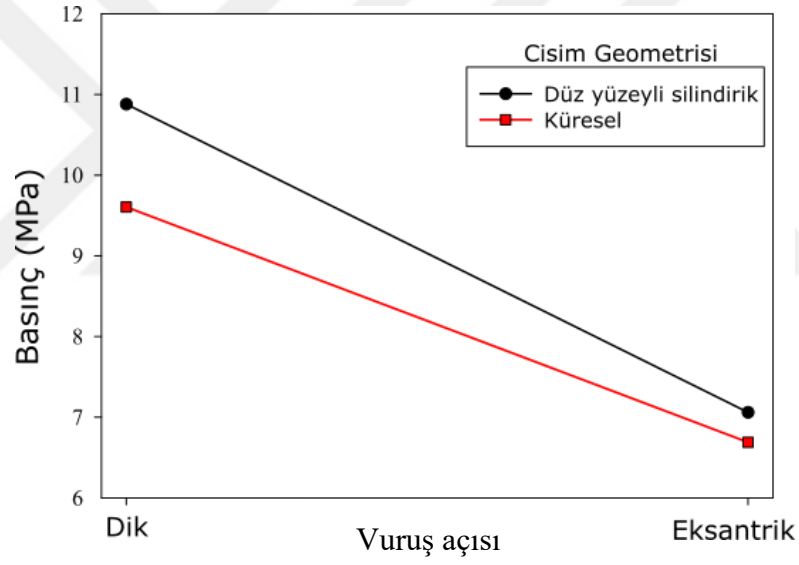
Şekil 79. Basınç için cisim geometrisi faktörünün etkisi



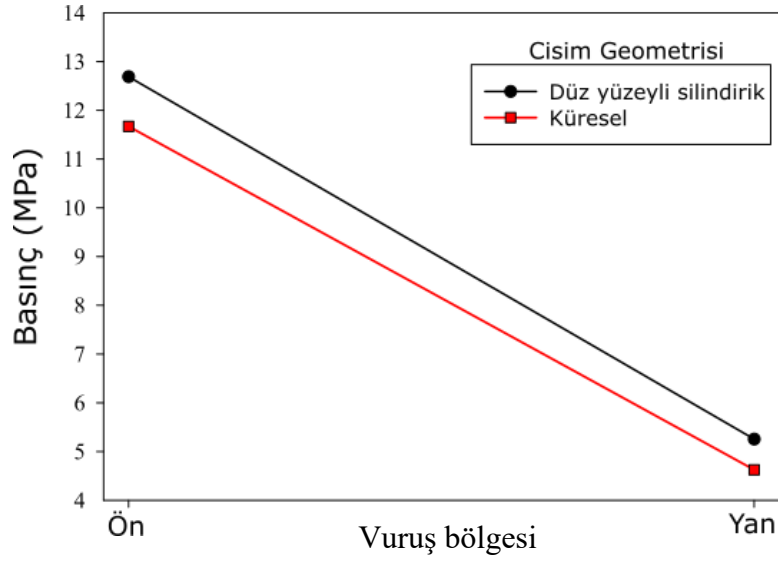
Şekil 80. Basınç için vuruş açısı faktörünün etkisi



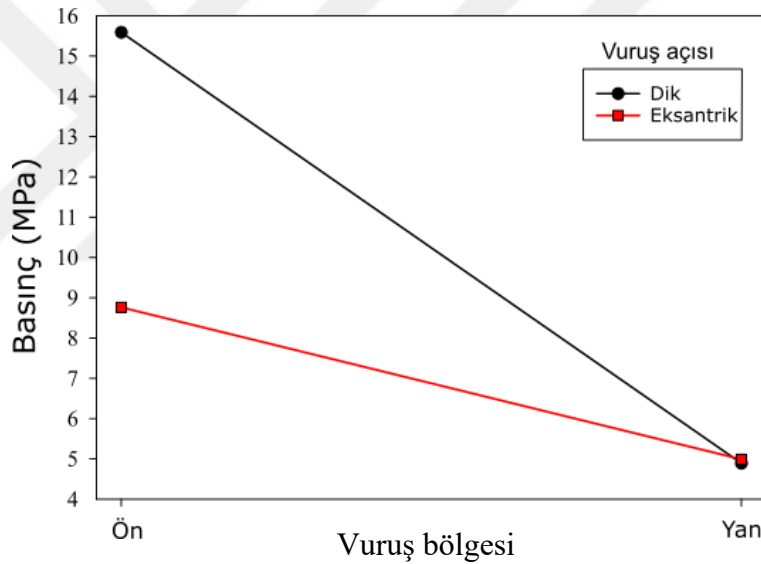
Şekil 81. Basınç için vuruş bölgesi faktörünün etkisi



Şekil 82. Basınç için cisim geometrisi ile vuruş açısı faktörlerinin ikili etkileşimi



Şekil 83. Basınç için cisim geometrisi ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi



Şekil 84. Basınç için vuruş açısı ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi

ANOVA tablosundan, VB (Vuruş Bölgesi) faktörünün %1 anlamlılık seviyesinde (P değeri) istatistiksel ve fiziksel olarak önemli olduğu görülmektedir. Regresyon analizine göre, VB için anlamlı etki -7,240 olarak belirlenmiştir. En anlamlı etkinin VB olduğu ve çıktı yanıtı üzerinde negatif etkiler yarattığını görülmüştür. İki faktörlü etkileşim değerlerinden CG*VA ve CG*VB etkilerinin insan kafasında oluşan basınç üzerinde çok düşük etkiye sahip olduğu, sadece VA*VB faktörleri arasında %15,56 düzeyinde bir etkileşim olduğu anlaşılmıştır. Bu davranışlar, Şekil 79 – Şekil 84'te verilen ana ve ikili etkileşim grafiklerinde daha belirgin bir şekilde gösterilmiştir.

Katkı oranları açısından da VB'nin, %67,94 ile basınç üzerindeki en büyük etkiye sahip olduğu görülmüştür. Tablo 46'daki değerler kullanılarak yapılan regresyon analizi sonucunda istatistiksel model aşağıdaki formül ile ifade edilmiştir.

$$\text{Basınç} = 8,559 - 0,412 \text{ CG} - 1,684 \text{ VA} - 3,620 \text{ VB} + 0,2263 \text{ CG*VA} + 0,09725 \text{ CG*VB} + 1,733 \text{ VA*VB}$$

3.4.2. Von Mises Gerilmesi İçin Yapılan Varyans Analizi

Varyans analizi sonucunda von Mises gerilmesi için elde edilen sonuçlar Tablo 47 ve Tablo 48'de gösterilmiştir.

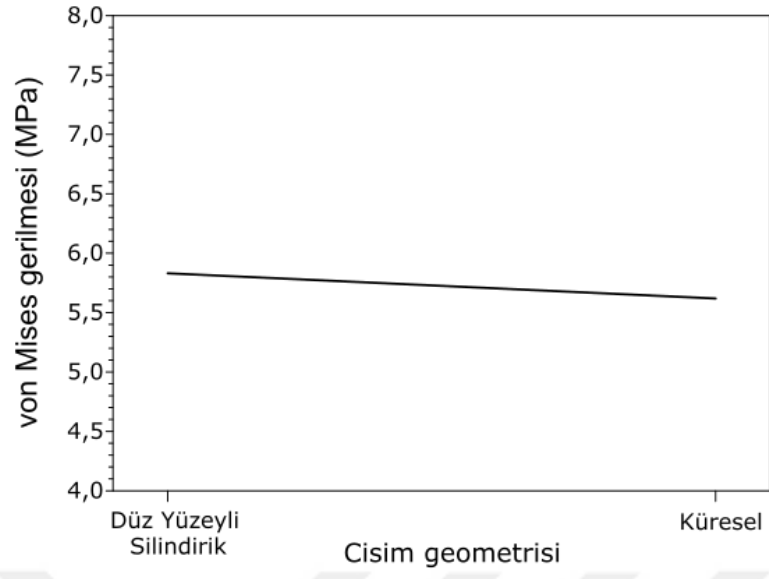
Tablo 47. Veri özeti ve ANOVA Varyans hesaplamaları

	Serbestlik Derecesi	Sıralı Toplam Kareler (SS)	Katkı yüzdesi	Düzeltilmiş Kareler (SS)	Düzeltilmiş Ortalama Kareler (MS)	F değeri	P değeri
Model	3	494,169	97,68%	494,169	164,723	56,07	0,001 ^a
CG	1	0,0905	0,18%	0,0905	0,0905	0,31	0,608
VA	1	432,869	85,56%	432,869	432,869	147,35	0,001 ^a
VB	1	60,396	11,94%	60,396	60,396	20,56	0,011 ^a
CG*VA	1	0,1042	0,21%	0,1042	0,1042		
CG*VB	1	0,7158	1,41%	0,7158	0,7158		
VA*VB	1	0,0069	0,01%	0,0069	0,0069		
Hata	4	11,751	2,32%	11,751	0,2938		
Toplam	7	505,920	100,00%				

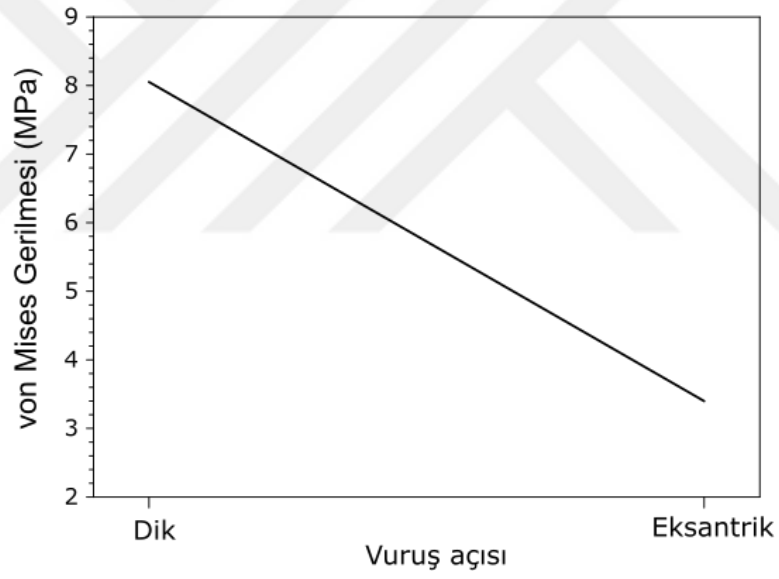
^a : %1 anlamlılık düzeyi

Tablo 48. Regresyon analizine ait katsayılar

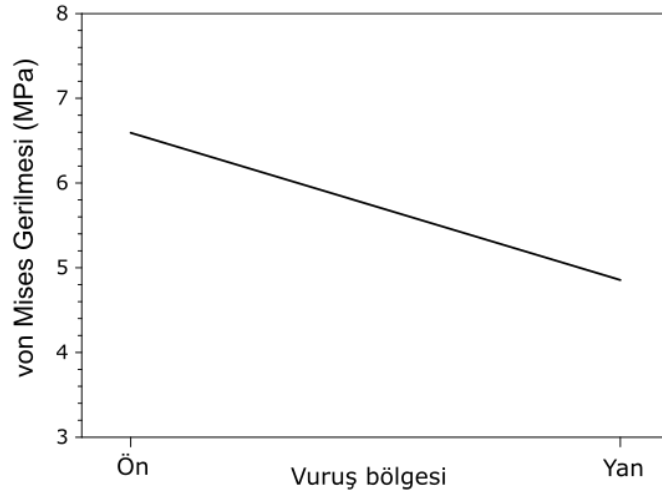
	Etki miktarı	Katsayı	Standart Hata Katsayısı (SE)	Güven Aralığı (%95)	T değeri	P değeri	Varyans Faktörü
Sabit Terim		5,724	0,192	(5,192; 6,256)	29,87	0,000	
CG	-0,213	-0,106	0,192	(-0,638; 0,426)	-0,56	0,608	1,00
VA	-4,652	-2,326	0,192	(-2,858; -1,794)	-12,14	0,000	1,00
VB	-1,738	-0,869	0,192	(-1,401; -0,337)	-4,53	0,011	1,00



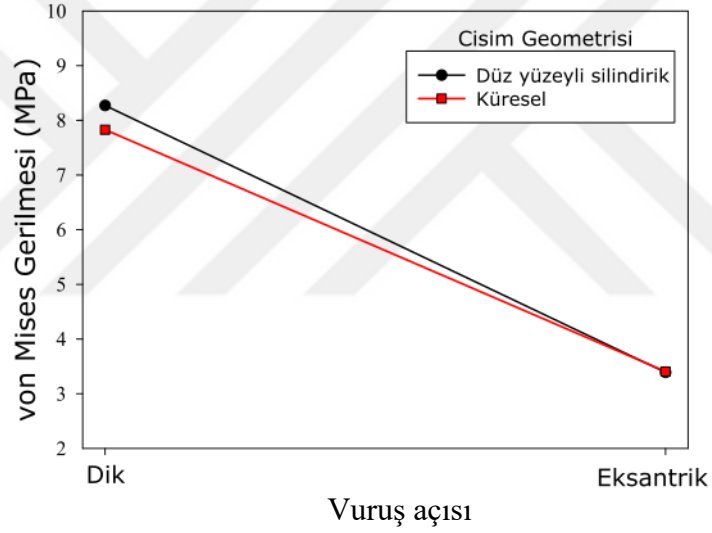
Şekil 85. Von Mises gerilmesi için cisim geometrisi faktörünün etkisi



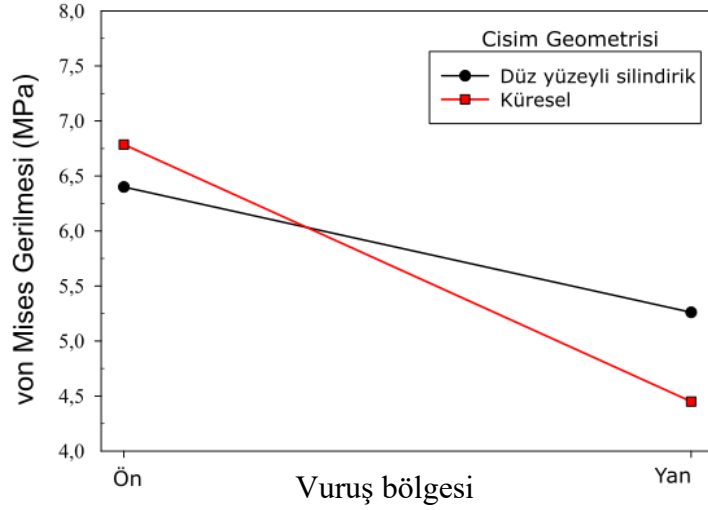
Şekil 86. Von Mises gerilmesi için vuruş açısı faktörünün etkisi



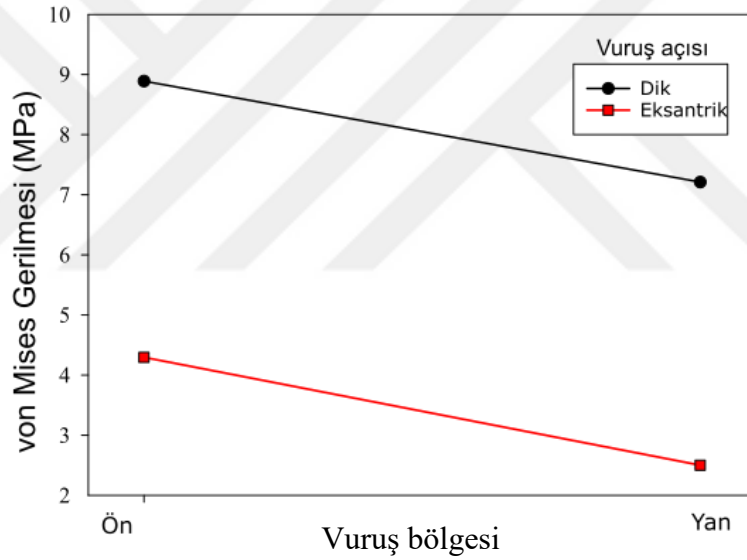
Şekil 87. Von Mises gerilmesi için vuruş bölgesi faktörünün etkisi



Şekil 88. Von Mises Gerilmesi için cisim geometrisi ile vuruş açısı faktörlerinin ikili etkileşimi



Şekil 89. Von Mises gerilmesi için cisim geometrisi ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi



Şekil 90. Von Mises gerilmesi için vuruş açısı ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi

Analize ait P değeri 0,05 değerinden küçük çıkmıştır. Aynı zamanda tüm modelin toplam varyansa katkısının %97,68 değerinde hesaplanmış olması hem modelin açıklama gücünün oldukça yüksek olduğunu hem de modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermiştir.

ANOVA tablosuna göre, VA ve VB faktörleri için anlamlı etki VA için -4,652 ve VB için -1,738 olarak belirlenmiştir. Şekil 86 ve Şekil 87’de, sadece iki ana etkinin anlamlı olduğu, Şekil 88’de gösterilen CG*VA ikili etkileşimin pozitif bir etkisinin olduğu, Şekil 89’da görülen CG*VB ikili etkileşimin negatif ve en yüksek etkiye sahip olduğu, Şekil 90’da

gösterilen VA*VB iki faktörlü etkileşim etkilerinin ise anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Tablo 48'deki değerler kullanılarak yapılan regresyon analizi sonucunda istatistiksel model aşağıdaki formül ile ifade edilmiştir.

$$\text{Gerilme} = 5,724 - 0,106 \text{ CG} - 2,326 \text{ VA} - 0,869 \text{ VB} + 0,1141 \text{ CG*VA} - 0,2991 \text{ CG*VB} - 0,02938 \text{ VA*VB}$$

3.4.3. Birim Şekil Değişimi İçin Yapılan Varyans Analizi

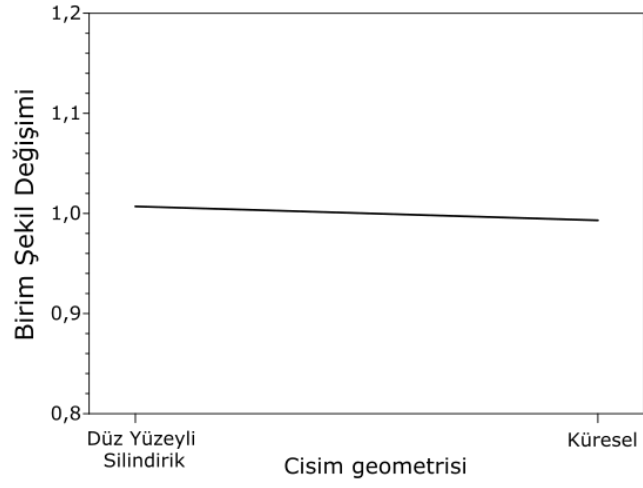
ANOVA programı kullanılarak yapılan optimizasyon işlemi sonucunda birim şekil değişimi için elde edilen varyasyon analizi sonuçları Tablo 49 ve Tablo 50'de gösterilmiştir.

Tablo 49. Veri Özeti ve Varyans Hesaplamaları Tablosu

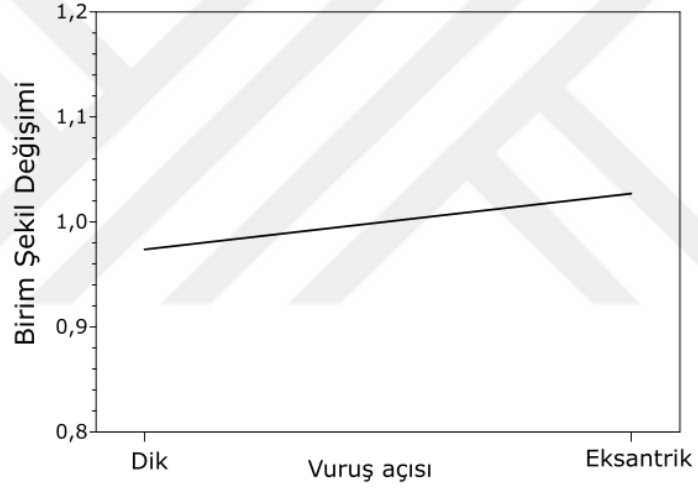
	Serbestlik Derecesi	Sıralı Toplam Kareler (SS)	Katkı yüzdesi	Düzeltilmiş Kareler (SS)	Düzeltilmiş Ortalama Kareler (MS)	F değeri	P değeri
Model	3	0,015392	42,03%	0,015392	0,005131	0,97	0,491
CG	1	0,000398	1,09%	0,000398	0,000398	0,07	0,798
VA	1	0,005555	15,17%	0,005555	0,005555	1,05	0,364
VB	1	0,009439	25,78%	0,009439	0,009439	1,78	0,253
CG*VA	1	0,000456	1,25%	0,000456	0,000456		
CG*VB	1	0,002165	5,91%	0,002165	0,002165		
VA*VB	1	0,016818	45,93%	0,016818	0,016818		
Hata	4	0,021227	57,97%	0,021227	0,005307		
Toplam	7	0,036618	100,00%				

Tablo 50. Regresyon analizine ait katsayılar

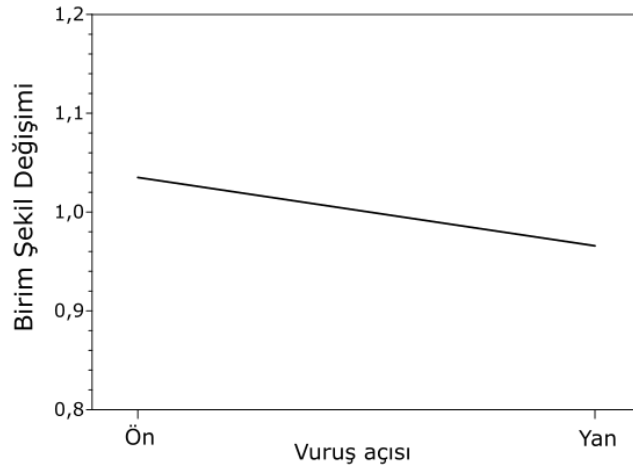
	Etki miktarı	Katsayı	Standart Hata Katsayısı (SE)	Güven Aralığı (%95)	T değeri	P değeri	Varyans Faktörü
Sabit terim		10,002	0,0258	(0,9286; 1,0717)	38,83	0,000	
CG	-0,0141	-0,0071	0,0258	(-0,0786; 0,0645)	-0,27	0,798	1,00
VA	0,0527	0,0263	0,0258	(-0,0452; 0,0979)	1,02	0,364	1,00
VB	-0,0687	-0,0344	0,0258	(-0,1059; 0,0372)	-1,33	0,253	1,00



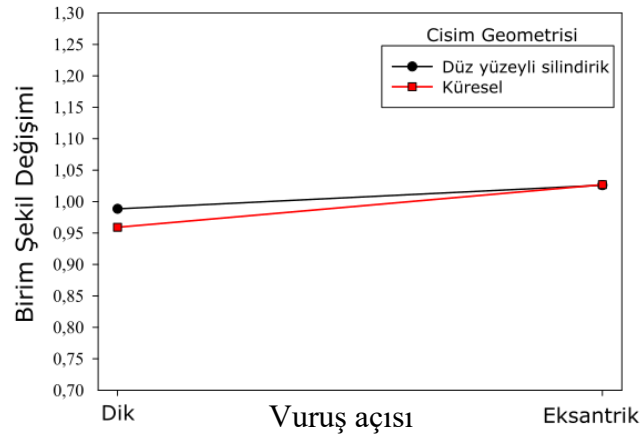
Şekil 91. Birim şekil değişimi için cisim geometrisi faktörünün etkisi



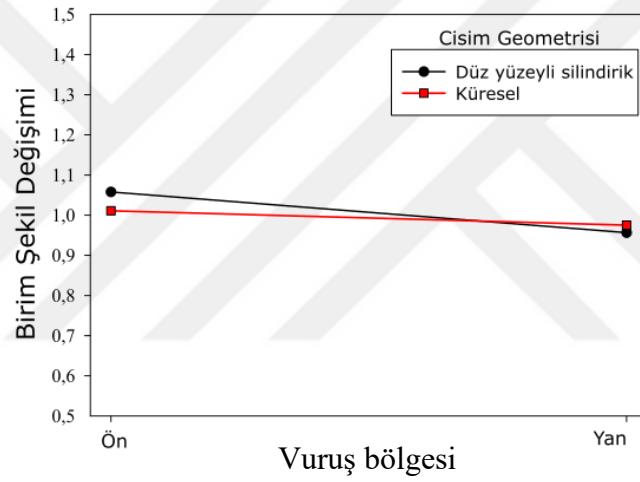
Şekil 92. Birim şekil değişimi için vuruş açısı faktörünün etkisi



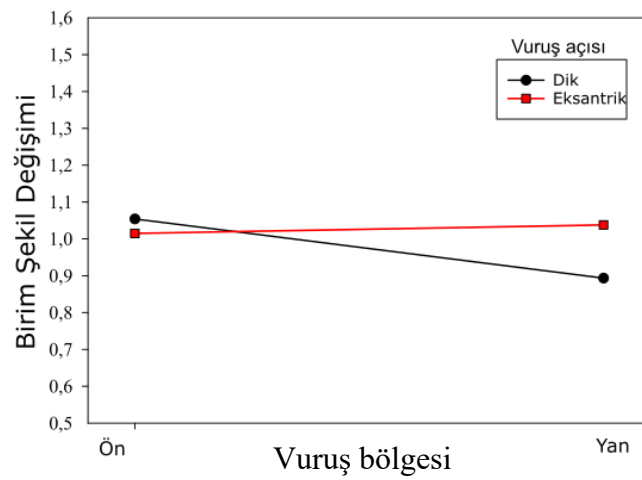
Şekil 93. Birim şekil değişimi için vuruş bölgesi faktörünün etkisi



Şekil 94. Birim Şekil Değişimi için cisim geometrisi ile vuruş açısı faktörlerinin ikili etkileşimi



Şekil 95. Birim Şekil Değişimi için cisim geometrisi ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi



Şekil 96. Birim Şekil Değişimi için vuruş açısı ile vuruş bölgesi faktörlerinin ikili etkileşimi

Yapılan varyasyon analizi sonucunda düşük F değeri (0,97) ile yüksek P değeri (0,491) elde edildiği görülmüştür. Bu seviyede elde edilen değerler modeldeki faktörlerin birim şekil değişimi üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı sonucunu vermektedir.

Analizde yer alan faktörler, modelin %42,03'lik kısmını açıklayabilmektedir. Hesaplanan %57,97'lik hata oranı modeldeki faktörlerin haricinde açıklanamayan bir varyansın varlığına işaret etmektedir.

Şekil 91 – Şekil 93'te verilmiş olan ana faktörlerin etki grafiklerinden de birim şekil değişimi üzerinde hiçbir faktörün tek başına anlamlı bir etki yaratmadığı, Şekil 94 – Şekil 96'daki iki faktörlü etkileşim grafiklerinden VA*VB etkilerinin, beyinde oluşan birim şekil değişimi üzerinde %45,93 düzeyinde bir etkiye sahip olduğu, diğer ikili etkileşimlerin önemli bir değere sahip olmadığı görülmüştür.

Tablo 50'deki değerler kullanılarak yapılan regresyon analizi sonucunda istatistiksel model aşağıdaki formül ile ifade edilebilir.

$$\begin{aligned} \text{Birim Şekil Değişimi} = & 1,0002 - 0,0071 \text{ CG} + 0,0263 \text{ VA} - 0,0344 \text{ VB} + 0,00755 \text{ CG*VA} \\ & + 0,01645 \text{ CG*VB} + 0,04585 \text{ VA*VB} \end{aligned}$$

4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında insan kafa-boyun sistemi için bir istatiksel yaralanma modeli oluşturulmuştur. Bu kapsamda, geliştirilen 3 boyutlu insan kafa-boyun sistemi, literatürdeki örnek çalışmalardan hem daha ince ve hassas sonlu elemanlar ağ yapısına sahip hem de çok daha fazla anatomik doku içermektedir. Kafa-boyun sisteminin değişik darbe yükleri etkisi altında göstereceği mekanik davranışların incelenmesi için, çalışmanın ilk aşamasında bilgisayar ortamında bir sonlu elemanlar simülasyon programı olan LS-DYNA programı üzerinde kafa-boyun mekanizmasına önden ve yandan darbeler uygulanmıştır. Bu darbe sonucunda kafatası ve beyin dokularında meydana gelen gerilme ve basınç değişimleri incelenmiş ve elde edilen sonuçlar aşağıda sunulmuştur.

1. İnsan kafa-boyun sistemine önden gelen darbe sonucunda en büyük hasar ilk 4 ms anında ortaya çıkmıştır.
2. İnsan beyinde oluşan hasar, beyaz ve gri madde olarak adlandırılan beyin dokusunda meydana gelmiş ve oluşan gerilme değeri 5,635 kPa olarak belirlenmiştir.
3. İnsan kafa-boyun sistemi sadece kafa olarak ele alındığında elde edilen sonuçlar, kafa ve boyun sistemi olarak ele alınması durumunda elde edilen sonuçlardan daha yüksek çıkmıştır. Bu durumda insan kafasında meydana gelebilecek hasar analizlerinde boyun dokularının ele alınmaması, elde edilen sonuçlarının gerçeği yansıtmayacağı sonucunu ortaya koymuştur.
4. Boyun dokuları, insan beyninin frontal bölgesinde oluşan basınç değerinde 25 kPa'lık bir düşmeye sebep olmuştur.
5. Boyun dokuları, insan beyninin parietal bölgesinde oluşan basınç değerinde 102,5 kPa'lık bir azalma meydana getirmiştir.
6. Ön bölgeden darbe uygulandığında ortaya çıkan en büyük von Mises gerilmesi 0,0314 MPa, Parietal bölgeden darbe uygulandığında ortaya çıkan en büyük von Mises gerilmesi 0,0283 MPa olarak elde edilmiştir. Bu durumda muhtemel en büyük beyin hasarının önden gelen darbeden kaynaklanacağı sonucuna varılabilir.
7. Boyun dokusu ile yapılan çalışmalarda basınç ve gerilme değerlerinin daha düşük çıktığı, benzer şekilde kafa ivmesinin de sadece kafa ile yapılan çalışmalardan daha erken sönümlendiği görülmüştür.

8. Önden uygulanan darbede impaktör, 0 – 1,3 ms zaman aralığında sahip olduğu tüm enerjiyi kafa – boyun sistemine aktarmakta ve 1,3 ms anında kuvvetin 3,95 kN şiddetindeki en büyük değerine ulaştıktan sonra modelden teması kesmektedir. Bu zaman aralığında kafatasının ön bölgesindeki 1053,64 mm²'lik alanda bulunan elemanlar deforme olmuş ve 16,1 J seviyesinde bir enerji bu elemanlar tarafından absorbe edilmiştir.
9. Yandan darbe uygulandığında impaktörün kafa-boyun sistemine uygulamış olduğu kuvvet 2,4 ms anında en büyük değeri olan 5,21 kN şiddetine ulaşmıştır. Bu geçen süre içerisinde 154,2 mm²'lik alanda yer alan elemanların deforme olduğu ve 8,33 J seviyesinde bir enerjiyi absorbe ettiği belirlenmiştir.
10. Varyans analizleri sonucunda cisim geometrisinin (CG) basınç, von Mises gerilmesi ve birim şekil değişimi üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Ancak vuruş bölgesinin (VB), basınç üzerinde en büyük etkiye %67,94 oranı ile sahip olan faktör olduğu ortaya çıkmıştır.
11. Von Mises gerilmesi dağılımındaki en etkili faktörün %85,56'lık değerle vuruş açısı (VA) olduğu yapılan varyans analizi sonucunda anlaşılmıştır. Diğer faktörlerin ise von Mises gerilmesi dağılımı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı ortaya çıkmıştır.
12. Birim şekil değişimi üzerinde yapılan varyans analizi sonucunda ise, hiçbir faktörün etkin bir rol oynamadığı ortaya çıkmış olup bunun sonucunda modele dahil edilmeyen olası dış faktörlerin daha etkili olabileceği anlaşılmıştır.

5. ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının geliştirilmesi için aşağıdaki öneriler yapılmıştır.

1. Doktora tezi olarak sunulan bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak elde edilen sonuçlar deneysel çalışmalarla desteklenebilir.
2. Kan basıncı verileri ile bir sonlu elemanlar analizi yapılarak, yüksek kan basıncının beyin dokularına etkisi incelenebilir.



6. KAYNAKLAR

- Alem, N. M., & Alem, N. M. (1974). Simulation of head injury due to combined rotation and translation of the brain. *SAE Transactions*, 3826-3835.
- Angelillo, M., Cardamone, L., De Riso, G., Socci, D. (2007). Some results on head impact simulations”, *AIMETA 2007*, 101-110.
- Assefa N., (2022). *Human anatomy and physiology*. Harar.
- Bandak, F. A., & Eppinger, R. H. (1994). A three-dimensional finite element analysis of the human brain under combined rotational and translational accelerations. *SAE transactions*, 1708-1726.
- Buckley, J. M., Loo, K., & Motherway, J. (2007). Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength. *Bone*, 40(3), 767-774.
- Camacho, D. L., Nightingale, R. W., & Myers, B. S. (2001). The influence of surface padding properties on head and neck injury risk. *J. Biomech. Eng.*, 123(5), 432-439.
- Çetin, M. E., and Sofuoğlu H., (2018). A statistical approach to explore cemented total hip reconstruction performance, *Australasian Physical & Engineering Sciences In Medicine*, 41 (1), 177-188.
- Chafi, M. S. (2009). *Biomechanical analysis of blast-induced traumatic brain injury using multiscale brain modeling*. Mechanical Engineering and Applied Mechanics, North Dakota State University, PhD Thesis, USA.
- Devereaux, M. W. (2007). Anatomy and examination of the spine. *Neurologic clinics*, 25(2), 331-351.
- El Sayed, T., Mota, A., Fraternali, F., & Ortiz, M. (2008). Biomechanics of traumatic brain injury. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 197(51-52), 4692-4701.
- El Sayed, T., Mota, A., Fraternali, F., & Ortiz, M. (2008). A variational constitutive model for soft biological tissues. *Journal of biomechanics*, 41(7), 1458-1466.
- Esat, V., & Acar, M. (2009). Viscoelastic finite element analysis of the cervical intervertebral discs in conjunction with a multi-body dynamic model of the human head and neck. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of engineering in medicine*, 223(2), 249-262.
- Gilchrist, M.D., O'Donoghue O., & Horgan T. J. (2001). A two-dimensional analysis of the biomechanics of frontal and occipital head impact injuries. *International Journal of Crashworthiness*. 6(2), 253-262.

- Guenzel, K., & Willinger, R. (2008). Three-dimensional modal characterisation of the human head-neck system in vivo. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(S1), 107-108.
- Günaydın, R., & Göksel Karatepe, A. (2007). Kemiğin biyomekanik özellikleri ve yaş ile ilişkili kırıkların biyomekaniği. *Osteoporoz Dünyasından*, 13 (2007) 44-48.
- Himmetoglu, S., Acar, M., Taylor, A. J., & Bouazza-Marouf, K. (2007). A multi-body head-and-neck model for simulation of rear impact in cars. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, 221(5), 527-541.
- Ho, J., & Kleiven, S. (2007). Dynamic response of the brain with vasculature: a three-dimensional computational study. *Journal of biomechanics*, 40(13), 3006-3012.
- Homminga, J., Huiskes, R., Van Rietbergen, B., Rügsegger, P., & Weinans, H. (2001). Introduction and evaluation of a gray-value voxel conversion technique. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 513-517.
- Horgan, T. J., & Gilchrist, M. D. (2003). The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics. *International Journal of Crashworthiness*, 8(4), 353-366.
- Ivarsson, J., Viano, D. C., Lovsund, P., & Parnaik, Y. (2003). Head kinematics in minisled tests of foam padding: relevance of linear responses from free motion headform (FMH) testing to head angular responses. *J. Biomech. Eng.*, 125(4), 523-532.
- Jones, A. C., & Wilcox, R. K. (2008). Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical engineering & physics*, 30(10), 1287-1304.
- Kaster, T., Sack, I., & Samani, A. (2011). Measurement of the hyperelastic properties of ex vivo brain tissue slices. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1158-1163.
- Kimpara, H., Nakahira, Y., Iwamoto, M., Miki, K., Ichihara, K., Kawano, S. I., & Taguchi, T. (2006). *Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model* (No. 2006-22-0019). SAE Technical Paper.
- King, A. I., & Chou, C. C. (1976). Mathematical modelling, simulation and experimental testing of biomechanical system crash response. *Journal of Biomechanics*, 9(5), 301-317.
- Kitagawa, Y., Yasuki, T., & Hasegawa, J. (2008). Research study on neck injury lessening with active head restraint using human body FE model. *Traffic injury prevention*, 9(6), 574-582.
- Kopperdahl, D. L., Morgan, E. F., & Keaveny, T. M. (2002). Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *Journal of orthopaedic research*, 20(4), 801-805.

- Laville, A., Laporte, S., & Skalli, W. (2009). Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *Journal of biomechanics*, 42(10), 1409-1415.
- Lucile, T., Yves, G., Clémence, D., Georges, L., Marie-Dominique, P. M., Lionel T. (2020). Study of cerebrospinal injuries by force transmission secondary to mandibular impacts using a finite element model, *Forensic Science International*, 307.
- Lehner, S., Wallrapp, O., & Senner, V. (2010). Use of headgear in football A computer simulation of the human head and neck. *Procedia Engineering*, 2(2), 3263-3268.
- Majumdar, S., Kothari, M., Augat, P., Newitt, D. C., Link, T. M., Lin, J. C., ... & Genant, H. K. (1998). High-resolution magnetic resonance imaging: three-dimensional trabecular bone architecture and biomechanical properties. *Bone*, 22(5), 445-454.
- Marieb E. N., (2010). *Human anatomy and physiology*, Boston, Pearson Benjamin Cummings.
- Meyer, F., Humm, J., Yoganandan, N., Leszczynski, A., Bourdet, N., Deck, C. & Willinger R., (2021). Development of a detailed human neck finite element model and injury risk curves under lateral impact. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 116.
- Montgomery, D. C. (1991). Design and Analysis of Experiments, . ABD, John Wiley & Sons Inc.
- Motherway, J., Doorly, M. C., Curtis, M., & Gilchrist, M. D. (2009). Head impact biomechanics simulations: A forensic tool for reconstructing head injury?. *Legal Medicine*, 11, S220-S222.
- Nahum, A. M., Smith, R., & Ward, C. C. (1977). *Intracranial pressure dynamics during head impact* (No. 770922). SAE Technical Paper.
- Nightingale, R. W. (1993). *The dynamics of head and cervical spine impact*. Duke University.
- Palomar, D. A. P., Calvo, B., & Doblaré, M. (2008). An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading. *Journal of biomechanics*, 41(3), 523-531.
- Patra, A. L., Kaleps, I., & Perry, C. E. (1996, March). Analysis of an injury of the head/neck complex due to+ Gz impact acceleration. In *Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference* (pp. 257-260). IEE.
- Pinnoji, P. K., Mahajan, P., Bourdet, N., Deck, C., & Willinger, R. (2010). Impact dynamics of metal foam shells for motorcycle helmets: Experiments & numerical modeling. *International Journal of Impact Engineering*, 37(3), 274-284.
- Punke, C., Fritsche, A., Martin, H., Schmitz, K. P., Pau, H. W., & Kramp, B. (2007). Investigation of the mechanisms involved in isolated orbital floor fracture: Simulation using a finite element model of the human skull. *Hno*, 55, 938-944.

- Roth, S., Raul, J. S., & Willinger, R. (2010). Finite element modelling of paediatric head impact: global validation against experimental data. *Computer methods and programs in biomedicine*, 99(1), 25-33.
- Ruan, J. S., Khalil, T., & King, A. I. (1994). Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanical Engineering* (1994) 44-50.
- Sarkar, S., Majumder, S., & Roychowdhury, A. (2004). Response of human head under static and dynamic load using finite element method. *Trends Biomater Artif Organs*, 17(2), 130-134.
- Sofuoğlu H., (2006). A technical note on the role of process parameters in predicting flow behavior of plasticine using design of experiment. *Journal Of Materials Processing Technology*, 178, 148-153.
- Spitzer, V., Ackerman, M. J., Scherzinger, A. L., & Whitlock, D. (1996). The visible human male: a technical report. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 3(2), 118-130.
- Stalnaker, R. L. (1969). *Mechanical properties of the head*. PhD. Dissertation, West Virginia University, WV, USA.
- Stemper, B. D., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (2006). Effect of head restraint backset on head–neck kinematics in whiplash. *Accident Analysis & Prevention*, 38(2), 317-323.
- Teo, E. C., Zhang, Q. H., & Huang, R. C. (2007). Finite element analysis of head–neck kinematics during motor vehicle accidents: Analysis in multiple planes. *Medical engineering & physics*, 29(1), 54-60.
- Tchako, A., & Sadegh, A. M. (2009). Stress changes in intervertebral discs of the cervical spine due to partial discectomies and fusion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131,5 (2009) 0511013-1.
- Van Lenthe, G. H., Stauber, M., & Müller, R. (2006). Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties. *Bone*, 39(6), 1182-1189.
- Van der Horst, M. J. (2004). Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: Modelling and validation. PhD Thesis, Technische Universiteit Eindhoven, Holland.
- Verschueren, P., Delye, H., Depreitere, B., Van Lierde, C., Haex, B., Berckmans, D., ... & Van der Perre, G. (2007). A new test set-up for skull fracture characterisation. *Journal of biomechanics*, 40(15), 3389-3396.
- Viano, D. C., & Parenteau, C. S. (2008). Analysis of head impacts causing neck compression injury. *Traffic injury prevention*, 9(2), 144-152.

- Wang, Y., Jiang, H., Teo, E. C., & Gu, Y. (2023). Finite Element Analysis of Head–Neck Kinematics in Rear-End Impact Conditions with Headrest. *Bioengineering*, 10(9), 1059.
- William R. (1993). *The Dynamics of head and cervical spine Impact*, Duke University, PhD Thesis, Nightingale.
- Willinger, R., Kang, H. S., & Diaw, B. (1999). Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts. *Annals of biomedical engineering*, 27, 403-410.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2001). Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical biomechanics*, 16(1), 1-27.
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., & Klienberger, M. (1998). Cervical spine vertebral and facet joint kinematics under whiplash. *J. Biomech. Eng*, 120, (1998) 305-307.
- Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (1997). Inertial loading of the human cervical spine. 119 (1997) 237-240.
- Ying, T., Dong-mei, W., Cheng-tao, W., Yi-qun, W., & Zhi-yuan, Z. (2006). Biomechanical evaluation of unilateral maxillary defect restoration based on modularized finite element model of normal human skull. In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. (pp. 6184-6187). IEEE.
- Zhang, Q. H., Teo, E. C., & Ng, H. W. (2005). Development and validation of a C0–C7 FE complex for biomechanical study, 127, 729-735.
- Zheng, Z.i Mo, F., Liu, T., Li, X. (2021). A Novel Neuromuscular Head-Neck Model and Its Application on Impact Analysis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 29, 1394-1402.
- Zong, Z., Lee, H. P., & Lu, C. (2006). A three-dimensional human head finite element model and power flow in a human head subject to impact loading. *Journal of Biomechanics*, 39(2), 284-292.

ÖZGEÇMİŞ

Uğur ERSOY, ilkokulu Van Edremit İlköğretim okulunda tamamladı. Orta okul ve Lise öğrenimini Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nden 2000 yılında mezun oldu. 2004 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2007 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde doktora eğitimine başladı. Gümüşhane Üniversitesi Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde öğretim görevlisi olarak çalışmaktadır.