



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İNSANDA BAŞ BOYUN MODELLENMESİ

**Mak. Müh. Nuray KORKMAZ
Makina Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman
Prof.Dr. Nurkan YAĞIZ**

Mart, 2010

İSTANBUL



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İNSANDA BAŞ BOYUN MODELLENMESİ

**Mak. Müh. Nuray KORKMAZ
Makina Mühendisliği Anabilim Dalı**

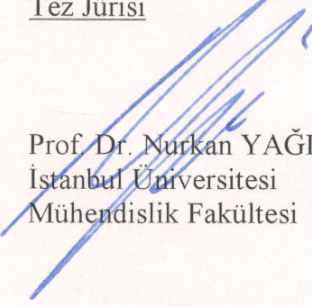
**Danışman
Prof.Dr. Nurkan YAĞIZ**

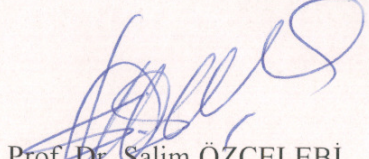
Mart, 2010


İSTANBUL

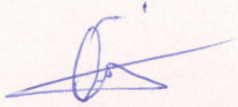
Bu çalışma 02/03/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

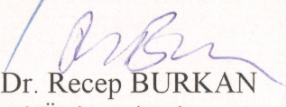
Tez Jürisi


Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Salim ÖZÇELEBİ
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Ahmet SERTBAŞ
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi


Doç. Dr. Rahmi GÜÇLÜ
Yıldız Teknik Üniversitesi
Makina Fakültesi


Doç. Dr. Recep BURKAN
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

ÖNSÖZ

Lisans ve yüksek lisans öğrenimim boyunca tez çalışmalarım sırasında benden ilgi ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında yardımını esirgemeyen Yrd. Doç Dr. Yüksel Hacıoğlu'na, Makine Mühendisliği Bölümü araştırma görevlileri ve öğretim elemanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Her konuda beni destekleyen ve yüreklendiren aileme sonsuz teşekkürler.

Mart, 2010

NURAY KORKMAZ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ.....	viii
SEMBOL LİSTESİ	ix
ÖZET.....	x
İNSANDA BAŞ BOYUN MODELLENMESİ	x
SUMMARY	xii
MODELING OF HUMAN HEAD NECK	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR.....	3
2.1. KIRBAÇ DARBESİ BENZERİ HAREKET	6
2.2. FONKSİYONEL ANATOMİ	8
2.2.1. Omur	10
2.2.2. Omurun Anatomik Yapısı.....	12
2.2.3. Omurun Fizyolojisi	16
2.2.4. Omurlar arası Disk.....	17
2.2.5. Faset Eklemleri	20
2.2.6. Bağ Dokular.....	20
2.2.7. Kaslar	23
2.2.8. Eklem Hareket Aralığı (ROM)	24
2.3. BOYUN YARALANMALARI	25
2.3.1. Boyun Yaralanmalarının Epidemiyoloji.....	26
2.4. KIRBAÇ YARALANMASI BELİRTİLERİ	28
2.5. ARAÇLARIN KİNETİĞİ.....	29
2.5.1. Önden Çarpma.....	29
2.5.2. Arkadan Çarpma	30

2.5.3.	Yandan Çarpma.....	30
2.5.4.	Dönerek Çarpma.....	31
2.5.5.	Takla Atarak Çarpma	31
3.	MALZEME VE YÖNTEM	32
3.1.	LAGRANGE DENKLEMLERİ.....	32
3.1.1.	Lagrange Denklemleri.....	32
4.	BULGULAR	37
4.1	YİRMİDÖRT SERBESTLİK DERECELİ BAŞ-BOYUN SİSTEMİ.....	37
4.2	MODEL PARAMETRELERİNİN TESBİTİ	49
4.3	MODELDEN ELDE EDİLEN SONUÇLAR VE LİTERATÜRLE KARŞILAŞTIRILMASI	50
4.3.1	4g Arkadan Çarpma Darbesine Karşı Sistemin Cevabı.....	51
4.3.2	5g Arkadan Çarpma Darbesine Karşı Sistemin Cevabı.....	60
4.3.3	12g Arkadan Çarpma Darbesine Karşı Sistemin Cevabı.....	69
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ	79
	KAYNAKLAR.....	80
	EKLER.....	83
	ÖZGEÇMİŞ.....	86

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Her 1000 kazada meydana gelen ölü ve yaralı sayısı	4
Şekil 2.2 Kendini frenle kampanyasında kullanılan afiş [11]	6
Şekil 2.3 Kırbaç hareketi [12][13]	6
Şekil 2.4 Anatomik düzlemler [2]	9
Şekil 2.5 Baş boyun sisteminin temel hareketleri [2]	10
Şekil 2.6 Baş-boyun sistemi[6]	10
Şekil 2.7 Omurga sistemi [8]	11
Şekil 2.8 İnsan boynunun kısımları [2]	12
Şekil 2.9 Orta ve alt omur anatomik yapısı[2]	13
Şekil 2.10 Üst boyun sistemi [8]	15
Şekil 2.11 Fleksiyon (Öne doğru eğilme), ekstensiyon (arkaya doğru eğilme) hareketi[24]	16
Şekil 2.12 Hareket segmentleri A) Ön segment B) Arka segment [17]	17
Şekil 2.13 Omurlar arası diskin yapısı [2]	18
Şekil 2.14 Basmaya maruz kalan omurlararası disk yapısı [2]	19
Şekil 2.15 Eğilme yüküne maruz omurlar arası diskin hareketi [2]	19
Şekil 2.16 Omurgada bulunan bağlar (Ligament) [24]	21
Şekil 2.17 Çizgili iskelet kasının yapısı [21]	23
Şekil 2.18 Kamçı etkisi sonucu meydana gelen yaralanmalar[24]	26
Şekil 2.19 Motorlu araç yaralanmaları sonucu oluşan AIS3+ yaralanmalarının dağılımı[2]	27
Şekil 2.20 Boyun yaralanmalarını omurlara göre dağılımı[2]	27
Şekil 2.21 Önden çarpma	29
Şekil 2.22 Arkadan çarpma	30
Şekil 2.23 Yandan çarpma	30
Şekil 2.24 Trafik kazaları sonucu vücutta meydana gelen yaralanma oranları	31
Şekil 4.1 a) Baş-boyun sistemi başlangıç pozisyonu b) Başlangıç pozisyonu için yay yaklaşımı[9]	38
Şekil 4.2 Yirmi dört serbestlik derecesine sahip baş-boyun sistemi[7]	39
Şekil 4.3 Non-lineer Rotasyonel Sönümleyici Katsayısı[7]	49

Şekil 4.4 Non-lineer Rotasyonel Yay Katsayısı[7]	50
Şekil 4.5 JARI test sonuçlarına ve modelleme sonuçlarına göre T1 omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme[5]	51
Şekil 4.6 Başın açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme.....	52
Şekil 4.7 C1 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	53
Şekil 4.8 C2 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	53
Şekil 4.9 C3 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	54
Şekil 4.10 C4 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	54
Şekil 4.11 C5 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	55
Şekil 4.12 C6 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	55
Şekil 4.13 C7 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	56
Şekil 4.14 Baş ve omurların X ve Y yönündeki yer değiştirme.....	56
Şekil 4.15 Baş ve omurların açısıl yer değiştirme	57
Şekil 4.16 İnsan Başın ivmelenmesi.....	57
Şekil 4.17 C1 Omuru ivmelenmesi	57
Şekil 4.18 C2 Omuru ivmelenmesi	58
Şekil 4.19 C3 Omuru ivmelenmesi	58
Şekil 4.20 C4 Omuru ivmelenmesi	58
Şekil 4.21 C5 Omuru ivmelenmesi	59
Şekil 4.22 C6 Omuru ivmelenmesi	59
Şekil 4.23 C7 Omuru ivmelenmesi	59
Şekil 4.24 4g arkadan çarpma darbesi JARI test sonuçları[5]	60
Şekil 4.25 AZT test sonuçlarına göre T1 omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme[5].....	61
Şekil 4.27 C1 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	62
Şekil 4.28 C2 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	63
Şekil 4.29 C3 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	63
Şekil 4.30 C4 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	64
Şekil 4.31 C5 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	64
Şekil 4.32 C6 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme	65
Şekil 4.34 Baş ve omurların X ve Y yönündeki yer değiştirme.....	66
Şekil 4.35 Baş ve omurların açısıl yer değiştirme	66
Şekil 4.36 İnsan başın ivmelenmesi	67

Şekil 4.37 C1 Omuru ivmelenmesi	67
Şekil 4.38 C2 Omuru ivmelenmesi	67
Şekil 4.39 C3 Omuru ivmelenmesi	67
Şekil 4.40 C4 Omuru ivmelenmesi	68
Şekil 4.41 C5 Omuru ivmelenmesi	68
Şekil 4.42 C6 Omuru ivmelenmesi	68
Şekil 4.43 C7 Omuru ivmelenmesi	68
Şekil 4.44 5g arkadan çarpma darbesi AZT test ve simülasyon sonuçları[5].....	69
Şekil 4.45 LAB test sonuçlarına göre T1 omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme [5].....	70
Şekil 4.46 Başın açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme.....	71
Şekil 4.47 C1 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	71
Şekil 4.48 C2 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	72
Şekil 4.49 C3 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	72
Şekil 4.50 C4 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	73
Şekil 4.51 C5 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	73
Şekil 4.52 C6 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	74
Şekil 4.53 C7 Omuru açısız, X ve Y yönündeki yer değiştirme	74
Şekil 4.54 Baş ve omurların X ve Y yönündeki yer değiştirme.....	75
Şekil 4.55 Baş ve omurların açısız yer değiştirme	75
Şekil 4.56 İnsan başın ivmelenmesi	76
Şekil 4.58 C2 Omuru ivmelenmesi	76
Şekil 4.59 C3 Omuru ivmelenmesi	76
Şekil 4.60 C4 Omuru ivmelenmesi	77
Şekil 4.61 C5 Omuru ivmelenmesi	77
Şekil 4.62 C6 Omuru ivmelenmesi	77
Şekil 4.63 C7 Omuru ivmelenmesi	77
Şekil 4.64 12g arkadan çarpma darbesi LAB test ve simülasyon sonuçları[5].....	78

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Türkiye’de son beş yılda meydana gelen kaza ölü ve yaralı sayısı [25]	3
Tablo 2.2 Oluş şekillerine göre kaza dağılımı[25].....	5
Tablo 2.3 Omur boyutları ve kemik kalınlığı [2].....	14
Tablo 2.4 Boyun bölgesi bağ dokusu fonksiyonel anatomi özeti[2]	22
Tablo 2.5 Boyun omurları eklem hareket aralığı (ROM)[3]	25
Tablo 2.6 Boyun için AIS puanı tanımlamaları[2]	28
Tablo 4.1 Sisteme ait atalet ve kütle değerleri[5,7]	49

SEMBOL LİSTESİ

a	: İvme
V	: Hız
x, z	: Yer değiştirme (Deplasman)
θ	: Açısal Yer değiştirme
M, m	: Kütle
F	: Kuvvet
g	: Yerçekimi ivmesi
I	: Atalet Momenti
K, T	: Kinetik Enerji
V, P	: Potansiyel Enerji (Potansiyel fonksiyonu)
D	: Dissipasyon Fonksiyonu (Sönüm fonksiyonu)
L	: Lagrange fonksiyonu
k	: Lineer yay sabiti
c	: Sönümleyici sabiti
Q	: Genelleştirilmiş kuvvet
q_i	: Genelleştirilmiş koordinatları
t	: Zaman
δr	: Virtüel Yer değiştirme
δW	: Virtüel iş
ζ	: Sönüm Oranı
τ	: Periyot
ω_n	: Doğal frekans
ω	: frekans
$m.a$: momentum

ÖZET

İNSANDA BAŞ BOYUN MODELLENMESİ

Trafik kazalarında sürücü ve yolcularda meydana gelen baş-boyun sistemi yaralanmaları kalıcı yaralanmaların ve hatta ölümlerin temel sebebidir. Özellikle insan boyun yaralanmaları yıllardır önemli bir halk sağlığı sorunudur. Bu yüzden son yıllarda insan boyunun da meydana yaralanmalar ile çokça ilgilenilmektedir. Bu tezde baş ve boyun yaralanmalarına neden olan mekanizmalar açıklanmaya çalışılmakta, baş ve boyunun sistemi matematiksel modeller kullanılarak simüle edilmektedir.

Matematiksel modeller, boyun incinme mekanizmalarının daha iyi anlaşılmasına yardımcı olurken, etik problemlere neden olan kadavra, gönüllü ve hayvan kullanımına alternatif bir metottur. Bu modeller daha ucuz, daha az zaman harcayan, verimli, daha detaylı sonuçlar ve birçok farklı çarpışma simülasyonunun sonucunu tahmin etmeye uygundur.

Bu çalışmada, insan baş ve boyun modeli iki boyutlu olarak modellenmiş ve model baş, yedi adet boyun omur (C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7) ve bir adet gövde omurundan (T1) meydana gelmiştir. Her omur ve baş üç serbestlik dereceli olup insan baş-boyun sisteminin matematiksel modeli yirmi dört serbestlik derecelidir. Baş ve omurlar rijit kütleler olarak, yumuşak dokular ise (omurlar arası diskler, faset eklemi, bağ doku ve kaslar) geleneksel mekanik bağlantılar olan yay ve sönümleyici elemanlar kullanılarak modellenmiştir. İnsan boyun omurlarının eylemsizlik özellikleri ve kütlesi literatürden alınmıştır. Başlangıçtaki boyun eğriliği başlangıç koşulları verilerek şekillendirilmiştir. Yumuşak dokular için kullanılan yay katsayıları moment-açı grafiğinden alınmıştır. Sönüm katsayıları da nonlineerdir. Böylece, kas davranışları sisteme yansıtılmaya çalışılmıştır. Matematiksel modelin elde edilmesinde Lagrange yöntemi kullanılmıştır.

Matematiksel modelde güvenilir sonuçlar elde edilmesi yaralanmaların seviyesinin ve nedenlerinin belirlenmesine ve anlaşılmasına yardımcı olacaktır. Bu sonuçlar, daha iyi

yaralanma engelleyici sistemler ve daha güvenli koltuklar geliştirilmesinde kullanılabilir.

SUMMARY

MODELING OF HUMAN HEAD NECK

Injuries to the head- neck system of divers and passengers in car accidents have been a major cause of permanent disabilities or even death. Especially injuries to the human neck have been a significant public health problem for many years thus injuries on human neck have received substantial attention in recent years. The mechanisms that cause injuries to the head and the neck , are tried to be explained and simulated using mathematical models of the head and the neck.

Mathematical models which can contribute to a better understanding of neck injury mechanisms, are alternatives to cadavers, volunteers and animals which raised ethical questions. These models are cheaper, less time consuming, yield substantial and more detailed results and are capable of predicting many different crash simulations.

In this study, the physical model is modelled as two dimensional and is composed of a head, seven neck vertebrae and a body vertebrae representing T1. Each vertebrae and head have three degrees of freedom so physical model of the human head-neck system has with 24 degrees of freedom.

The head and vertebrae are modelled as rigid bodies and soft tissues (intervertebral discs, facet joint, ligament and muscles) are modelled with conventional mechanical joint as massless spring and damper elements.

Inertial properties and mass of the human neck vertebrae are taken from literature. The initial neck curvature is shaped by giving initial conditions. Spring coefficients for soft tissues are derived from the nonlinear torque versus angle graphic and damping coefficients are nonlinear so muscle behaviour will be reflected to the system. Because of its systematic structure, Lagrange method is used while deriving the mathematical model.

Getting reliable result from mathematical model will help understanding and determining cause and level of injuries. This result will be used to develop better restraint systems, safer seats.

1. GİRİŞ

Ülkemizde ve dünyada meydana gelen kazalar sonucu her yıl binlerce insan hayatını kaybetmekte ve on binlerce insan ise yaralanmaktadır. Kazalar sonucu yok olan, parçalanmış aileler ve hayatını sakat olarak devam ettirmek zorunda kalan insanlar olayın sosyal boyutunu oluştururken, kazalar sonucu meydana gelen maddi hasarlar ve yaralıların tedavisi olayın maddi boyutunu ortaya koymaktadır.

Dünya sağlık örgütüne göre trafik kazaları önemli bir halk sağlığı sorunu olarak görülmektedir. Kazalarda sürücünün kafa, beyin ve boyun incinmeleri kalıcı sakatlıkların ve hata ölümlerin en önemli kaynaklarından biridir. Trafik kazalarında meydana gelen boyun incinmeleri genelde arkadan çarpmalar sonucu oluşmaktadır. Birçok boyun incinmesi, önemsiz olmalarına rağmen uzun süreli şikayetlere neden olmaktadır. Bu incinmeler genelde kırbaç darbesi (whiplash) yaralanması olarak tanımlanmaktadır. Kazalar sonucu meydana gelen boyun yaralanmalarının nasıl meydana geldiği tam olarak anlaşılabilir değildir. Deneyler ve sayısal metotlar kullanılarak boyun incinmesinin nedenleri daha iyi anlaşılmasına çalışılmaktadır.

Bu tezde matematiksel model geliştirilerek trafik kazalarında insan kafası ve boyununun dinamik hareketleri belirlenmeye çalışılmaktadır. Bu model meydana getirilirken bir paket program kullanılmıştır.

Tezin ikinci bölümünde Karayolları Genel Müdürlüğü'ne göre Türkiye'de 2003 ile 2007 yılları arasında meydana gelen kazalar ve nedenleri incelenmiştir. Ayrıca kırbaç darbesi benzeri hareketin ayrıntılı tanımlaması yapılmış ve literatürde bu konu ile ilgili daha önce yapılan çalışmalara yer verilmiştir. İkinci bölümüm sonunda insan boyununun anatomik yapısı incelenmiştir.

Tezin üçüncü bölümünde meydana getirilecek baş-boyun fiziksel modelinde kullanılacak olan "Lagrange Denklemleri" nin çıkarılması anlatılmıştır. Daha sonra

matematiksel olarak modellenmiş olan fiziksel baş-boyun modeli bir paket program ile simüle edilmiştir.

Tezin son bölümünde ise, simülasyon sonucunda elde edilen veriler ile literatürde mevcut bulunan deney ve çeşitli programlarla yapılmış simülasyon sonuçları kıyaslanıp modelin güvenirliği sorgulanmıştır.

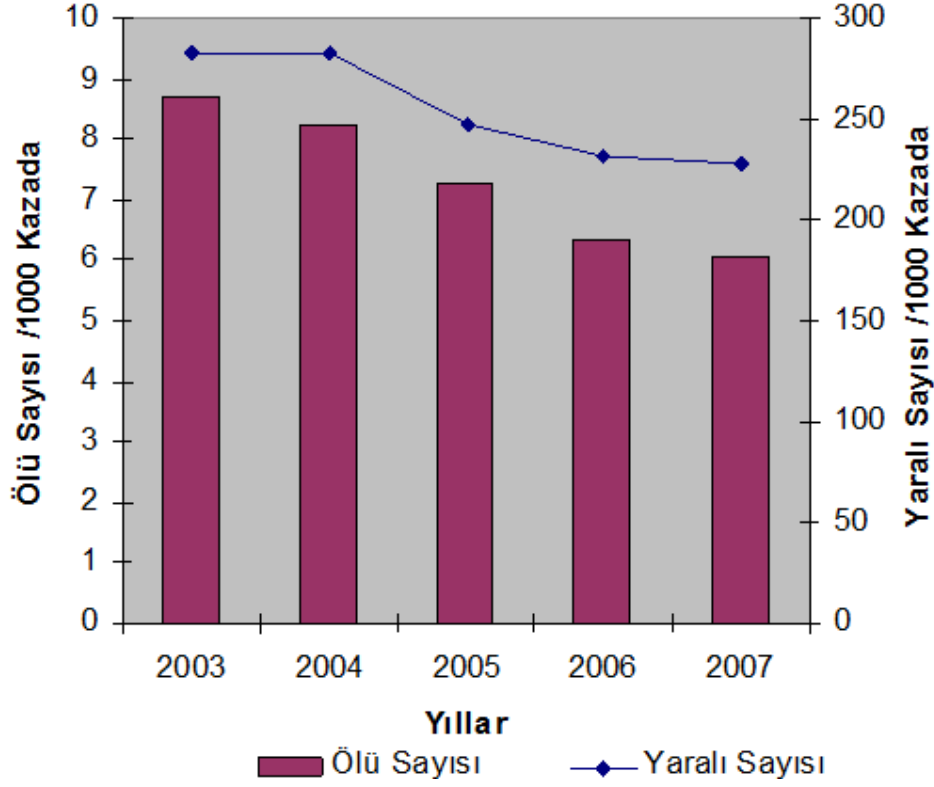
2. GENEL KISIMLAR

Tüm dünyada olduğu gibi Türkiye’de de trafik kazaları sonucu yaralanma ve ölüm çok ciddi bir sorundur. Karayolları Genel Müdürlüğü’nün 2009 yılında yayınladığı 2007 yılı trafik kazaları özet raporuna göre her yıl yedi yüz binden fazla kaza meydana gelmektedir. Bu kazaların % 20’si yaralanmayla ve yaklaşık 4500 kişinin hayatını kaybetmesi ile sonuçlanmaktadır. 2003 ile 2007 yılları arasında meydana gelen kazalarda yıllık ortalama 1.03 milyar TL maddi kayıp meydana gelmiştir. Türkiye’de meydana gelen kazalardaki ölü ve yaralı sayısı en çok Haziran-Ağustos ayları arasında artış göstermekte olup bu kazaların büyük bir çoğunluğu şehir içinde meydana gelmektedir. 2003 ile 2007 yılları arasında Türkiye’de meydana gelen kazalar Tablo 2.1 de verilmiştir.

Tablo 2.1 Türkiye’de son beş yılda meydana gelen kaza ölü ve yaralı sayısı [25]

		2003	2004	2005	2006	2007
KAZA	Şehir İçi	373531	436187	502682	586769	665458
	Şehir Dışı	48771	58664	67737	77771	83998
	Kırsal Kesim	33365	42533	50764	64216	76127
	Toplam	455667	537384	621183	728756	825583
ÖLÜ	Şehir İçi	973	1128	1159	1155	1219
	Şehir Dışı	1845	1954	2056	2210	2240
	Kırsal Kesim	1148	1346	1310	1268	1545
	Toplam	3966	4428	4525	4633	5004
YARALI	Şehir İçi	59355	67693	77843	85267	96081
	Şehir Dışı	35969	41988	46142	49957	53050
	Kırsal Kesim	33365	42533	30109	33326	39243
	Toplam	128689	152214	154094	168550	188374

Meydana Gelen 1000 Kazadaki Ölü ve Yaralı Sayısı



Şekil 2.1 Her 1000 kazada meydana gelen ölü ve yaralı sayısı

Şekil 2.1’de Türkiye’deki kazalarda meydana gelen yaralı ve ölü sayısı daha net gösterilmektedir. Trafik kazalarında meydana gelen ölü ve yaralı sayısı 2003–2007 yılları arasında azalma göstermektedir. Bu azalmanın temel nedenleri trafikte bulunan araçların daha güvenli üretilmesi, düzenli alkol kontrolü, insanların kurallar konusunda bilinçlendirilmesi, karayollarında yapılan düzenlemeler ve karayollarındaki düzenli hız kontrolleri sayılabilir. Türkiye’de meydana gelen kazaların oluşumunda insan faktörü (sürücü, yaya ve yolcu) % 99,78 kusur payı ile birinci dereceden etkilidir. İnsan faktörünün içinde ise kusur payı ortalama % 97,744 ile en büyük kusur payı sürücü kusurlarıdır. Bu oranın bu kadar yüksek olması meydana gelen kazaların azaltılmasında en büyük faktörün sürücü eğitimi ve bilinçlendirmesi ile elde edileceğini göstermektedir.

Tablo 2.2 Oluş şekillerine göre kaza dağılımı[25]

KAZA OLUŞ ŞEKİLLERİ	KAZALAR					
	ŞEHİRİÇİ	%	ŞEHİRDİŞİ	%	TOPLAM	%
Çarpışma	27496	40,3	5852	21,37	33348	34,88
Arkadan Çarpışma	6376	9,35	3369	12,3	9745	10,19
Duran Araca Çarpma	2762	4,05	490	1,79	3252	3,4
Sabit Cisme Çarpma	5954	8,73	2160	7,89	8114	8,49
Yayaya Çarpma	16106	23,61	1246	4,55	17352	18,15
Hayvana Çarpma	232	0,34	283	1,03	515	0,54
Devrilme	4523	6,63	5745	20,97	10268	10,74
Yoldan Çıkma	4133	6,06	8070	29,46	12203	12,76
Araçtan Düşen İnsan	529	0,78	105	0,38	634	0,66
Araçtan Düşen Cisim	110	0,15	72	0,26	182	0,19
Toplam	68221	100	27392	100	95613	100

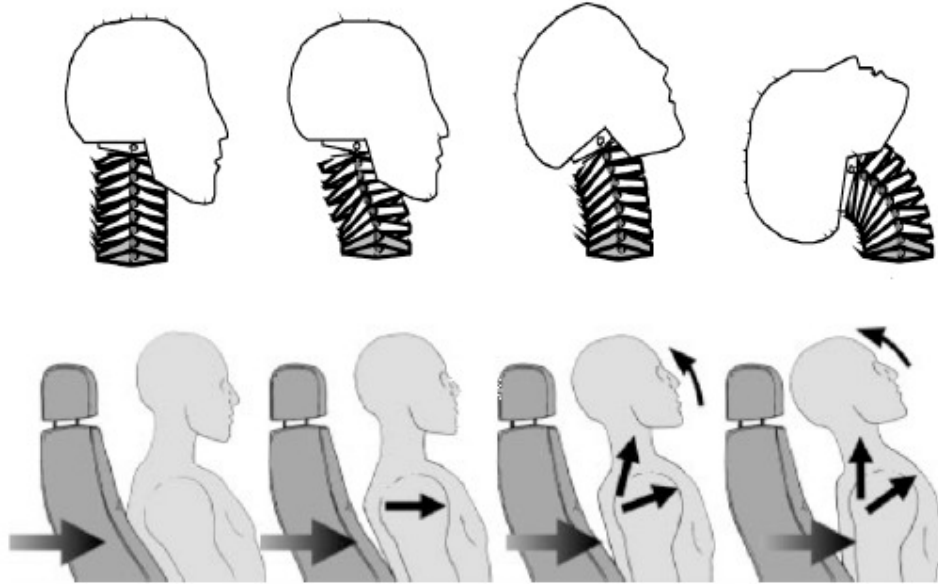
Tablo 2.2’de 2007 yılında meydana gelen kazaların oluş şekilleri gösterilmektedir. Çarpışma kazalarının temel nedeni sürücülerin öndeki taşıtı geçerken uyulması gereken trafik kurallarına uymaması ve şerit ihlalleri sonucu meydana gelen kazalardır. Bu kazalar trafik kurallarına uyulması ile önlenabilir. Yayaya çarpma kazaları ise daha çok yayaaların kusurlu hareketleri sonucu meydana gelmektedir. Bu tip kazalar ise kısmen engellenebilir kazalardır. Devrilme tipi kazalarda can kaybının önemli bir nedeni üzeri açık araçlarda veya eşyaların üzerinde yolcu taşınmasından meydana gelmektedir. 2007 yılında meydana gelen kazaların büyük bir kısmında aşırı hız, doğrudan veya dolaylı olarak öne çıkan önemli bir nedendir. Şekil 2.2’de kütlesi aynı olmak koşulu ile hızın az miktarda artmasının çarpışmada etkileyecek olan kuvvette nasıl anlamlı bir farklılık yarattığı gösterilmektedir.



Şekil 2.2 Kendini frenle kampanyasında kullanılan afiş [11]

2.1. KIRBAÇ DARBESİ BENZERİ HAREKET

Kırbaç darbesi, esnek bağlantılı sistemlere darbe uygulandığında meydana gelmektedir. Araç güvenliğinde ve klinik alanda bu hareket baş-boyun sisteminin hızlanma-yavaşlama hareketi olarak tanımlanmakta olup hareket sonrasında boyun yaralanmaları meydana gelmektedir. Kırbaç etkisi önden, arkadan, yandan çarpışmalarda ile bunların birleşimi olan çarpışmalar sonucu meydana gelmektedir [5].



Şekil 2.3 Kırbaç hareketi [12][13]

Kırbaç etkisi yaralanmaları için en büyük risk, şehir trafiğindeki gibi düşük hızlarda meydana gelen arkadan çarpmalarda kazalarıdır. Şekil 2.3'te kırbaç mekanizması gösterilmektedir. Araca arkadan gelen başka bir araç çarpar, çarpışmanın etkisi ile koltuk arkılığı öne doğru ivmelenir. Yolcu ise koltuk arkılığından uygulanan kuvvetin etkisi ile öne doğru itilir. Kafa ise arkaya doğru hareket eder. Bu durumda gövdeye göre üst boyun bölümü bükülme (fleksiyon) hareketi yaparken alt boyun bölümü ise genişleme (ekstansiyon) hareketi yapar. Boyun kısmına yandan bakıldığında S-Şekilli bir eğri oluşturur. Bu olay esnasında T1 omurunun dikey yönde yer değişimi meydana gelir. Üst ve alt boyun bölümleri limitlerine ulaştığında kafa arkaya doğru hareket etmeye başlar. Alt ve üst boyun kısımları eş zamanlı hareket ederek boyunun C- Şekilli bir eğri oluşmasını sağlamaktadır. Bu hareket kafa, koltuk kafalığına temas edene kadar devam eder ve kafanın whiplash-ekstansiyonu olarak adlandırılır.

Ekstansiyon hareketi sonrası baş boyun sistemi başlangıç pozisyonuna döner ve baş boyun sistemi gerilmiş boyun kasların oluşturduğu kuvvetle fleksiyon hareketi yapar. Kırbaç etkisi mekanizması önden ve arkadan çarpma olaylarında uzun yıllardır ayrıntılı olarak incelenmektedir. Fakat kırbaç etkisi mekanizması tam anlamıyla açıklığa kavuşturulamamıştır. Bu mekanizma birçok hipotez ile açıklanmaya çalışılmıştır. Bu hipotezlerden biri olan primatlar üzerinde koltuk kafalığı kullanılmadan yapılan çalışmada arkadan çarpışmalarda baş boyun ekstansiyon hareketi 90 dereceyi aşmıştır. Bu harekete boyunun hiperekstansiyonu denir. Boyunun hiperekstansiyon hareketinin yaralanmalara neden olabileceği ortaya atılmıştır [2]. Bazı teorilerde kırbaç etkisiyle meydana gelen yaralanmaların ekstansiyon hareketinin başlangıç aşamasında olduğu düşünülmektedir. Grauner'e göre omurlar arasında meydana gelen hareketin fizyolojik sınırların aşması durumunda potansiyel yumuşak doku hasarları oluşabilmektedir. Penny'nin çalışmasına göre S-Şeklinin olduğu aşama yaralanma aşaması olarak tanımlanır. Aldman hipotezi ise kamçı hareketi esnasında merkezi sinir sisteminde meydana gelen basınç değişimi boyun yaralanmaları için bir sebep oluşturabilmektedir. Svensson domuzlar üzerinde yaptığı çalışmalar ile Aldman hipotezini doğruluğunu kanıtlamıştır. Van der Horst, De Jager modelini iyileştirip sonlu elemanlar yöntemini kullanarak baş boyun sistemini üç boyutlu olarak modellemiş, JARI, LAB ve AZT laboratuvarlarında yaptığı testlerle elde ettiği sonuçlarla oluşturduğu model ile elde ettiği veriler arasındaki uygunluğu belirlemiştir.

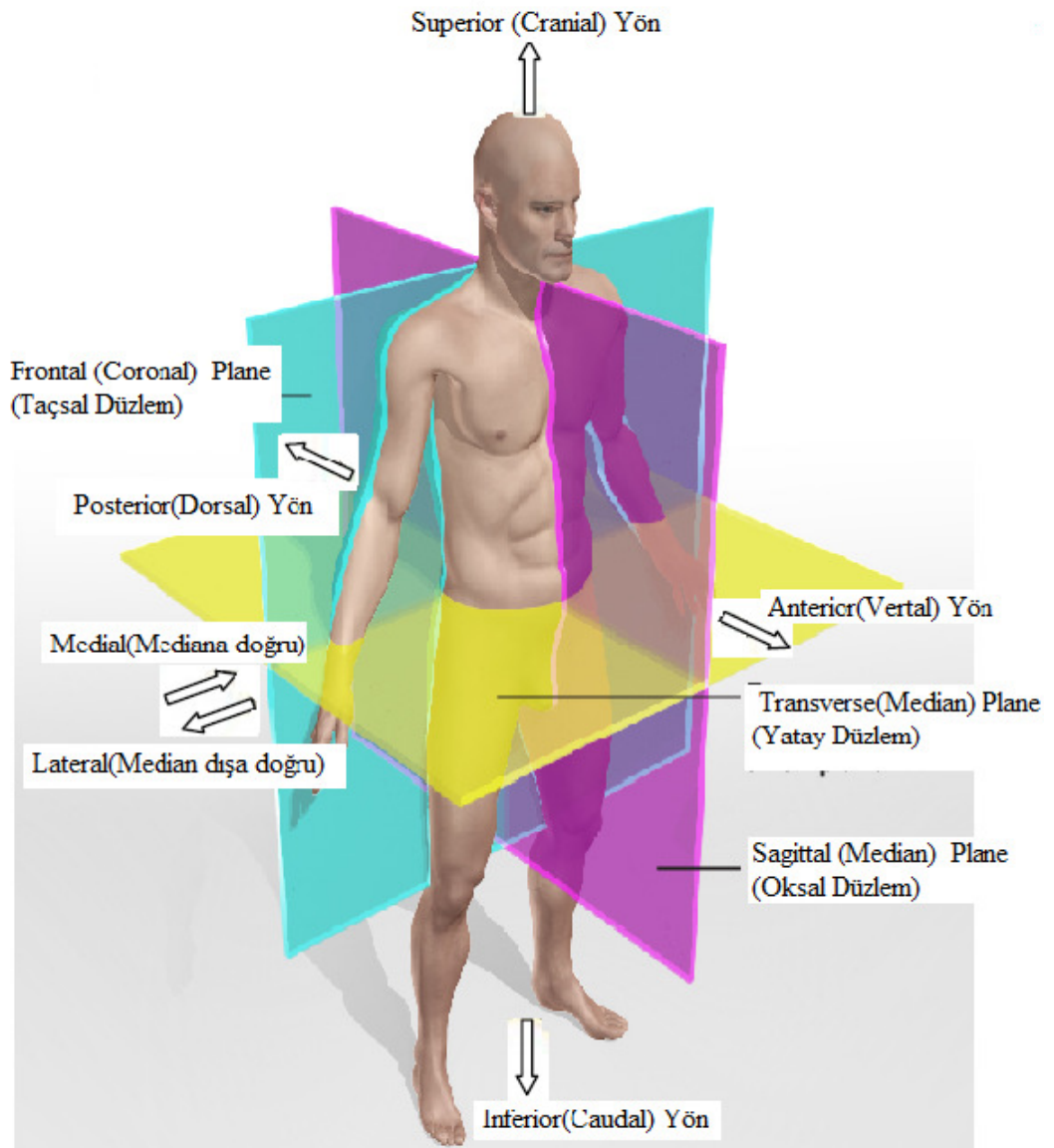
Kamçı etkisi sonucu oluşan yaralanmalarda meydana gelen ekonomik kayıplar yalnızca kaza sonucu meydana gelen araç hasarlarını değil aynı zamanda tıbbi bakımı, sakat kalmayı, hastalık izinlerini ve çalışma verimi kaybını da içermektedir. Kamçı etkisi sonucu oluşan omurga hasarları Amerika'da yıllık 2,7 milyar \$, Avustralya'da yıllık 540 milyon \$ ve İngiltere'de yıllık 1 milyar £ maddi kayba neden olmaktadır. Yıllık 1 milyondan fazla Avrupa vatandaşı boyun yaralanmalarından dolayı zarar görmekte ve en az 10 milyar € sosyal kayba uğramaktadır [12].

2.2. FONKSİYONEL ANATOMİ

Anatomi, vücut bölümlerinin yapısını ve gelişimini inceleyen bir bilim dalıdır. Bu bilim dalı, vücut bölümlerinin yapısı ve biçimleri ile ilgilendiği için, Morfoloji'nin bir alt grubu veya bölümü olarak kabul edilmiştir. Fonksiyonel anatomi ise anatomi ile onun fonksiyonu arasındaki ilişkidir. Organların fonksiyonlarını ele alıp inceleyen ve bu konuda araştırmalar yapan bilim dalı ise fizyolojidir. Anatomi, fonksiyonel anatomi ve fizyoloji, biyomekanik dalı için önemlidir. Terimlerin ve tariflerin daha rahat ve kolay anlaşılması için kullanılan anatomi ile ilgili özel tabirler öğrenilerek konu daha rahat ulaşılabilecektir. İlk olarak bu terimler açıklanacaktır.

Şekil 2.4'te görüldüğü gibi anatomik tanımlamalar insan vücudunu tasarlanmış kesitlere ayıran üç hayali düzleme dayanmaktadır. İnsan vücudu iki yanlı (bilateral) simetrik yapı olarak kabul edilir ve medyan (orta) bir düzlem ile iki kısma ayrılabilir. Medyan düzleme paralel olan ve bu düzlemin her iki yanında yer alan düzlemlere sagittal düzlem adı verilir.

Vücudun uzun eksenine dik olarak oluşmuş düzlem yatay (transvers) düzlem adını alır. Alına paralel geçen düzlemlere ise frontal düzlem adı verilir. Medyan düzlem düşünüldüğünde, bu düzlemden daha yanda bulunan (dıştaki) vücut bölümüne "lateral" denir. Medyan çizgiye doğru yer alan kısım ise "medyal" olarak adlandırılır.

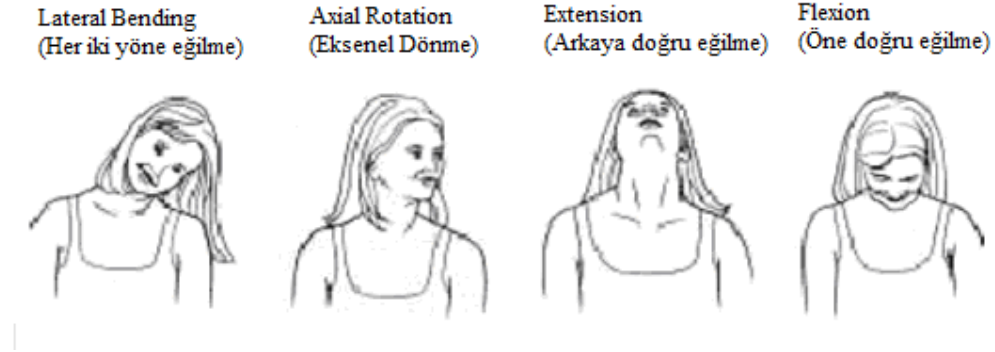


Şekil 2.4 Anatomik düzlemler [2]

Vücut bütünü içinde, baş (cranium) tarafına doğru yapılan tariflerde "cranial" veya "superior" terimi kullanılır. Buna karşılık, aşağıya doğru veya hayvanlarda kuyruk istikametinde (cauda) yapılan tariflerde "caudal" veya "inferior" kelimeleri kullanılır. Öne doğru (karın yönünde) "ventral" veya "anterior" terimleri kullanılır. Arkaya (sırt, dorsum) doğru ise "dorsal" veya "posterior" terimleri kullanılarak tarifler yapılır.

Kafa boyun sisteminin yaptığı dört temel hareket fleksiyon (öne doğru eğilme), ekstensiyon (arkaya doğru eğilme), Lateral eğilme (her iki yöne eğilme) ve aksenel (Axial rotation)dönmedir. Her iki yöne eğilme taçsal düzlemde (frontal plane) anterior-

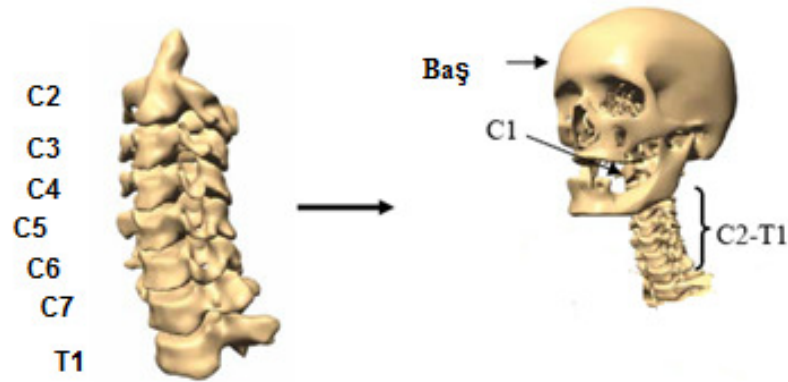
posterior eksenini etrafında dönme hareketidir. Eksenel dönme hareketi ise yatay düzlemde (transverse plane) superior-inferior eksen boyunca dönme hareketidir. Fleksiyon (öne doğru eğilme) ve ekstensiyon (arkaya doğru eğilme) ise Oksal Düzlemde (Sagittal (Medyan) Plane) lateral-medial yön boyunca dönme hareketi olarak tanımlanmaktadır. Şekil 2.5'te boyun yaptığı temel hareketler gösterilmiştir.



Şekil 2.5 Baş boyun sisteminin temel hareketleri [2]

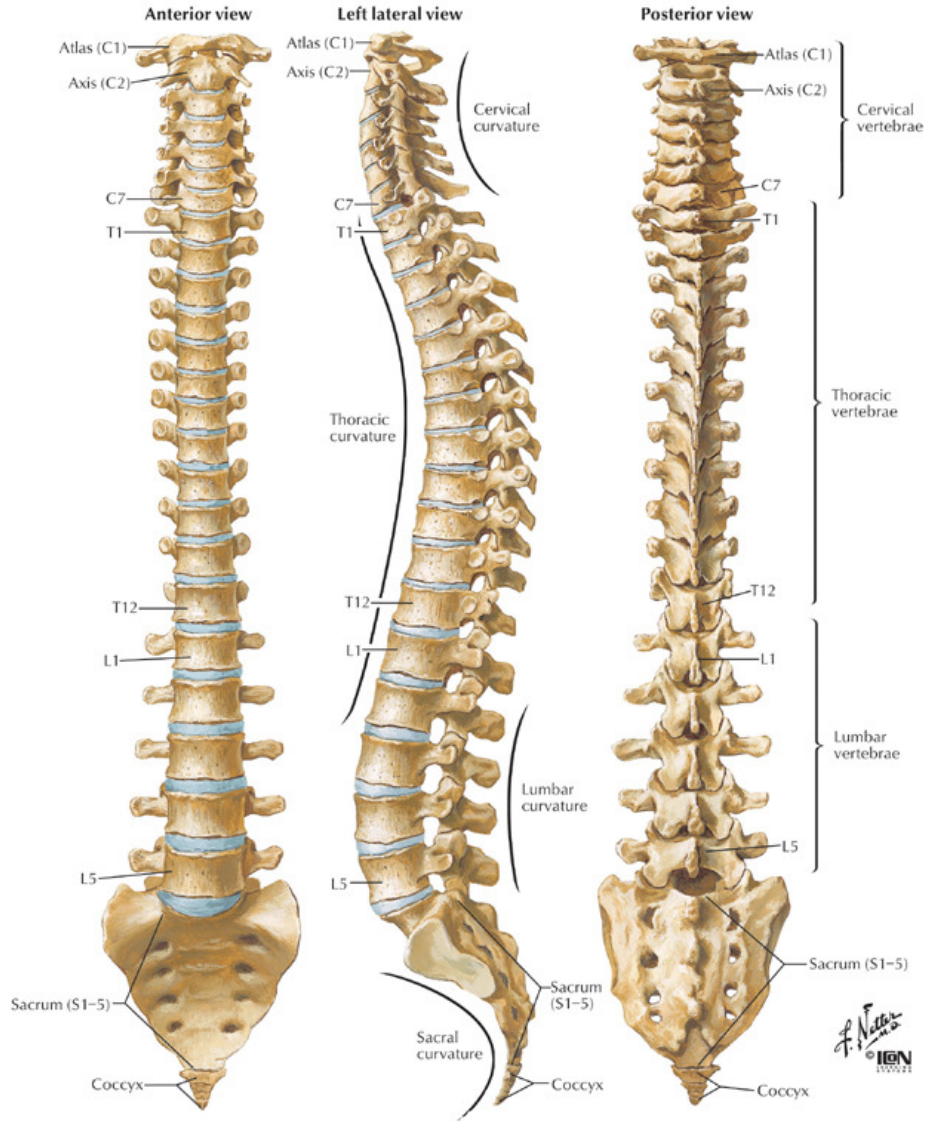
2.2.1. Omur

Omur yani vertebra omurgayı oluşturan temel kemikli yapılardır. Omurga 33 omurdan meydana gelir ve bulunduğu bölgeye göre isimlendirilirler. Şekil 2.7'de omurganın kısımları gösterilmektedir. Yukarıdan aşağıya doğru ilk 7 tanesi vertebrae cervical (boyun omurları C1-C7), 12 adet vertebrae thoracica (göğüs omuru T1-T12), 5 adet vertebrae lumbales (bel omuru L1-L5), 5 adet os sacrum (sağrı kemiği S1-5) ve 4 adet os coccygis (kuyruk sokumu kemiği) omurlarından meydana gelir.



Şekil 2.6 Baş-boyun sistemi[6]

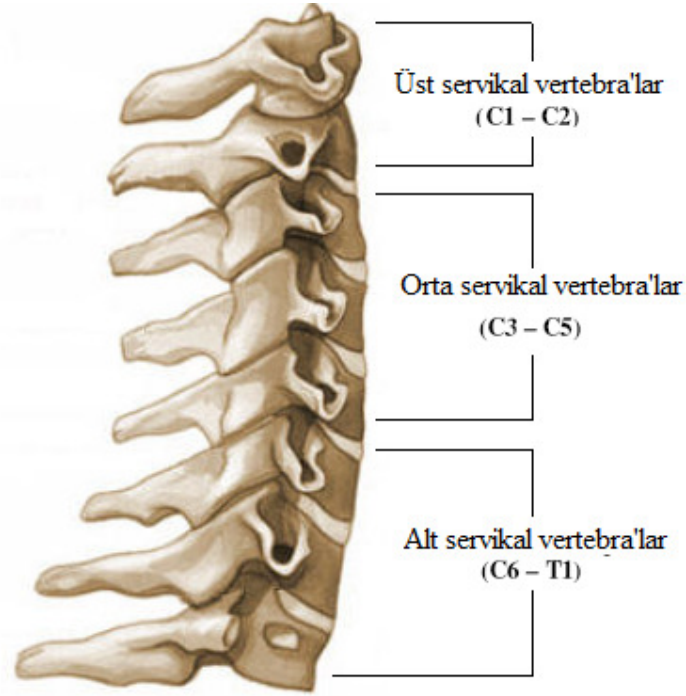
Omurga kafadan başlayarak kuyruk sokumuna kadar devam eder ve omurlar arasında omurlar arası disk denilen omurların birbirine sürtünmesini engelleyen jöle kıvamında yastıkçıklar bulunmaktadır. Disklerin görevi, üzerine düşen yük miktarını dengeli olarak alt seviyelere iletmektir. Fakat istisna olarak üst boyun omurlarından C1& C2, os sacrum ve coccyx omurları arasında disk bulunmamaktadır.



Şekil 2.7 Omurga sistemi [8]

Boyun bölümü yedi adet omurdan meydana gelmektedir. Boyun genel olarak üç kısma ayrılır. Bunlar üst servikal vertebra (C1 ile C2), orta servikal vertebra (C3 – C5), alt servikal vertebra (C6 – T1)'dir. İlk thoracica vertebra (göğüs omuru) T1 genel olarak

servikal vertebralarna dahil edilmektedir. Çünkü T1 omuru C7 omuruna bağlanarak alt servikal vertebrayı meydana getirir. Şekil 2.8'de bu bölge daha detaylı görülmektedir.



Şekil 2.8 İnsan boynunun kısımları [2]

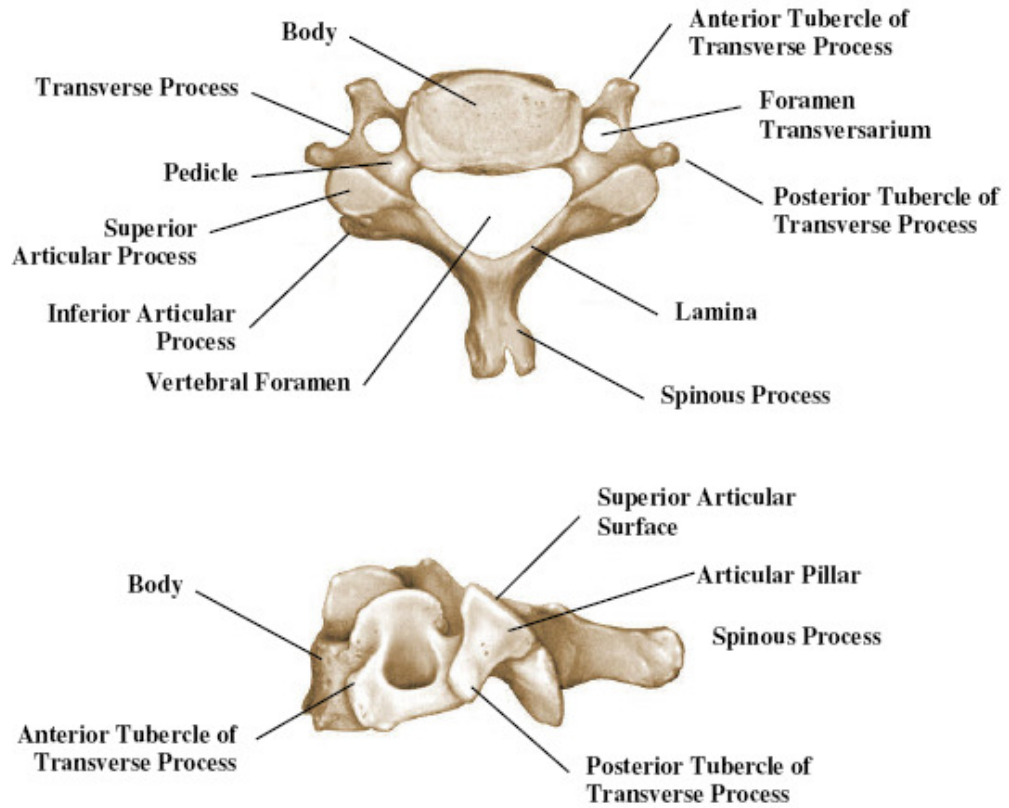
2.2.2. Omurun Anatomik Yapısı

Genel olarak incelendiğinde "düzensiz şekilli kemikler" grubuna sokulan omurlar, birinci ikinci servikal vertebra, os sacrum ve coccygis dışında ortak bir anatomik yapıya sahiptir[5]. Tipik bir omur iki temel yapıdan meydana gelir. Bunlar anterior kısım (vertebranın gövdesi) ve posterior kısım (kemer (arcus vertebrae) ve bazı çıkıntılardan(processus))'dır. Tipik bir omurda, omur kemerinden çıkan 7 adet çıkıntı bulunur. Bunlardan 4 tanesi sağ-sol processes articularis, 1 adet process spinosus ve 2 adet process transversus'dir.

Arcus vertebrae, omurun arka bölümünü meydana getiren kavisli bir yapı olup corpora sağ-sol iki pedikül (Pediculus arcus vertebrae) ile bağlanır. Arcus vertebrae'nin özde levha şeklindeki arka kısmını sağ-sol laminalar (lamina arcus vertebrae) oluşturur.

Vertebrae corporu ile omur kemeri arasında foramen vertebrale (omur deliği) olarak adlandırılan bir açıklık oluşur. Omurgada, üst üste oturan omurlardaki foramen vertebrale'ler birleşerek canalis vertebralis (vertebral kanal)'i meydana getirirler. Vertebral kanal içinde omurilik yer alır.

Pediküllerde bulunan çentikler (incisura vertebralis superior et inferior) omurgada intervertebral delikler şeklinde organize olurlar. Bu deliklerden spinal sinirler ve ilgili damarlar geçer.



Şekil 2.9 Orta ve alt omur anatomik yapısı[2]

Corpus vertebrae (vertebra gövdesi), kısa silindir şeklinde olup omurun ön bölümünü oluşturur. Vücut ağırlığını destekleyen omur cisimleri ikinci boyun omurundan sakrum'a doğru kademeli bir şekilde büyür. Presakral tipik omurlardan üçüncü servikal omur en küçük, beşinci lumbal omur en büyük gövdeye sahiptir. Corpus vertebrae'lerin üst ve alt uçları orta bölüme nazaran daha geniştir. Pürtüklü ve geniş olan bu uçlar omurlar arasındaki fibro-kartilaginöz yapılar (discus intervertebralis) ile eklemleşir

corpus vertebrae'nin ön ve arka yüzünde damarların geçtiği küçük delikler görülür. Üst servikal vertebra da diğer insan omurlarına benzemeyen iki adet omur (C1, C2) bulunmaktadır. C1 omuruna atlas ve C2 omuruna ise axis denir. Atlasın gövdesi ya da spionus processes bulunmamaktadır. Corpus vertebrae ve processus spinosus'u yoktur. C2 (axis) ile eklem yaptığında, dens axis, atlas'ın korpusu yerine geçer. Atlas'ta eklem yüzlerinin bulunduğu bölüme massa lateralis atlantis denir. Üstteki eklem yüzü facies articularis superior'a condylus occipitalis oturur. Facies articularis superior'un iç tarafına transvers olarak tutunan lig. transversum atlantis, atlas'ta foramen vertebrale'yi ikiye ayırır. Öndeki geçitten, dens axis, arkadaki geçitten ise medulla spinalis geçer.

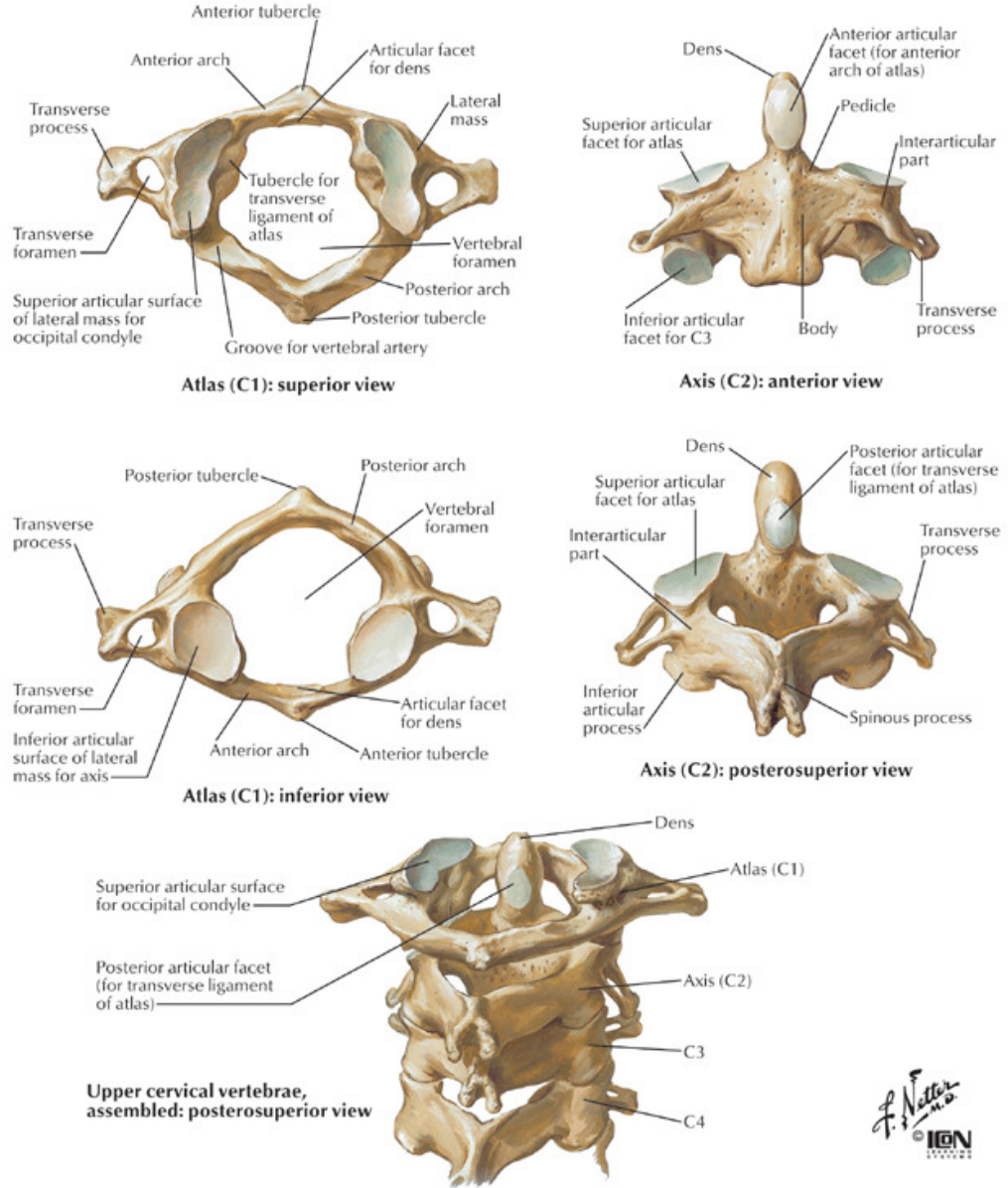
Massa lateralis'lerin ucunda yer alan processus transversus'larda tuberculum anterius ve posterius'lar birleşmiştir. Massa lateralis'leri önde birleştiren, arcus anterior atlantis, arkada birleştiren ise arcus posterior atlantis'ten daha kısadır.

Arcus anterior atlantis'in ön yüzünün ortasında tuberculum anterius yer alır, arka yüzünde fovea dentis bulunur ve buraya dens yerleşir.

Tablo 2.3 Omur boyutları ve kemik kalınlığı [2]

Omurun Boyutları	C2	C3	C4	C5	C6	C7
Omur Cismi Derinliği						
Üst (Superior)	12.6 mm	14.8 mm	15.5 mm	15.5 mm	16.0 mm	16.4 mm
Alt (Inferior)	15.3 mm	15.6 mm	15.8 mm	16.1 mm	16.6 mm	16.3 mm
Omur Cismi Yüksekliği						
Ön (Anterior)	19.0 mm	14.1 mm	13.4 mm	12.7 mm	13.0 mm	14.6 mm
Arka (Posterior)	16.6 mm	14.5 mm	13.9 mm	13.8 mm	13.9 mm	14.9 mm
Omur Cismi Genişlik						
Üst (Superior)		15.8 mm	17.2 mm	17.5 mm	18.5 mm	16.8 mm
Alt (Inferior)	17.5 mm	17.2 mm	17.0 mm	19.4 mm	22.0 mm	23.4 mm
Spinous Process Uzunluğu	33.7 mm	29.6 mm	30.3 mm	28.5 mm	34.2 mm	45.7 mm
Spinous Process Genişliği	52.6 mm	50.3 mm	48.5 mm	46.4 mm	49.5 mm	66.6 mm
Kortikal Kalınlık						
Ön (Anterior)		0.51 mm	0.55 mm	0.62 mm	0.66 mm	0.70 mm
Arka (Posterior)		0.41 mm	0.41 mm	0.44 mm	0.49 mm	0.48 mm
Endplate(son plak) Kalınlığı						
Üst (Superior)		0.63 mm	0.62 mm	0.55 mm	0.63 mm	0.60 mm
Alt (Inferior)		0.58 mm	0.56 mm	0.62 mm	0.65 mm	0.67 mm

Corpus vertebrae üzerindeki dens axis (processus odontoideus), atlasın arcus anterior'u ile lig. transversum atlantis arasında yerleşir. Axis ön yüzünde m. longus colli'nin yerleştiği oluk yer alır. Lig. longitudinale anterior ön orta çizgide, lig. longitudinale posterior ve tektorial membran orta çizgide tutunur.

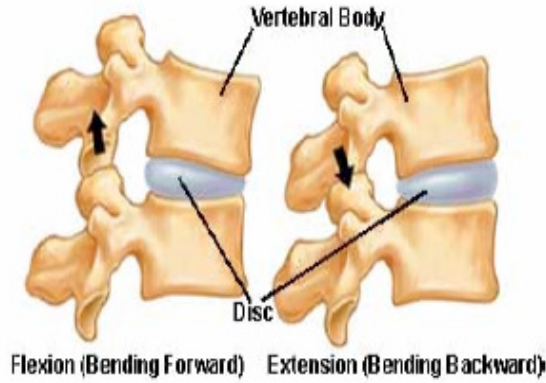


Şekil 2.10 Üst boyun sistemi [8]

Pedikül, lamina ve proc. spinosus, diğer servikal omurlardan daha kalındır. Pedikül ve laminaya lig. flavum tutunur. Processus spinosus'u geniş ve sağlamdır, ucu çatallıdır. Buraya m. rectus capitis inferior, m. rectus capitis posterior majör, lig. nuchae, m. semispinalis, m. spinalis cervicis, m. interspinalis ve m. multifidus tutunur.

Processus transversus'lar küçüktür ve uçlarında tek tuberkül bulunur. Bu tuberküle m. levator scapulae ve m. intertransversus tutunur.

Yirmi altı adet omur birbirlerine, discus intervertebralis (Omur arası disk) olarak adlandırılan fibro-kartilaginöz yapılar ve bağlarla birbirlerine bağlanmışlardır. Omur ve disklerin kalınlıkları boyundan sakruma doğru kademeli bir şekilde artar. Yetişkin bir erkekte yaklaşık 71 cm olan omurga boyu, yetişkin kadında 61 cm. kadardır. Bu uzunluğun 1/4'ü diskler, 3/4'ü omurlar tarafından oluşturulur. Yetişkinde sakrumun üzerinde kalan 24 hareketli omur presakral omurlar (gerçek omurlar) olarak adlandırılır.



Şekil 2.11 Fleksiyon (Öne doğru eğilme), ekstensiyon (arkaya doğru eğilme) hareketi[24]

2.2.3. Omurun Fizyolojisi

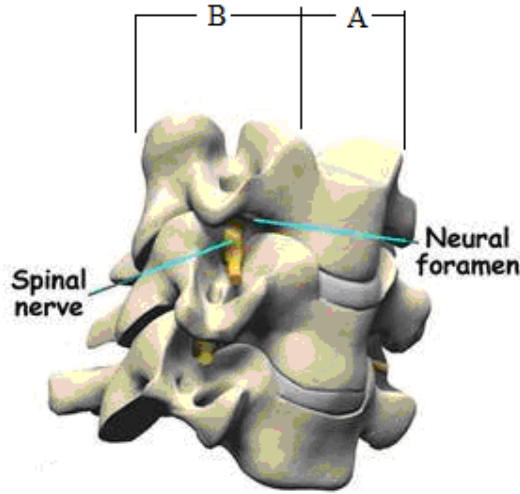
Omurgaya uygulanan en önemli fizyolojik yük aksel basınçtır. Gövdenin üç düzlemde hareketini sağlayan omurga, kollar ve bacaklar arasındaki bağlantıyı oluştururken, içinde yer alan omuriliği dış etkilere karşı korumaktadır.

İki komşu omur ve bu omurlar arasındaki yumuşak dokuya “hareket segmenti” denir. Her fonksiyonel birim, tam işlev için gerekli tüm yapıları barındırmaktadır. Birimin herhangi bir bölümünde ortaya çıkan bir sorun tüm sistemin çalışmasını bozar. Şekil

2.12’de gösterildiği gibi fonksiyonel birimin ön ve arka hareket segmenti olmak üzere iki bölümden meydana gelir.

Ön segment, temel olarak yük taşıma, şok absorbe etme özelliğine sahiptir. İki omur cismi, intervertebral disk ile longitudinal ligamentlerden (bağ doku) oluşur.

Arka segment, üst üste gelmiş iki omur arası, intervertebral eklemler ile bağlarından meydana gelmektedir.



Şekil 2.12 Hareket segmentleri A) Ön segment B) Arka segment [17]

2.2.4. Omurlar arası Disk

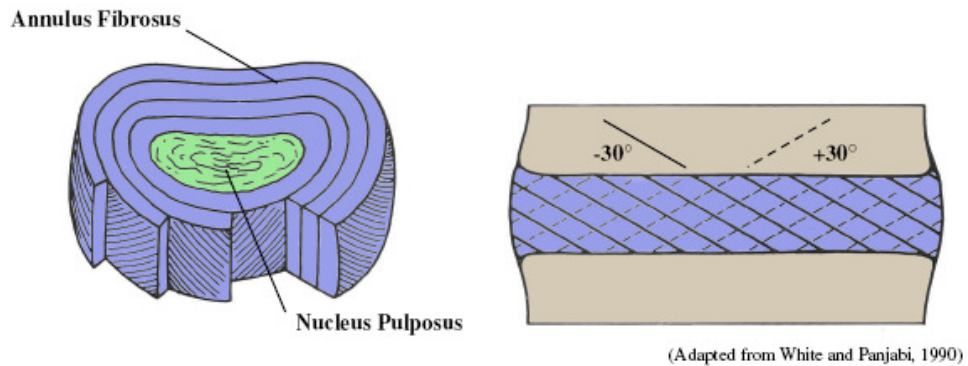
Yapı ve fonksiyon olarak ön segment bölümünü çok önemli yapılarından biridir. Omurganın temel hareketleri fleksiyon (Öne doğru eğilme), ekstansiyon (arkaya doğru eğilme), Lateral bending (her iki yöne eğilme) ve aksenel dönme (Axial rotation) ve bunların kombinasyonu olan hareketlerde önemli miktarda yük taşıyan spinal bir elemandır. Omur cisimciği arasında yer alan diskler omurgaya binen yükleri, kuvvetleri taşımak, dağıtmak ve aşırı hareketleri önlemek gibi görevleri üstlenmektedir. Disklerde geçici sıkıştırmaya izin veren mekanik şok emici bir sıvı sistemi gibi çalışmaktadır. Viskoelastik bir yapı olan diskler, yavaş şekil değiştirme ve yüklenme hızına bağlı sertleşme gibi mekanik fonksiyonlara sahiptir. Bu özellikleri ile omur cisimleri arasında

yastık görevi görürler, basıncı dağıtarak omurga hareketleri sırasında omurgaya esneklik verirler. Diskler omur cisimlerindeki hiyalin kıkırdağa tutunurlar. Periferik kısımları yapışık değildir. Ön ve arka kısımlarda ise longitudinal ligamentlere sıkıca tutunurlar [17, 18, 19, 20, 21].

Omurganın değişik bölümlerindeki diskler şekil, hacim ve kalınlık bakımından farklılık göstermektedir. Fakat genelde aralarında buldukları omur cisimlerinin eklem yüzeylerinin şekillerine uyarlar. Diskin en kalın olduğu yer lumbal (bel omurları) bölgesidir. Bunu daha sonra torakal (göğüs Omurları) ve servikal (boyun omurları) bölgeler takip etmektedir. Omurga hareketleri açısından daha önemlisi, bu kalınlıkların omurga gövdesinin kalınlığına oranıdır. Oran arttıkça hareketlilik artar [17, 18, 19, 20, 21].

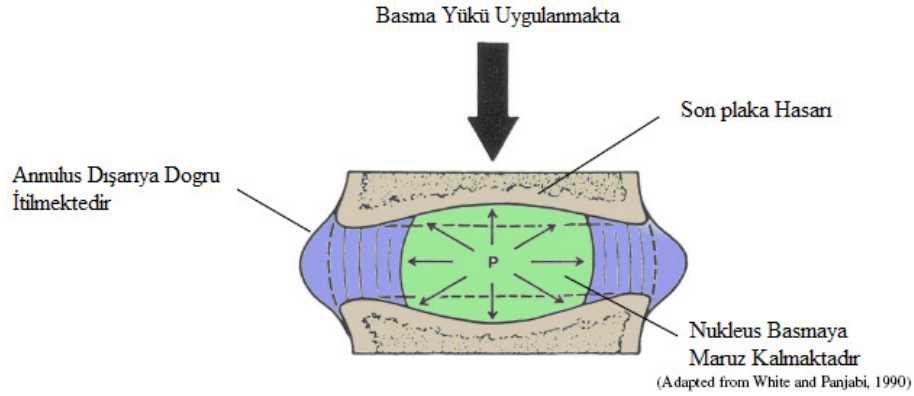
Omurlar arasındaki diskler üç bölgesel parçadan meydana gelmektedir. Bunlar;

Annulus Fibrosus: Su, fibrokartilaginöz ve diğer proteinlerden oluşan homogen matriks içine gömülmüş paralel kollagen liflerden meydana gelir[2]. Kollagen liflerden oluşan lameller diske omurlar arasında meydana gelen baskıya karşı koyabilmek için gereken esnekliği sağlar. Mekanik olarak anulus bükülmüş yay gibi davranır ve nukleusun yarattığı dirence karşı omur cisimlerini bir arada tutar[17, 18, 19, 20, 21].



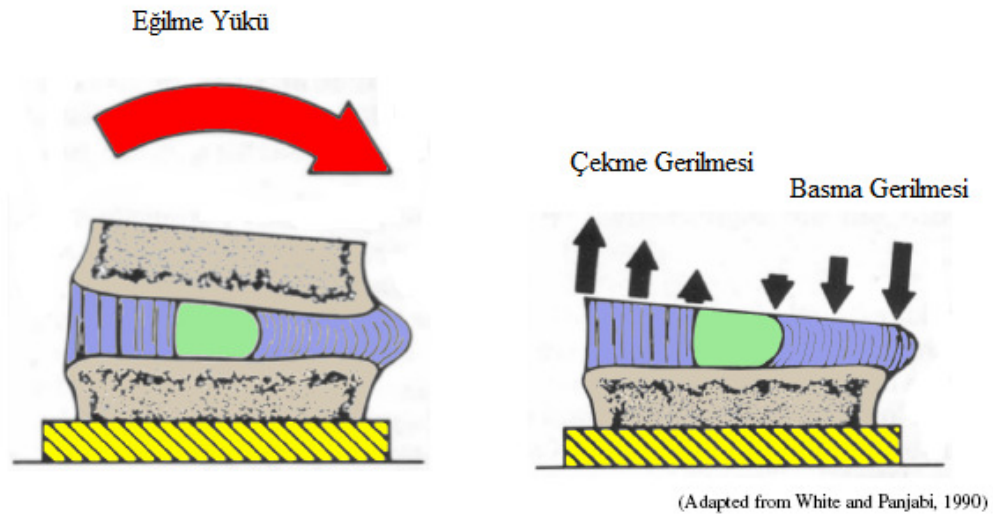
Şekil 2.13 Omurlar arası diskin yapısı [2]

Nucleus Pulposus: Diskin merkezinde bulunan sarımtırak renkte jiletinöz kısımdır. %88 oranında su içeren yarısaydam, damarları ve sinirleri olmayan jöle kıvamında bir yapıdır. Yapısında yüksek oranda su içermekte olup bu nedenle basınca karşı oldukça dayanıklıdır. Nukleusun omur gövdesine göre ön-arka pozisyonda tam ortada olmakla beraber omurganın değişik kısımlarında (Servikal, Torakal, Lumbal) yeri değişmektedir.



Şekil 2.14 Basmaya maruz kalan omurlararası disk yapısı [2]

Şekil 2.14 ve şekil 2.15 gösterildiği gibi omurganın hareketleri sırasında disk içindeki yeri ve şekli değişmektedir. Omurganın aksenal olarak çekilmesi sonucu disk içinde oluşan negatif basınçla yuvarlaşır ve annular lifler gerilir. Eğer tam tersi olarak omurlara basınç uygulanması halinde nukleus basık hale gelir ve annular lifler dışarı doğru itilir. Fleksiyon, ekstansiyon ve lateral fleksiyon hareketleri esnasında nukleus disk içerisinde aksi yönde yer değiştirir. Yer değişimi olan kısımdaki annulus lifleri ise gerilir. Dönme hareketinde ise nukleus şekli değişmez. Etrafındaki liflerin açılarını değiştirerek gerilirler.



Şekil 2.15 Eğilme yüküne maruz omurlar arası diskin hareketi [2]

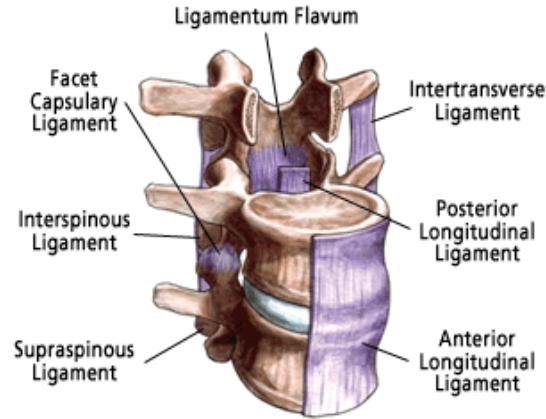
2.2.5. Faset Eklemleri

Alt omurun processus articularis superior'u ile bir üst omurun processus articularis inferior'u arasında oluşan eklemlerdir. Faset eklemi hareket segmentinin hareket genişliğini artırır. Ekleme katılan çıkıntılardan eklem yüzü kenarlarına tutunan, içi sinoviyal sıvı ile dolu bir kapsül (capsula articularis) vardır[17, 18, 19, 20, 21].

İntervertebral eklemlerin hareket yönü fasetlerin dizilimine göre belirlenmektedir. Boyun bölgesinde frontal düzleme paralel, Torakal bölgede frontal düzlemele 20° dışa dönük olup, transvers düzlemele 60° açı yapmakta ve Lumbal bölgesinde ise frontal yüzeyle yaklaşık olarak 45° içe dönük açı yaparken, transvers düzleme dik olarak yerleşmiş durumdadır. Böylece boyun bölgesinde eklem yüzey konumuna bağlı olarak fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve dönme hareketine izin vermek iken Torakal (göğüs) bölgede lateral fleksiyon ve dönme hareketlerine izin vermekte ancak az miktarda fleksiyon ve ekstansiyona izin vermektedir. Lumbal bölgede ise lordodik pozisyonda fleksiyon, ekstansiyona ve az miktar lateral fleksiyona izin vermekten dönme hareketine hemem hemen hiç izin vermez [17, 18, 19, 20, 21].

2.2.6. Bağ Dokular

Omurganın stabilitesine katkıda bulunan bağlar dokuların (ligamentler) diğer fonksiyonları da gerilme şeklindeki yükleri bir omurdan diğerine aktarmak ve fizyolojik sınırlar içinde harekete izin vermektir. Üzerlerine binen yük ve yükleme hızı arttıkça sertlikleri artmaktadır. Fonksiyonel özelliklerini fiziksel özellikleri, dizilimleri ve konumları belirler. Tüm omurga boyunca seyreden ligamentler, tutunma yerlerine bağlı olarak hareket segmentinin herhangi bir yöndeki fazla miktardaki hareketi kısıtlarlar. Diğer bir görevi de diski sarmak ve fizyolojik elastikiyetinin dışına çıkmasını engelleyerek omuriliği korumaktır[17, 18, 19, 20, 21].



Şekil 2.16 Omurgada bulunan bağlar (Ligament) [24]

Symphysis Intervertebralis: Omurların cisimleri arasında bulunan eklemlerdir. Daha önce de belirttiğimiz gibi iki omur cisimi arasında discus intervertebralis bulunmaktadır. Omur gövdeleri arasında boşluk bırakmayacak şekilde birbirine bağlanmaktadır[17].

Lig. Longitudinale Anterius: Tüm omur gövdelerinin ön yüzleri boyunca uzanan geniş ve kuvvetli bir bağıdır. Aşağıdaki sacrum'un ön kısmında başlayan bağ, yukarıya doğru çıktıkça daralır. Axis'in (C2) gövdesine, atlas'ın (C1) tuberculum anterius'una ve os occipitale'nin tuberculum pharyngeum'um tutunur. Omurga ekstansiyonu sırasında gerilir ve hiperekstansiyonu önler. Lig. Longitudinale posterius'tan iki kat daha güçlüdür. Bu fark boyut farkından kaynaklanmaktadır[17].

Lig. Longitudinale Posterius: Tüm omur gövdelerinin arka yüzleri boyunca uzanan bir bağıdır. Vertebral kanalın içinde ve ön duvarında bulunur. Sacrum ile axis'in gövdesi arasında uzanır. Lumbal bölgeden itibaren daralmaya başlar.L5 ile S1 omurları arasında kalınlığı başlangıçtaki kalınlığının yaklaşık yarısına iner ve anulus fibrosus'un posterolateralinde açık bir alan bırakır. Omurga fleksiyonu sırasında gerilmektedir[17].

Lig. Flava: İçerdiği sarı renkteki elastik liflerden dolayı lig. Flavum ismi verilmiştir. Atlas'ta birinci sakral omura kadar tüm laminaları birbirine bağlar. Vertikal yönde uzanan lifleri yukarıda lamina ön yüzüne, aşağıda laminanın üst kenarı ve bir miktar arka yüzüne tutunur. Lateral fleksiyonda en fazla gerilen ligamenttir[4, 9, 17].

Lig. Supraspinale: C7 omurundan sakruma kadar spinoz çıkıntıların uçlarını birbirine bağlayan kuvvetli bir fibröz ligamenttir. C7 omurunu yukarısında lig. Nuchae olarak uzanır ve protuberantia occipitalis externa'ya tutunarak sonlanır. Omurganın fleksiyon ve rotasyon esnasında gerilir. Aşırı fleksiyonu engellemektedir[17].

Lig. Interspinalin: İnce ve membranöz yapıda olan bu bağlar, komşu iki spinoz çıkıntıyı boydan boya birbirine bağlarlar. Omurga ligamentlerinin içinde en güçlü olanıdır. Fleksiyon sonunda hafif direnç oluştururlar[17].

Ligg. Intertransversaria: İki komşu transvers çıkıntı arasında bağlardır. Lateral fleksiyon ve rotasyon esnasında spinal stabiliteyi sağlarlar.[17].

Capsula Articularis: Tüm omurga hareketleri arasında faset eklemlerinde kayma hareketine izin verir[17].

Lig. Iliolumbale: L4 ve L5 omurlarının öne kaymalarını dengeleyici bir fonksiyonu vardır. Lumbosakral bölgeyi pelvis üzerinde stabilize eder[17].

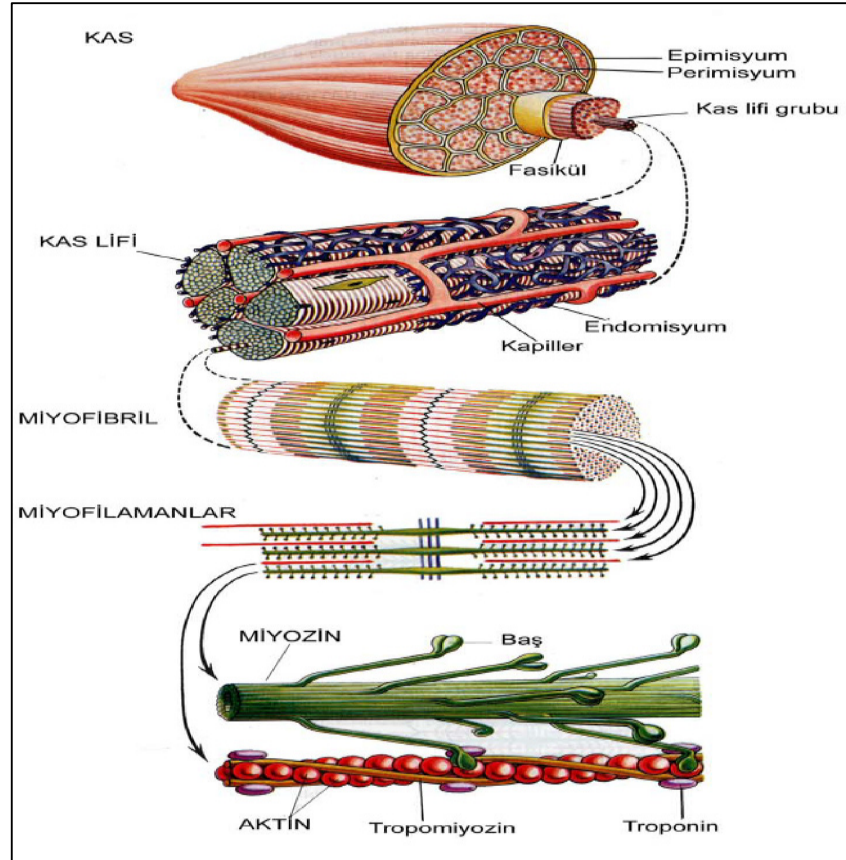
Tablo 2.4 Boyun bölgesi bağ dokusu fonksiyonel anatomi özeti[2]

Ligament(Bağ Dokusu)	Boyun Bölgesi	Kısıtlanan Hareket
Anterior Longitudinal Ligament	C2-T1	Ekstansiyon
Posterior Longitudinal Ligament	C2-T1	Fleksiyon
Ligamenta Flava	C2-T1	Fleksiyon
Capsular Ligament	C0-T1	Fleksiyon & Dönme
Interspinous Ligament	C1-T1	Fleksiyon
Nuchal Ligament	C0-C7	Fleksiyon
Anterior Atlanto-Axial Membrane	C1-C2	Ekstansiyon & Dönme
Posterior Atlanto-Axial Membrane	C1-C2	Fleksiyon & Dönme
Anterior Atlanto-Occipital Membrane	C0-C1	Ekstansiyon
Posterior Atlanto- Occipital Membrane	C0-C1	Fleksiyon
Alar Ligaments	C0-C2	Dönme
Transverse Ligaments	C1-C2	Fleksiyon & Öteleme
Tectorial Membrane	C0-C2	Fleksiyon & Dönme
Apical Ligament	C0-C2	Fleksiyon
Inferior and Superior Crux	C0-C2	Fleksiyon

2.2.7. Kaslar

Kaslar, anatomik yapılarına ve çalışma özelliklerin göre; çizgili kaslar(iskelet kasları), düz kaslar ve kalp kası (Miyokard) olmak üzere üçe ayrılır. Vücudun kaslarının %80 çizgili kaslardan meydana gelmiş olup moment ve kuvvet üretmek gibi görevleri mevcuttur[Fung, 1993].İnsan boynundaki karmaşık iskelet kasları sayesinde verilen duruşu korunmasında, fiziksel aktiviteler boyunca hareket etmesinde ve omuru travmalardan korur. Ayrıca kaslar hareket genişliğini kısıtlamaktadır.

İskelet kası çok tabakalı kompleks mikro yapıly yumuşak dokudan meydana gelmiştir. Bol damarlı ve sinirli bir yapıya sahip iskelet kası, demetler halinde ve bir kılıfla sarılmış olarak bulunur. Bu kılıflar, buldukları yerlere göre adlandırılırlar. Kalın kas demetleri ya da kütleleri en dıştan *epimisyum*, daha küçükleri *perimisyum* ve her bir kas lifi de *endomisyum* denen bağ dokusu kılıfıyla çevrilir.



Şekil 2.17 Çizgili iskelet kasının yapısı [21]

Kılıf, kollajen ve elastik liflerden zengindir. Yapısında ayrıca fibroblast, makrofaj ve yağ hücreleri vardır. İskelet kası hücreleri çekirdeklidir. Bir kas empimisyum ile sarılmış fasiküllerden meydana gelmektedir. Her fasikül ise perimisyum ile sarılmış kas liflerinden meydana gelmektedir.

Kas lifleri birkaç mm den 30 cm uzunluğa ve 10 ila 60 µm çapı arasından boyutlarda olabilmektedir. Kas lifleri kas dokusunun temel elemanıdır. Her kas lifi 1µm çapındaki miyofibrillerden meydana gelmektedir. Miyofibriller düzenli olarak dizilmiş miyoflaman denilen protein ipliklerini içerir; “kalın” miyofilamanlar miyosin adlı proteini içerirken, “ince” filamanlar aktin, troponin ve tropomysin proteinlerini içerir. Kalın ve ince miyofilamanlar, uçları kimyasal çapraz köprülerle birbirine bağlanmış olarak yan yana dururlar. Uyarıldıklarında birbirlerinin üzerinden kayarlar ve sonuçta kaslar kasılır.

M. erector spinae: Omurganın spinoz çıkıntıları ile transvers çıkıntıları ve kostalrın angulus’ları arasındaki olukları doldurur. Sakral, Lumbal ve torakal bölgede fascia thoracolumbalis, boyunda ise fascia nuchae ile örtülmüştür. Bel bölgesinde kalın ve sağlam bir aponevrozdan başlar. Aponevroz crista sacralis mediana, tüm bel omurları ve T11-T12 omurlarının spinoz çıkıntılarına, bunlar arasında uzanan lig. Supraspinale’ler ile crista sacralis lateralis’e tutunur. Lumbal bölgesinin üst tarafında sütun şeklinde üç bölüme ayrılarak farklı omurlarda sonlanır.

2.2.8. Eklem Hareket Aralığı (ROM)

Vücudumuzun gerek bütününün, gerekse farklı kısımlarının hareketleri az ya da çok bir açısal değişim şeklinde meydana gelmektedir. Koşmak, yürümek, eğilmek, sıçramak gibi hareketler sırasında, vücutta bir takım eklemlerin koordineli bir şekilde açılıp kapanarak hareket yaptığı görülmektedir. Eklemlerin doğal açıklıklarını koruyarak fonksiyonlarını yerine getirebilmeleri hareketlerin meydana gelmesinde büyük önem taşımaktadır. Yeterli derecede hareket genişlikleri normal vücut fonksiyonu için bir ihtiyaçtır.[17]

Eklem hareket genişliği, kişinin eklemlerindeki bükülebilme, döndürebilme, katlanabilme hareket miktarı ya da derecesi olarak tanımlanır. Bu alanda tıp

literatürlerinde eklem hareket genişliği anlamında ROM (Range of Motion, Range of Movement) ifadesi kullanılmaktadır[17]. Yapılan deneyler sonucu elde edilen omurlara ait eklem hareket aralığı (ROM) tablo 2.5 gösterilmiştir.

Tablo 2.5 Boyun omurları eklem hareket aralığı (ROM)[3]

Çalışma	Yük	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C7-T1
Goel et al, 1984	0.3 Nm					7.1°	10.1°		
Goel et al, 1988a	0.3 Nm	23.0°	10.1°						
Goel et al, 1988b	0.3 Nm				6.4°	6.2°	5.2°	5.7°	2.3°
Moroney et al, 1988	1.8 Nm			9.1°	9.1°	9.1°	9.1°	9.1°	9.1°
Panjabi et al, 1988	1.5 Nm	24.5°	22.4°						
Schulte et al, 1989	0.45Nm					6.5°	4.5°	4.5°	5.2°
Panjabi et al, 1991c	1.5 Nm	28.8°	23.2°						
Wen et al, 1993			23.8°	11.1°	12.0°	13.3°	11.9°	11.6°	
Camacho et al, 1997	1.5 Nm*	28.3°		11.8°	10.4°	10.6°	10.8°	8.3°	5.9°
Richter et al, 2000	2.5 Nm						13.4°		
Winkelstein and Myers, 2000	1.5 Nm*				8.6°		7.6°		
Panjabi et al, 2001b	1.0 Nm	29.2°	24.4°	6.2°	7.7°	10.1°	9.9°	7.1°	
Nightingale et al, 2002	1.5 Nm*	45.8°			14.4°		16.6°		9.1°
Puttlitz et al, 2004	1.0 Nm					9.4°			
Wheeldon et al, 2006	1.5 Nm*			12.5°	11.6°	11.2°	12.9°	12.7°	6.6°
Nightingale et al, 2006	1.5 Nm*	39.6°				12.2°		9.2°	

*73.6N basma kuvveti

Eklemler hareket genişliğinin meydana gelmesini sağlarken kaslar ise hareket genişliğinin meydana gelmesine yardımcı olurlar. Bu durum kasların esnekliğine bağlı olarak olumlu veya olumsuz bir etkiye sahiptir. Çalışmalar ROM artırmak istendiğinde en büyük değişkenin kasların ve ligamentlerin (bağ dokuların) esnekliği olduğunu göstermektedir. Tabloda yapılan çalışmalar sonucu elde edilen boyun omurları ROM değerleri verilmektedir.

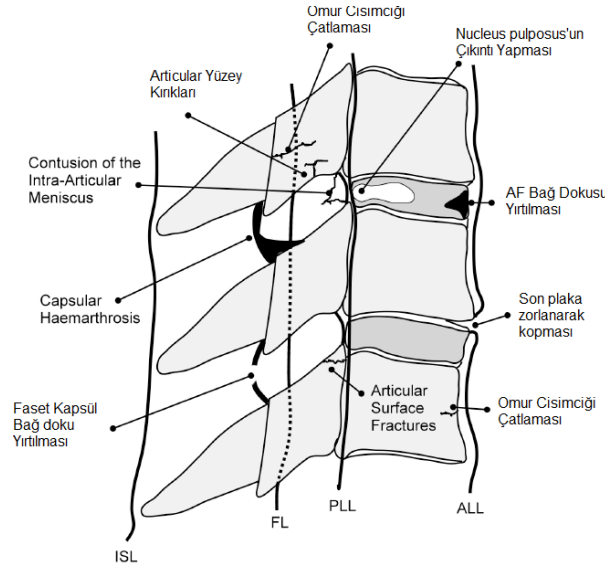
2.3. BOYUN YARALANMALARI

Yaralanmaların biyomekaniklerinin incelenmesinin amacı yaralanmaların nasıl meydana geldiğinin anlaşılabilir olarak yaralanmayı engellemek ya da en aza indirmek için gerekli yöntemler geliştirmektir[22]. Fizyolojik sınırların üstünde meydana gelen hareketler biyolojik dokuların deformasyonlarının ve insan vücudundaki yaralanmaların temel nedenidir. Biyolojik dokulardaki deformasyon biyomekanik özelliklerin veya fizyolojik fonksiyonların değişimine göre belirlenmektedir. Yaralanma meydana gelebilme ihtimali vücuda iletilen darbe enerjisine bağlıdır[22]. İnsan baş ve boynuna etki eden darbe enerjisi boyunda hasarların meydana gelmesine neden olurken omurilikte de intrüzyona neden olmaktadır. İnsan omurunda meydana gelen yaralanmalar hafiften ölümcüle göre sınıflandırılması tablo 2.6 gösterilmektedir.

2.3.1. Boyun Yaralanmalarının Epidemiyoloji

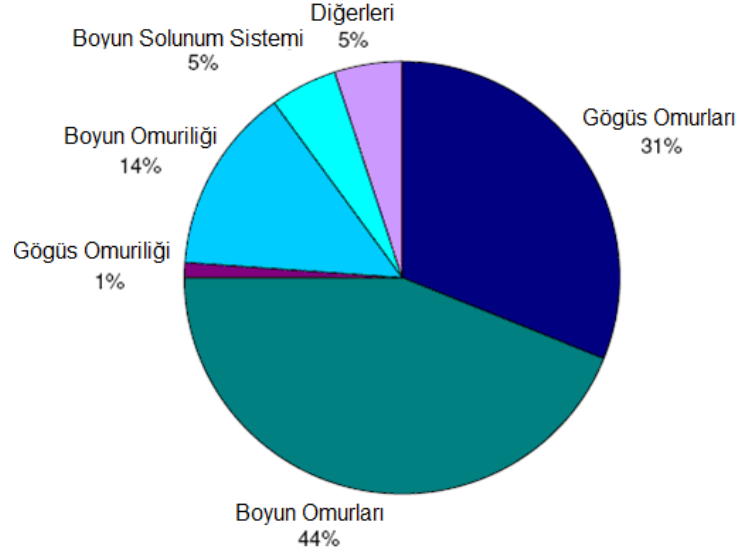
Boyun yaralanmalarının en önde gelen nedenlerinden birisi motorlu araç kazalarıdır. Tüm omurga travmalarının % 40 ila %65 motorlu araç kazaları sonucu meydana gelmektedir. Omurganın araba kazaları sonucu en sık yaralanan kısmı boyun kısmıdır (Tüm omurga yaralanmalarının %50.7'dir.). Fakat motosiklet kazalarında omurganın en az yaralanan kısmı boyundur.(%17.4)[23].

Kırbaç darbesi sonucu meydana gelen yaralanmaların başında faset kapsül yaralanmaları, disk yaralanmaları ve bağ dokusu yaralanmaları gelmektedir. Boyunda meydana gelebilecek muhtemel yaralanmalar şekil 2.18 gösterilmektedir.



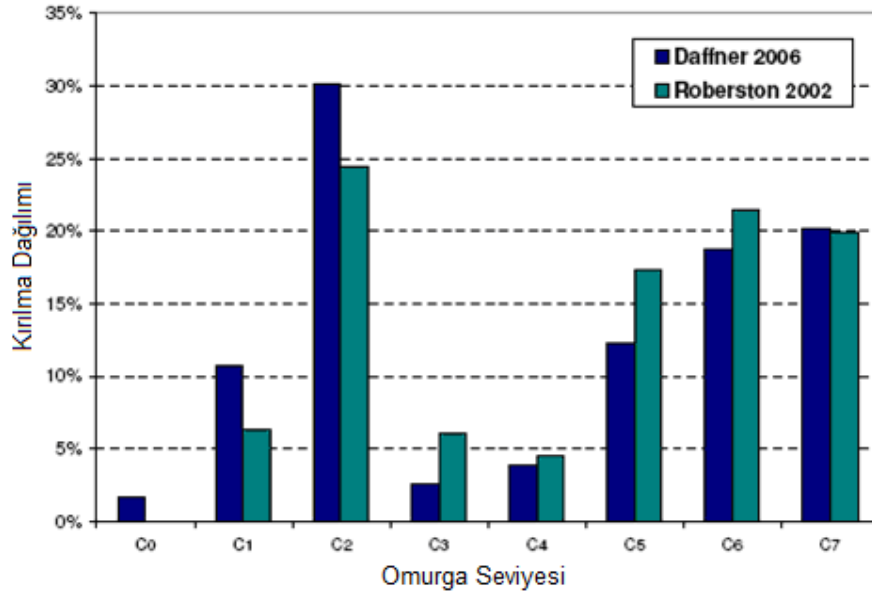
Şekil 2.18 Kamçı etkisi sonucu meydana gelen yaralanmalar[24]

Yumuşak doku yaralanmaları gibi küçük çaplı yaralanmalar tüm motorlu araç kazalarının %16'sında görülmektedir. Yumuşak doku yaralanmalarının büyük çoğunluğu önden çarpmalar sonucu oluşurken, Arkadan çarpmalar sonucu oluşan yumuşak doku hasarlarının meydana gelme oranı diğer motorlu araç kazalarına göre daha yüksektir. [24]. Arkadan çarpma sonucu meydana gelen doku hasarlarına whiplash/kamçı yaralanmaları denir. Ciddi boyun yaralanmaları genelde takla atarak çarpma sonucu meydana gelir. Ciddi kazalar sonucu meydana gelen yaralanmaların şekil 2.19 gösterildiği gibi en çok boyun kısmında hasara neden olmaktadır.



Şekil 2.19 Motorlu araç yaralanmaları sonucu oluşan AIS3+ yaralanmalarının dağılımı[2]

Boyun yaralanmaları genelde boynun birkaç bölgesinde meydana gelir. Daffner yaptığı çalışmaya göre herhangi bir travma sonucu genelde C0-C2 boyun bölgesinde yaralanma meydana gelmektedir[2]. Roberston ve Daffner yaptığı çalışmalarda elde edilen veriler kullanılarak yapılan grafikler boyun kırıklarının omurlara göre dağılımı şekil 2.20’de görülmektedir.



Şekil 2.20 Boyun yaralanmalarını omurlara göre dağılımı[2]

Tablo 2.6 Boyun için AIS puanı tanımlamaları[2]

AIS Score	Tanımlama	Muhtemel Yaralanmalar
1	Küçük	Kırılma ya da çıkık olmadan meydana gelen küçük zorlanmalar(Whiplash/Kamçı)
2	Orta dereceli	Kompresyon kırığı C1-C7<%20 omurda uzunluk kaybı Spinöz çıkıntının, transvers çıkıntının ya da atlanto-occipital eklemin kırılması ve/veya çıkması/sublüksasyonu Omurilik yaralanması yoktur.
3	Ciddi (Yaşamı tehdit etmez)	Kompresyon kırığı / sublüksasyonu Omurilik kontüzyonu(yaralanma, ezik) / Kompresyon(basınç) ile / sız transituvar nörolojik sinyaller Disk rüptüre /hernisi(fıtık) ile sinir kökü hasarı Lamina, cisim, faset, pedikül ya da odontoid çıkıntısı kırılması ve/veya çıkması / sublüksasyonu
4	Ağır (Yaşamı tehdit eden)	Lezyon (Motor fonksiyon veya bazı algıların korunması ile tamamlanmamış omurilik sendromu)
5	Kritik	Omur ezilmesi(C4 ya da altı) Omurilik yaralanması(C4 ya da altı) Tamamlanmış omurilik sendromu (C4 veya altı) Toplam Transaksiyon(C4 veya altı)
6	Ölümcül	Omur ezilmesi(C3 ya da altı) Omurilik yaralanması(C3 ya da altı) Tamamlanmış omurilik sendromu (C3 veya altı) Toplam Transaksiyon(C3 veya altı)

2.4. KIRBAÇ YARALANMASI BELİRTİLERİ

Servikal kamçı yaralanması ve ilgili hastalıklarla ilgili farklı görüşler belirtilmektedir. Servikal kamçı yaralanması sonucu en sık rastlanan şikâyet boyun ağrısı ve hareket kısıtlılığıdır. İlave olarak hastalarda baş ağrısı brakialji (her iki kola ya da bir kola uzanan ağrı) , vertigo (çeşitli nedenler sonucu meydana gelen baş dönmesi), iyi olmama hali, yutma ve çiğneme problemleri, görüş bozukluğu veya koordinasyon bozulması gibi görme problemleri, yorgunluk ve enerji azalması nöropsikoloji disfonksiyon, depresyon, irritabilite (uyaranlara gereğinden fazla tepki göstermek; hafif uyaranlara güçlü reaksiyon vermek) ve uyku bozuklukları şikayeti olabilmektedir.[kamçı etkisi]

Kamçı etkisi sonucu meydana gelen ağrı şikâyetinin temel nedeni kaslarda, faset eklemlerden, ligamentler (bağ dokularında), diskler ve sinir köklerinde meydana gelen hasarlardır.

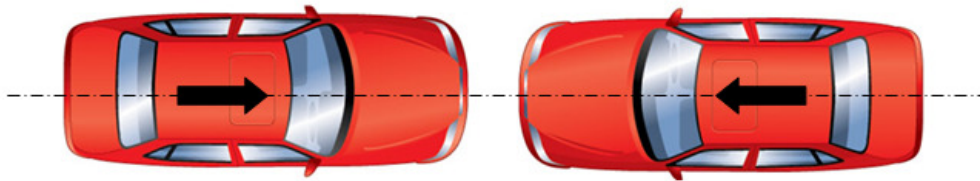
2.5. ARAÇLARIN KİNETİĞİ

Çarpışma, iki ya da daha fazla cismin ani ve kuvvetli bir biçimde etkileşime girmesi demektir. Çarpışmanın sonucunu etkileyen üç temel etmen, cisimleri oluşturan malzeme özellikleri, çarpma kuvveti ve çarpışma süresidir. Kinetik enerji birçok çarpışmada kaybolur ve cisimler çarpışma sonunda dururlar. İlk kinetik enerjilerinin tümü çarpışma ile başka bir enerjiye dönüşür. Kinetik enerjilerin kaybolduğu çarpışmalara *esnek olmayan çarpışmalar* denir. İki araç birbirine çarptığında ilk kinetik enerjinin bir kısmı araçların ezilmesine yol açan iş için harcanır. Bazı çarpışmalarda ise kinetik enerji kaybı yok denecek kadar azdır. Bu tip çarpışmalara *tam esnek çarpışma* denir. Tümüyle esnek ya da esnek olmayan çarpışma türlerinin arasında, çeşitli esneklik derecelerinde çarpışmalar meydana gelmektedir. Yalnızca moleküller, atomlar ve atom altı parçacıklar arasındaki çarpışmalarda çoğunlukla kinetik enerji kaybı olmaz, bunlar tam esnek çarpışmalardır.

Motorlu araçlarda beş çeşit çarpışma meydana gelir:

2.5.1. Önden Çarpma

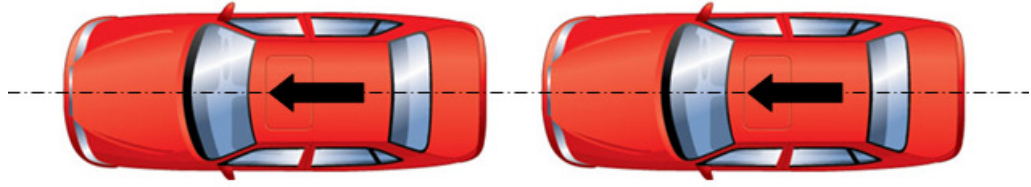
Taşıtın, diğer taşıt ile ya da sabit veya hareketli engel/engeller ön kısımdan çarpması/çarpışmasıdır. Bu çarpışma sonucunda araç durur ve içinde oturanlar öne aşağıya ve alta doğru ya da yukarıya ve üste doğru savrulur.



Şekil 2.21 Önden çarpma

2.5.2. Arkadan Çarpma

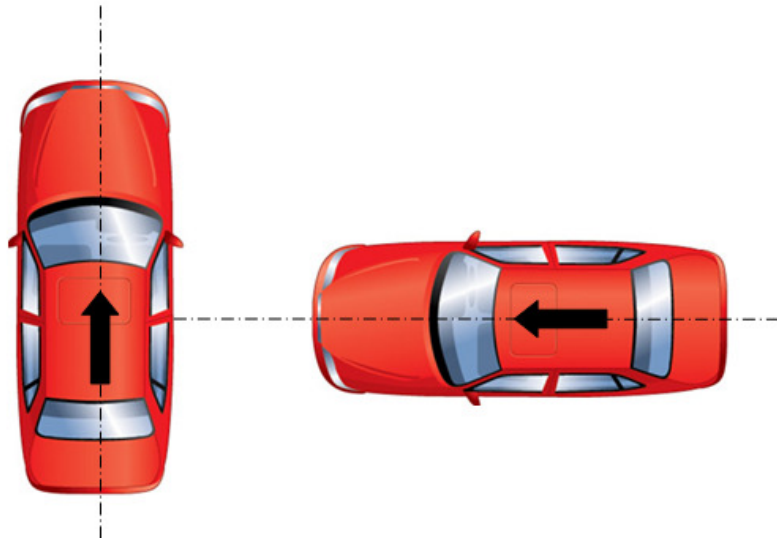
Taşıtlardan birinin ön kısmının diğer taşıt veya sabit ya da hareketli engele arkadan çarpmasıdır. Araç (onunla temasta olan her şey) öne doğru savrulur. Beden savrulurken baş hareket etmez (kamçı hareketi ortaya çıkar), araç varsa önündeki nesnelere çarpar ve önde hasar oluşturur. En ağır kazazedeler iki farklı çarpışmaya maruz kalmış araçlardan çıkmaktadır.



Şekil 2.22 Arkadan çarpma

2.5.3. Yandan Çarpma

Taşıtlardan birinin önden, diğerinin yandan çarpmaya uğraması sonucu meydana gelen çarpışmalardır. Araç içinde oturanın altından gidiyor gibi hissedilir. Oturan kişi çarpmanın olduğu tarafa doğru savrulur. Göğüs, kollarda kalçada, boyun omurlarında ve kafada yaralanmalar meydana gelebilir.



Şekil 2.23 Yandan çarpma

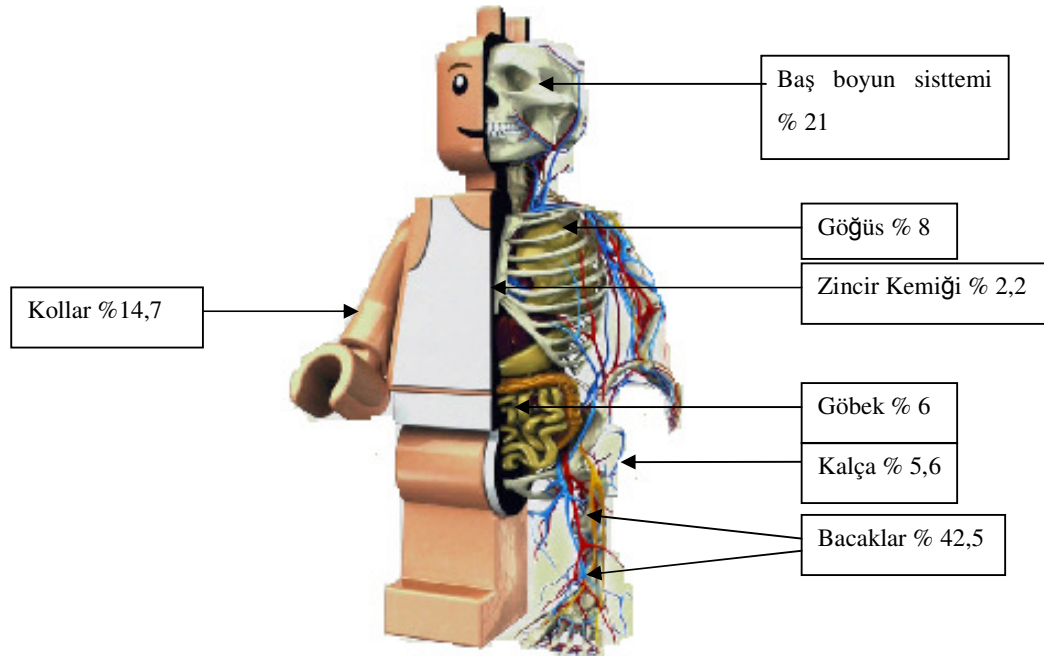
2.5.4. Dönerek Çarpma

Çarpışmanın araç merkezinden uzakta olması sonucu meydana gelen kazalardır. Araç çarpışma noktası etrafında döner. Yolcular ve sürücü çarpışma noktasına doğru savrulurlar. Önden ve yandan çarpmada meydana gelen yaralanmalar oluşur.

2.5.5. Takla Atarak Çarpma

Araç takla attığında bir /birden fazla araca ya da sabit nesneye çarpması sonucu meydana gelir. Diğer kazalardaki yaralanmalardan daha ağır yaralanmalar meydana gelebilir.

Kazalar esnasında yolcu ve sürücülerin savrulması sonucu can kayıpları ve yaralanmalar meydana gelmektedir. Şekil 3.4 trafik kazaları sonucu vücuda meydana gelen yaralanma oranları gösterilmektedir.



Şekil 2.24 Trafik kazaları sonucu vücutta meydana gelen yaralanma oranları

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. LAGRANGE DENKLEMLERİ

Lagrangian mekanik klasik mekaniğin momentumun korunumu ve enerjinin korunumu yasaları ile birlikte tekrar formüle edilmiş bir halidir. İtalyan-Fransız matematikçi tarafından 1788 yılında ortaya atılmıştır. Lagrangian mekanikte, sistemin tüm genelleştirilmiş koordinatları için sistem parçalarının yörüngeleri Lagrange denklemleri çözülerek türetilmektedir. Varyasyonların hesabının temel teoremi göstermektedir ki Lagrange denklemlerinin çözülmesi fonksiyonların minimumunu bulma yolu ile eşittir.

Genelleştirilmiş koordinatların kullanılması önemli bir sistemin analizini basitleştirebilir. Örneğin, zeminde ilerleyen sürtünmesiz bir boncuk düşünelim. Eğer Newton Mekaniği kullanılarak boncuğun hareket denklemi hesaplanmaya çalışılırsa burada boncuğu zeminde tutabilmek için gerekli kuvvetlerin bilinmesi gerekmektedir. Oysaki Lagrangian denklemleri kullanılarak boncuğun zemindeki yörüngesine bakıp bağımsız genelleştirilmiş koordinatlar seçimi ile boncuğun olası hareketi hakkında bilgi sahibi olunabilir. Bu seçim zorlayıcı kuvvetin bileşke sisteme girilmesi zorunluluğunu da ortadan kaldırmaktadır.

3.1.1. Lagrange Denklemleri

Lagrangian Mekanikte hareket denklemleri *Euler-Lagrange denklemleri* olarak da bilinen *Lagrange Denklemleridir*. Lagrange denklemleri kabataslak çıkarılırken bilinmelidir ki burada potansiyel enerji için U yerine V ve kinetik enerji için de T yerine K simgesi kullanılmaktadır.

3.1.1.1. *Virtüel İşler Prensibi:*

“Herhangi bir maddesel sistemin dengede olabilmesi için gerek ve yeter şart, sistemin her virtüel yer değiştirmesinde sisteme tesir eden aktif kuvvetlerin virtüel işlerinin cebrik toplamının pozitif olmasıdır.”

3.1.1.2. *D’Alembert Prensibi:*

“Herhangi bir maddesel sistemin hareketinden dolayı bir t anında meydana gelen atalet kuvvetleri, aktif dış kuvvetler olarak sisteme tesir eden hakiki kuvvetlerle

beraber göz önüne alınırsa, sistem bütün bu kuvvetlerin tesiri altında t anındaki konumunda dengede bulunur.”

İki prensibin birleştirilmesiyle “Lagrange Prensibi” veya “Lagrange tarzında D’Alembert Prensibi” adıyla anılan bir prensip ortaya çıkar:

“Herhangi bir sistemin her virtüel yer değiştirmesinde, sisteme tesir eden aktif kuvvetlerin ve sistemin atalet kuvvetlerinin virtüel işlerinin toplamı sıfır veya sıfırdan küçüktür.”

Bu noktada Lagrange denklemleri, tarihi gelişme seyrine uygun olarak “Lagrange tarzında D’Alembert Prensibi” ne dayanılarak n tane noktasal kütlede ibaret sistem için yazılmış denklemden hareket edilecektir. [10]

$$\delta W = \sum_{i=1}^n (F_i - m_i a_i) \cdot \delta r_i = 0 \quad (3.1)$$

δW : Virtüel İş

δr_i : Sistemin virtüel yer değişimi (kısıtları ile tutarlı)

m_i : Sistemin parçalarının kütlesi

a_i : Sistemin parçalarının ivmesi

$m_i a_i$: Sistemin momentumunun zamana göre türevlerini temsil eder, inertial forces

i : Parçanın indisi

n : Göz önüne alınan parça sayısı

Terimlerin ayrılması;

$$\delta W = \sum_{i=1}^n F_i \cdot \delta r_i - \sum_{i=1}^n m_i a_i \cdot \delta r_i = 0 \quad (3.2)$$

p tane r_i yer vektörü m -tane genelleştirilmiş koordinat ve zaman fonksiyonu olarak;

$$r_1 = r_1(q_1, q_2, q_3, \dots, q_m, t) \quad (3.3)$$

$$r_2 = r_2(q_1, q_2, q_3, \dots, q_m, t) \quad (3.4)$$

.

.

.

$$r_n = r_n(q_1, q_2, q_3, \dots, q_m, t) \quad (3.5)$$

m toplam genelleştirilmiş koordinatı göstermektedir. Virtüel yer değiştirmenin zamandan bağımsız kısıtları şu şekildedir.

$$\delta r_i = \sum_{j=1}^m \frac{\partial r_i}{\partial q_j} \delta q_j \quad (3.6)$$

Burada j genelleştirilmiş koordinatlara karşılık kullanılmış bir indistir.

Uygulanan dış kuvvetler genelleştirilmiş koordinatlar ve genelleştirilmiş kuvvetler ile yazılması sonucunda;

$$\delta Q_j = \sum_{i=1}^n F_i \cdot \frac{\partial r_i}{\partial q_j} \quad (3.7)$$

$$\Rightarrow \delta W = \sum_{j=1}^m Q_j \delta q_j - \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n m_i a_i \cdot \frac{\partial r_i}{\partial q_j} \delta q_j = 0 \quad (3.8)$$

$$\Rightarrow \delta W = \sum_{j=1}^m Q_j \delta q_j - \sum_{j=1}^m \left(\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} \right) \delta q_j = 0 \quad (3.9)$$

Yukarıdaki denklemde, kısıtlamalarla tutarlı olmasına rağmen δq_j keyfidir. Böylelikle;

$$\Rightarrow Q_j = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} \quad (3.10)$$

Hareketli bir maddesel noktaya tesir eden aktif kuvvet, noktanın yerine bağlı bir fonksiyonla ifade ediliyorsa;

$$\vec{F} = \vec{F}(x, y, z) \quad (3.11)$$

Bu fonksiyon t zamanını da açık bir şekilde ihtiva ediyorsa,

$$\vec{F} = \vec{F}(x, y, z, t) \quad (3.12)$$

Burada eğer;

$$\vec{F}_x = -\frac{\partial V}{\partial x}, \quad (3.13)$$

$$\vec{F}_y = -\frac{\partial V}{\partial y} \quad (3.14)$$

$$\vec{F}_z = -\frac{\partial V}{\partial z} \quad (3.15)$$

şeklinde yazılabilecek bir $V = V(x, y, z, t)$ fonksiyonu bulmak mümkünse, bu fonksiyona *potansiyel* veya *potansiyel fonksiyonu* ya da *bu kuvvet alanında hareket eden maddesel noktanın potansiyel enerjisi* denir. Benzer tarifler maddesel nokta sistemleri için de yapılabilir ki aktif kuvvetler;

$$\vec{F}_{x,i} = -\frac{\partial V^*}{\partial x_i} \quad (3.16)$$

$$\vec{F}_{y,i} = -\frac{\partial V^*}{\partial y_i} \quad (3.17)$$

$$\vec{F}_{z,i} = -\frac{\partial V^*}{\partial z_i} \quad (i = 1, 2, 3 \dots p) \quad (3.18)$$

Olmak üzere $V = V(x_1, y_1, z_1, \dots, x_p, y_p, z_p, t)$ potansiyelinden elde edilebiliyorsa, genelleştirilmiş kuvvetler de $V = V(q_1, q_2, q_3, \dots, q_m, t)$ potansiyel fonksiyonundan elde edilir ki burada Lagrangian'ın tanımından;

$$Q_k = -\frac{\partial V}{\partial q_k} \quad (3.19)$$

$$\Rightarrow -\frac{\partial V}{\partial q_j} = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} \quad (3.20)$$

$$L = T - V \quad (3.21)$$

$$0 = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} \quad (3.22)$$

şeklini alır. Fakat bazı hallerde kuvvetlerin yalnız bir kısmı için potansiyel fonksiyonu mevcut olabilir. Bu hallerde genelleştirilmiş \bar{Q}_k , kuvveti iki kısımdan ibarettir.

$$\bar{Q}_k = Q_k^* + Q_k \quad (3.23)$$

Buradan Q_k^* ($k = 1, 2, \dots, n$) için;

$$Q_k = -\frac{\partial V(q_k, t)}{\partial q_k} \quad (3.24)$$

Bağlantıları mevcut ise Lagrange denklemleri şu şekli alır;

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} = Q_k \quad (3.25)$$

Bir sistemin hareketi sırasında bir kuvvetin yaptığı iş negatif ise böyle bir kuvvete “disipatif” kuvvet denir. Eğer kuvvetten uygun bir dönüşüm bulunmaya çalışılırsa, Rayleigh aşağıdaki formu kullanarak disipasyon fonksiyonunu veya sönüm fonksiyonunu göstermiştir.

$$D = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^m \sum_{k=1}^m C_{jk} \dot{q}_j \dot{q}_k \quad (3.26)$$

Bu halde Lagrange denklemlerinin son hali şu şekli alır:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} + \frac{\partial V}{\partial q_j} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_j} = Q_k \quad (3.27)$$

4. BULGULAR

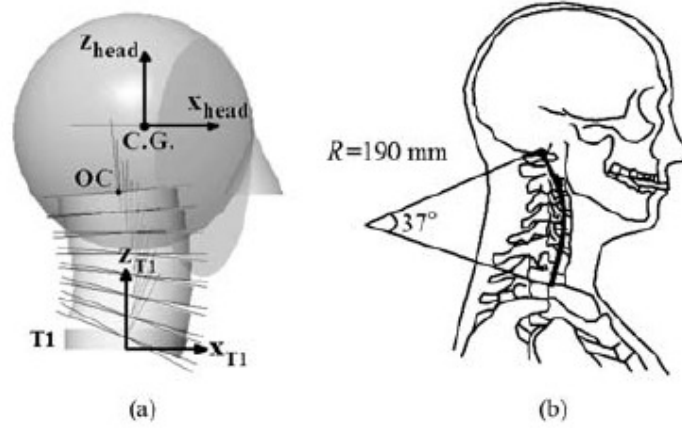
4.1. YİRMİDÖRT SERBESTLİK DERECELİ BAŞ-BOYUN SİSTEMİ

İnsan omurgası benzersiz ve hareketi karmaşık olmasından dolayı dinamik olarak tanımlanması en zor olan kısımlardandır. Bu nedenle matematik model oluşturulurken, hesaplanacak kadar basit ve değişken hareketleri yansıtabilecek kadar karmaşık olmalıdır.

Baş boyun sistemi modellenirken baş, yedi boyun omuru ve T1 göğüs omuru kullanılmıştır. Her bir omur X(X yönünde lineer yer değiştirme), Y(Y yönünde lineer yer değiştirme) ve θ (Açısal Hareket) olmak üzere üç serbestlik derecelidir. Toplam sistem 24 serbestlik derecelidir. Her iki omur arasında doğrusal yay, rotasyonel yaylar ve sönümleyiciler kullanılmıştır. Nonlineer yay ve sönümleyiciler kullanılarak kas ve bağ dokuların yük karşısında gösterdiği etkiler modelde uygulanmaya çalışılmıştır. Son olarak fiziksel modeli gösterilmiş olan yirmi dört serbestlik dereceli baş-boyun sisteminde Lagrange denklemleri kullanılarak hareket denklemleri elde edilmiştir.

İnsanların dik duruş oturma ve hareket halindeyken dengenin korunabilmesi için omurga düz bir yapıda olmayıp öne ve arkaya doğru bir “S” harfine benzer kıvrımlar yaparak durur. Bu eğriliklere, omurganın doğal eğrilikleri denir ve omurgayı zedelenmelerden korur. Şekil 4.1 gösterildiği gibi boyun doğal eğriliği (servikal lordoz) C şeklindedir. Elde edilen hareket denklemlerine başlangıç koşulları verilerek doğal durumdaki sürücünün boyun duruş (hiçbir etki uygulanmadığı) pozisyonu elde edilmiştir. Böylece gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılmıştır.

Model parametreleri eylemsizlik momenti, omur başlangıç pozisyonları ve omurların ağırlıkları tabloda verilmiştir. Nonlineer yay katsayısı interverbal diskin davranışını tanımlamak için kullanılacaktır ve yapılan araştırmalarda Şekil 4.3 görüldüğü gibi tork ve açı arasındaki nonlineer ilişki bulunduğundan yay katsayısı da nonlineer olarak seçilmiştir. Bu sonuçlar deneysel veriler sonucu elde edilen verilerle kas hareketleri eklenerek modifiye edilmiştir. Ancak kas kasılmaları eklenmemiştir[7].



Şekil 4.1 a) Baş-boyun sistemi başlangıç pozisyonu b) Başlangıç pozisyonu için yay yaklaşımı[9]

Her omur arasındaki omurlar arası disk farklı katılık değeri tanımlanmasına rağmen bu tezde basitleştirme yapmak için tüm omurlar arasında omurlar arası disk katılığı değeri kullanılmıştır. Yumuşak dokuların viskoelastik özellikleri ise rotasyonel sönüm elemanı ile sönümlenmiştir. Gerçeği yansıtması için zamana göre değişen sönüm katsayısı kullanılmıştır. Şekil 4.3 sistemde kullanılan rotasyonel sönüme ait grafik görülmektedir. 0-75 ms arasında kayda değer bir aktif kas yanıtı bulunmamaktadır. 75 ms civarında kas etken olmaya başlar. 100ms civarında 150ms kadar maksimum EMG (elektromiyografi) cevapları alınmaktadır. Kas etkisi 150-250ms arasında azalır ve 250ms civarında kasın etkisi neredeyse yok olur.

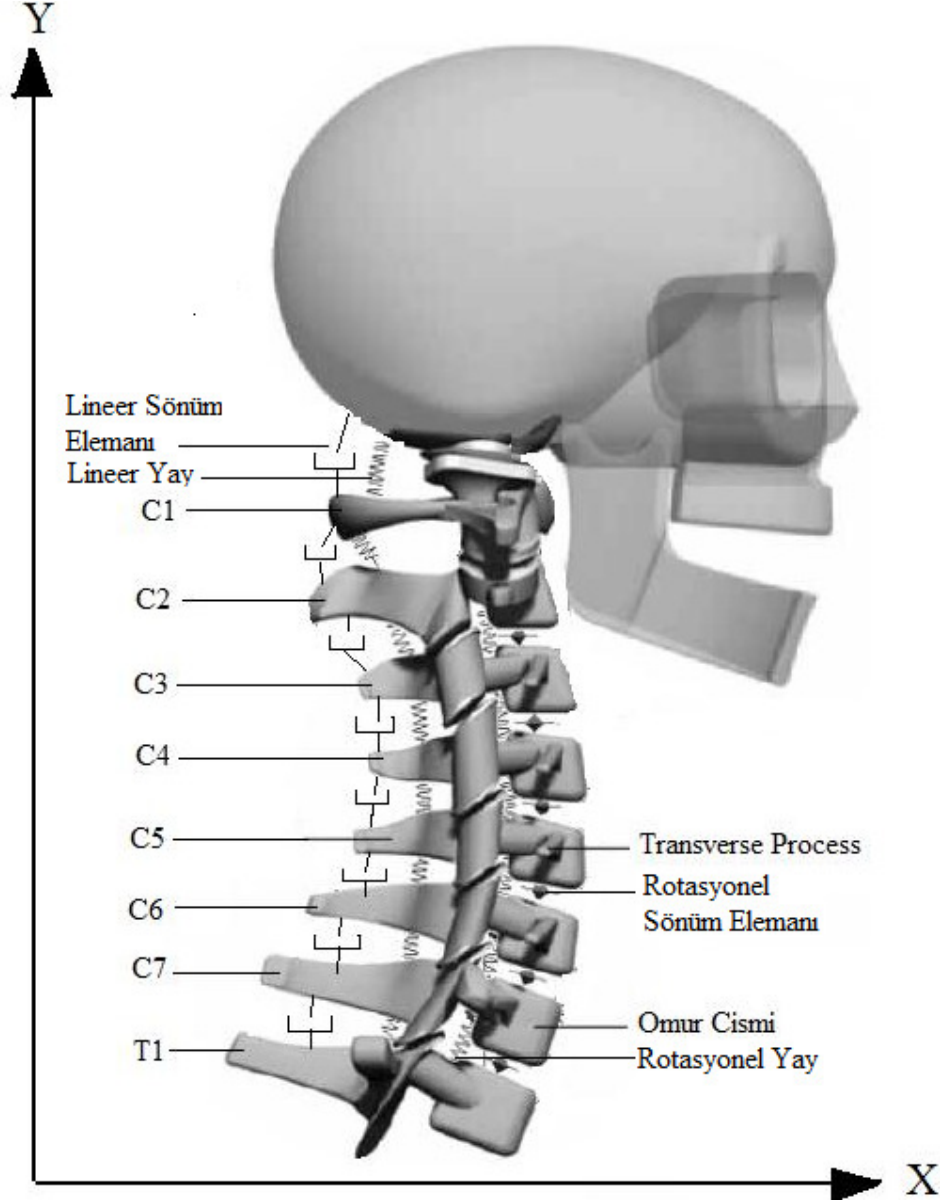
Bu sistem için X_{Ci}, Y_{Ci} ve θ_{Ci} ($i=1,2,\dots,7$) değişkenleri $C_1 - C_7$ omurlarının konum değişkenleri, X_{T1}, Y_{T1} ve θ_{T1} T1 omuruna ait konum değişkenleri, X_{C_0}, Y_{C_0} ve θ_{C_0} ise kafanın konum değişkenleridir. Bunlar için başlangıç değerleri $X_{Ci}^I, Y_{Ci}^I, \theta_{Ci}^I$; $X_{C_0}^I, Y_{C_0}^I, \theta_{C_0}^I$; $X_{T1}^I, Y_{T1}^I, \theta_{T1}^I$ şeklindedir. Burada,

$$\zeta_{Ci} = X_{Ci} - X_{Ci}^I; \zeta_{T1} = X_{T1} - X_{T1}^I$$

$$\eta_{Ci} = Y_{Ci} - Y_{Ci}^I; \eta_{T1} = Y_{T1} - Y_{T1}^I$$

$$\phi_{Ci} = \theta_{Ci} - \theta_{Ci}^I; \phi_{T1} = \theta_{T1} - \theta_{T1}^I$$

($i = 1, 2, \dots, 7$) şeklinde değişken dönüşümü yapılarak sistemin denge konumu (omurların doğal durumundaki hali) orjine taşınmıştır ve denklemler buna göre çıkarılmıştır.



Şekil 4.2 Yirmi dört serbestlik derecesine sahip baş-boyun sistemi[7]

Yirmi dört serbestlik derecesine sahip sistemin kinetik, potansiyel ve sönüm enerjisi terimleri şöyledir;

$$\begin{aligned}
K = & \frac{1}{2}m_{c_0}(\dot{\zeta}_{c_0}^2 + \dot{\eta}_{c_0}^2) + \frac{1}{2}I_{c_0}\dot{\phi}_{c_0}^2 + \frac{1}{2}m_{c_1}(\dot{\zeta}_{c_1}^2 + \dot{\eta}_{c_1}^2) + \frac{1}{2}I_{c_1}\dot{\phi}_{c_1}^2 \\
& + \frac{1}{2}m_{c_2}(\dot{\zeta}_{c_2}^2 + \dot{\eta}_{c_2}^2) + \frac{1}{2}I_{c_2}\dot{\phi}_{c_2}^2 + \frac{1}{2}m_{c_3}(\dot{\zeta}_{c_3}^2 + \dot{\eta}_{c_3}^2) + \frac{1}{2}I_{c_3}\dot{\phi}_{c_3}^2 \\
& + \frac{1}{2}m_{c_4}(\dot{\zeta}_{c_4}^2 + \dot{\eta}_{c_4}^2) + \frac{1}{2}I_{c_4}\dot{\phi}_{c_4}^2 + \frac{1}{2}m_{c_5}(\dot{\zeta}_{c_5}^2 + \dot{\eta}_{c_5}^2) + \frac{1}{2}I_{c_5}\dot{\phi}_{c_5}^2 \\
& + \frac{1}{2}m_{c_6}(\dot{\zeta}_{c_6}^2 + \dot{\eta}_{c_6}^2) + \frac{1}{2}I_{c_6}\dot{\phi}_{c_6}^2 + \frac{1}{2}m_{c_7}(\dot{\zeta}_{c_7}^2 + \dot{\eta}_{c_7}^2) + \frac{1}{2}I_{c_7}\dot{\phi}_{c_7}^2
\end{aligned} \tag{4.1}$$

$$\begin{aligned}
D = & \frac{1}{2}c_{1x}(\zeta_{c_0} - \zeta_{c_1})^2 + \frac{1}{2}c_{1y}(\eta_{c_0} - \eta_{c_1})^2 + \frac{1}{2}c_{t1}(\phi_{c_0} - \phi_{c_1})^2 \\
& + \frac{1}{2}c_{2x}(\zeta_{c_1} - \zeta_{c_2})^2 + \frac{1}{2}c_{2y}(\eta_{c_1} - \eta_{c_2})^2 + \frac{1}{2}c_{t2}(\phi_{c_1} - \phi_{c_2})^2 \\
& + \frac{1}{2}c_{3x}(\zeta_{c_2} - \zeta_{c_3})^2 + \frac{1}{2}c_{3y}(\eta_{c_2} - \eta_{c_3})^2 + \frac{1}{2}c_{t3}(\phi_{c_2} - \phi_{c_3})^2 \\
& + \frac{1}{2}c_{4x}(\zeta_{c_3} - \zeta_{c_4})^2 + \frac{1}{2}c_{4y}(\eta_{c_3} - \eta_{c_4})^2 + \frac{1}{2}c_{t4}(\phi_{c_3} - \phi_{c_4})^2 \\
& + \frac{1}{2}c_{5x}(\zeta_{c_4} - \zeta_{c_5})^2 + \frac{1}{2}c_{5y}(\eta_{c_4} - \eta_{c_5})^2 + \frac{1}{2}c_{t5}(\phi_{c_4} - \phi_{c_5})^2 \\
& + \frac{1}{2}c_{6x}(\zeta_{c_5} - \zeta_{c_6})^2 + \frac{1}{2}c_{6y}(\eta_{c_5} - \eta_{c_6})^2 + \frac{1}{2}c_{t6}(\phi_{c_5} - \phi_{c_6})^2 \\
& + \frac{1}{2}c_{7x}(\zeta_{c_6} - \zeta_{c_7})^2 + \frac{1}{2}c_{7y}(\eta_{c_6} - \eta_{c_7})^2 + \frac{1}{2}c_{t7}(\phi_{c_6} - \phi_{c_7})^2
\end{aligned} \tag{4.2}$$

$$\begin{aligned}
P = & \frac{1}{2}k_{1x}(\zeta_{c_0} - \zeta_{c_1})^2 + \frac{1}{2}k_{1y}(\eta_{c_0} - \eta_{c_1})^2 + \frac{1}{2}k_{t1}(\phi_{c_0} - \phi_{c_1})^2 \\
& + \frac{1}{2}k_{2x}(\zeta_{c_1} - \zeta_{c_2})^2 + \frac{1}{2}k_{2y}(\eta_{c_1} - \eta_{c_2})^2 + \frac{1}{2}k_{t2}(\phi_{c_1} - \phi_{c_2})^2 \\
& + \frac{1}{2}k_{3x}(\zeta_{c_2} - \zeta_{c_3})^2 + \frac{1}{2}k_{3y}(\eta_{c_2} - \eta_{c_3})^2 + \frac{1}{2}k_{t3}(\phi_{c_2} - \phi_{c_3})^2 \\
& + \frac{1}{2}k_{4x}(\zeta_{c_3} - \zeta_{c_4})^2 + \frac{1}{2}k_{4y}(\eta_{c_3} - \eta_{c_4})^2 + \frac{1}{2}k_{t4}(\phi_{c_3} - \phi_{c_4})^2 \\
& + \frac{1}{2}k_{5x}(\zeta_{c_4} - \zeta_{c_5})^2 + \frac{1}{2}k_{5y}(\eta_{c_4} - \eta_{c_5})^2 + \frac{1}{2}k_{t5}(\phi_{c_4} - \phi_{c_5})^2 \\
& + \frac{1}{2}k_{6x}(\zeta_{c_5} - \zeta_{c_6})^2 + \frac{1}{2}k_{6y}(\eta_{c_5} - \eta_{c_6})^2 + \frac{1}{2}k_{t6}(\phi_{c_5} - \phi_{c_6})^2 \\
& + \frac{1}{2}k_{7x}(\zeta_{c_6} - \zeta_{c_7})^2 + \frac{1}{2}k_{7y}(\eta_{c_6} - \eta_{c_7})^2 + \frac{1}{2}k_{t7}(\phi_{c_6} - \phi_{c_7})^2
\end{aligned} \tag{4.3}$$

Sistemin hareket denklemleri aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{c_0}} \right) = m_{c_0} \ddot{\zeta}_{c_0} \quad (4.4)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{c_0}} = c_{1x} (\dot{\zeta}_{c_0} - \dot{\zeta}_{c_1}) \quad (4.5)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{c_0}} = k_{1x} (\zeta_{c_0} - \zeta_{c_1}) \quad (4.6)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{c_0}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{c_0}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{c_0}} = 0 \quad (4.7)$$

$$\Rightarrow m_{c_0} \ddot{\zeta}_{c_0} + c_{1x} (\dot{\zeta}_{c_0} - \dot{\zeta}_{c_1}) + k_{1x} (\zeta_{c_0} - \zeta_{c_1}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{c_0}} \right) = m_{c_0} \ddot{\eta}_{c_0} \quad (4.8)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{c_0}} = c_{1y} (\dot{\eta}_{c_0} - \dot{\eta}_{c_1}) \quad (4.9)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{c_0}} = k_{1y} (\eta_{c_0} - \eta_{c_1}) \quad (4.10)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{c_0}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{c_0}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{c_0}} = 0 \quad (4.11)$$

$$\Rightarrow m_{c_0} \ddot{\eta}_{c_0} + c_{1y} (\dot{\eta}_{c_0} - \dot{\eta}_{c_1}) + k_{1y} (\eta_{c_0} - \eta_{c_1}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{c_0}} \right) = I_{c_0} \ddot{\phi}_{c_0} \quad (4.12)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{c_0}} = c_{t1} (\dot{\phi}_{c_0} - \dot{\phi}_{c_1}) \quad (4.13)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{c_0}} = k_{t1} (\phi_{c_0} - \phi_{c_1}) \quad (4.14)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{c_0}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{c_0}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{c_0}} = 0 \quad (4.15)$$

$$\Rightarrow m_{c_0} \ddot{\phi}_{c_0} + c_{1y} (\dot{\phi}_{c_0} - \dot{\phi}_{c_1}) + k_{1y} (\phi_{c_0} - \phi_{c_1}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{c_1}} \right) = m_{c_1} \ddot{\zeta}_{c_1} \quad (4.16)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_1}} = -c_{1x}(\dot{\zeta}_{C_0} - \dot{\zeta}_{C_1}) + c_{2x}(\dot{\zeta}_{C_1} - \dot{\zeta}_{C_2}) \quad (4.17)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_1}} = -k_{1x}(\zeta_{C_0} - \zeta_{C_1}) + k_{2x}(\zeta_{C_1} - \zeta_{C_2}) \quad (4.18)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_1}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_1}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_1}} = 0 \quad (4.19)$$

$$\Rightarrow m_{C_1} \ddot{\zeta}_{C_1} - c_{1x}(\dot{\zeta}_{C_0} - \dot{\zeta}_{C_1}) + c_{2x}(\dot{\zeta}_{C_1} - \dot{\zeta}_{C_2}) - k_{1x}(\zeta_{C_0} - \zeta_{C_1}) + k_{2x}(\zeta_{C_1} - \zeta_{C_2}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_1}} \right) = m_{C_1} \ddot{\eta}_{C_1} \quad (4.20)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_1}} = -c_{1y}(\dot{\eta}_{C_0} - \dot{\eta}_{C_1}) + c_{2y}(\dot{\eta}_{C_1} - \dot{\eta}_{C_2}) \quad (4.21)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_1}} = -k_{1y}(\eta_{C_0} - \eta_{C_1}) + k_{2y}(\eta_{C_1} - \eta_{C_2}) \quad (4.22)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_1}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_1}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_1}} = 0 \quad (4.23)$$

$$\Rightarrow m_{C_1} \ddot{\eta}_{C_1} - c_{1y}(\dot{\eta}_{C_0} - \dot{\eta}_{C_1}) + c_{2y}(\dot{\eta}_{C_1} - \dot{\eta}_{C_2}) - k_{1y}(\eta_{C_0} - \eta_{C_1}) + k_{2y}(\eta_{C_1} - \eta_{C_2}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_1}} \right) = I_{C_1} \ddot{\phi}_{C_1} \quad (4.24)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_1}} = -c_{i1}(\dot{\phi}_{C_0} - \dot{\phi}_{C_1}) + c_{i2}(\dot{\phi}_{C_1} - \dot{\phi}_{C_2}) \quad (4.25)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_1}} = -k_{i1}(\phi_{C_0} - \phi_{C_1}) + k_{i2}(\phi_{C_1} - \phi_{C_2}) \quad (4.26)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_1}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_1}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_1}} = 0 \quad (4.27)$$

$$\Rightarrow I_{C_1} \ddot{\phi}_{C_1} - c_{i1}(\dot{\phi}_{C_0} - \dot{\phi}_{C_1}) + c_{i2}(\dot{\phi}_{C_1} - \dot{\phi}_{C_2}) - k_{i1}(\phi_{C_0} - \phi_{C_1}) + k_{i2}(\phi_{C_1} - \phi_{C_2}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_2}} \right) = m_{C_2} \ddot{\zeta}_{C_2} \quad (4.28)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \zeta_{C_2}} = -c_{2x} (\dot{\zeta}_{C_1} - \dot{\zeta}_{C_2}) + c_{3x} (\dot{\zeta}_{C_2} - \dot{\zeta}_{C_3}) \quad (4.29)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_2}} = -k_{2x} (\zeta_{C_1} - \zeta_{C_2}) + k_{3x} (\zeta_{C_2} - \zeta_{C_3}) \quad (4.30)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_2}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_2}} + \frac{\partial D}{\partial \zeta_{C_2}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_2} \ddot{\zeta}_{C_2} - c_{2x} (\dot{\zeta}_{C_1} - \dot{\zeta}_{C_2}) + c_{3x} (\dot{\zeta}_{C_2} - \dot{\zeta}_{C_3}) \\ &\quad - k_{2x} (\zeta_{C_1} - \zeta_{C_2}) + k_{3x} (\zeta_{C_2} - \zeta_{C_3}) = 0 \end{aligned} \quad (4.31)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_2}} \right) = m_{C_2} \ddot{\eta}_{C_2} \quad (4.32)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \eta_{C_2}} = -c_{2y} (\dot{\eta}_{C_1} - \dot{\eta}_{C_2}) + c_{3y} (\dot{\eta}_{C_2} - \dot{\eta}_{C_3}) \quad (4.33)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_2}} = -k_{2y} (\eta_{C_1} - \eta_{C_2}) + k_{3y} (\eta_{C_2} - \eta_{C_3}) \quad (4.34)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_2}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_2}} + \frac{\partial D}{\partial \eta_{C_2}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_2} \ddot{\eta}_{C_2} - c_{2y} (\dot{\eta}_{C_1} - \dot{\eta}_{C_2}) + c_{3y} (\dot{\eta}_{C_2} - \dot{\eta}_{C_3}) \\ &\quad - k_{2y} (\eta_{C_1} - \eta_{C_2}) + k_{3y} (\eta_{C_2} - \eta_{C_3}) = 0 \end{aligned} \quad (4.35)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_2}} \right) = I_{C_2} \ddot{\phi}_{C_2} \quad (4.36)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \phi_{C_2}} = -c_{i2} (\dot{\phi}_{C_1} - \dot{\phi}_{C_2}) + c_{i3} (\dot{\phi}_{C_2} - \dot{\phi}_{C_3}) \quad (4.37)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_2}} = -k_{i2} (\phi_{C_1} - \phi_{C_2}) + k_{i3} (\phi_{C_2} - \phi_{C_3}) \quad (4.38)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_2}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_2}} + \frac{\partial D}{\partial \phi_{C_2}} &= 0 \\ \Rightarrow I_{C_2} \ddot{\phi}_{C_2} - c_{i2} (\dot{\phi}_{C_1} - \dot{\phi}_{C_2}) + c_{i3} (\dot{\phi}_{C_2} - \dot{\phi}_{C_3}) \\ &\quad - k_{i2} (\phi_{C_1} - \phi_{C_2}) + k_{i3} (\phi_{C_2} - \phi_{C_3}) = 0 \end{aligned} \quad (4.39)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_3}} \right) = m_{C_3} \ddot{\zeta}_{C_3} \quad (4.40)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_3}} = -c_{3x} (\dot{\zeta}_{C_2} - \dot{\zeta}_{C_3}) + c_{4x} (\dot{\zeta}_{C_3} - \dot{\zeta}_{C_4}) \quad (4.41)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_3}} = -k_{3x} (\zeta_{C_2} - \zeta_{C_3}) + k_{4x} (\zeta_{C_3} - \zeta_{C_4}) \quad (4.42)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_3}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_3}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_3}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_3} \ddot{\zeta}_{C_3} - c_{3x} (\dot{\zeta}_{C_2} - \dot{\zeta}_{C_3}) + c_{4x} (\dot{\zeta}_{C_3} - \dot{\zeta}_{C_4}) \\ &\quad - k_{3x} (\zeta_{C_2} - \zeta_{C_3}) + k_{4x} (\zeta_{C_3} - \zeta_{C_4}) = 0 \end{aligned} \quad (4.43)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_3}} \right) = m_{C_3} \ddot{\eta}_{C_3} \quad (4.44)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_3}} = -c_{3y} (\dot{\eta}_{C_2} - \dot{\eta}_{C_3}) + c_{4y} (\dot{\eta}_{C_3} - \dot{\eta}_{C_4}) \quad (4.45)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_3}} = -k_{3y} (\eta_{C_2} - \eta_{C_3}) + k_{4y} (\eta_{C_3} - \eta_{C_4}) \quad (4.46)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_3}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_3}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_3}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_3} \ddot{\eta}_{C_3} - c_{3y} (\dot{\eta}_{C_2} - \dot{\eta}_{C_3}) + c_{4y} (\dot{\eta}_{C_3} - \dot{\eta}_{C_4}) \\ &\quad - k_{3y} (\eta_{C_2} - \eta_{C_3}) + k_{4y} (\eta_{C_3} - \eta_{C_4}) = 0 \end{aligned} \quad (4.47)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_3}} \right) = I_{C_3} \ddot{\phi}_{C_3} \quad (4.48)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_3}} = -c_{i3} (\dot{\phi}_{C_2} - \dot{\phi}_{C_3}) + c_{i4} (\dot{\phi}_{C_3} - \dot{\phi}_{C_4}) \quad (4.49)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_3}} = -k_{i3} (\phi_{C_2} - \phi_{C_3}) + k_{i4} (\phi_{C_3} - \phi_{C_4}) \quad (4.50)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_3}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_3}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_3}} &= 0 \\ \Rightarrow I_{C_3} \ddot{\phi}_{C_3} - c_{i3} (\dot{\phi}_{C_2} - \dot{\phi}_{C_3}) + c_{i4} (\dot{\phi}_{C_3} - \dot{\phi}_{C_4}) \\ &\quad - k_{i3} (\phi_{C_2} - \phi_{C_3}) + k_{i4} (\phi_{C_3} - \phi_{C_4}) = 0 \end{aligned} \quad (4.51)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_4}} \right) = m_{C_4} \ddot{\zeta}_{C_4} \quad (4.52)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_4}} = -c_{4x} (\dot{\zeta}_{C_3} - \dot{\zeta}_{C_4}) + c_{5x} (\dot{\zeta}_{C_4} - \dot{\zeta}_{C_5}) \quad (4.53)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_4}} = -k_{4x} (\zeta_{C_3} - \zeta_{C_4}) + k_{5x} (\zeta_{C_4} - \zeta_{C_5}) \quad (4.54)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_4}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_4}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_4}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_4} \ddot{\zeta}_{C_4} - c_{4x} (\dot{\zeta}_{C_3} - \dot{\zeta}_{C_4}) + c_{5x} (\dot{\zeta}_{C_4} - \dot{\zeta}_{C_5}) \\ &\quad - k_{4x} (\zeta_{C_3} - \zeta_{C_4}) + k_{5x} (\zeta_{C_4} - \zeta_{C_5}) = 0 \end{aligned} \quad (4.55)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_4}} \right) = m_{C_4} \ddot{\eta}_{C_4} \quad (4.56)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_4}} = -c_{4y} (\dot{\eta}_{C_3} - \dot{\eta}_{C_4}) + c_{5y} (\dot{\eta}_{C_4} - \dot{\eta}_{C_5}) \quad (4.57)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_4}} = -k_{4y} (\eta_{C_3} - \eta_{C_4}) + k_{5y} (\eta_{C_4} - \eta_{C_5}) \quad (4.58)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_4}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_4}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_4}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_{21}} \ddot{\eta}_{C_3} - c_{4y} (\dot{\eta}_{C_3} - \dot{\eta}_{C_4}) + c_{5y} (\dot{\eta}_{C_4} - \dot{\eta}_{C_5}) \\ &\quad - k_{4y} (\eta_{C_3} - \eta_{C_4}) + k_{5y} (\eta_{C_4} - \eta_{C_5}) = 0 \end{aligned} \quad (4.59)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_4}} \right) = I_{C_4} \ddot{\phi}_{C_4} \quad (4.60)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_4}} = -c_{t4} (\dot{\phi}_{C_3} - \dot{\phi}_{C_4}) + c_{t5} (\dot{\phi}_{C_4} - \dot{\phi}_{C_5}) \quad (4.61)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_4}} = -k_{t4} (\phi_{C_3} - \phi_{C_4}) + k_{t5} (\phi_{C_4} - \phi_{C_5}) \quad (4.62)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_4}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_4}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_4}} &= 0 \\ \Rightarrow I_{C_4} \ddot{\phi}_{C_4} - c_{t4} (\dot{\phi}_{C_3} - \dot{\phi}_{C_4}) + c_{t5} (\dot{\phi}_{C_4} - \dot{\phi}_{C_5}) \\ &\quad - k_{t4} (\phi_{C_3} - \phi_{C_4}) + k_{t5} (\phi_{C_4} - \phi_{C_5}) = 0 \end{aligned} \quad (4.63)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_5}} \right) = m_{C_5} \ddot{\zeta}_{C_5} \quad (4.64)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_5}} = -c_{5x} (\dot{\zeta}_{C_4} - \dot{\zeta}_{C_5}) + c_{6x} (\dot{\zeta}_{C_5} - \dot{\zeta}_{C_6}) \quad (4.65)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_5}} = -k_{5x} (\zeta_{C_4} - \zeta_{C_5}) + k_{6x} (\zeta_{C_5} - \zeta_{C_6}) \quad (4.66)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_5}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_5}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_5}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_5} \ddot{\zeta}_{C_5} - c_{5x} (\dot{\zeta}_{C_4} - \dot{\zeta}_{C_5}) + c_{6x} (\dot{\zeta}_{C_5} - \dot{\zeta}_{C_6}) \\ &\quad - k_{5x} (\zeta_{C_4} - \zeta_{C_5}) + k_{6x} (\zeta_{C_5} - \zeta_{C_6}) = 0 \end{aligned} \quad (4.67)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_5}} \right) = m_{C_5} \ddot{\eta}_{C_5} \quad (4.68)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_5}} = -c_{5y} (\dot{\eta}_{C_4} - \dot{\eta}_{C_5}) + c_{6y} (\dot{\eta}_{C_5} - \dot{\eta}_{C_6}) \quad (4.69)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_5}} = -k_{5y} (\eta_{C_4} - \eta_{C_5}) + k_{6y} (\eta_{C_5} - \eta_{C_6}) \quad (4.70)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_5}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_5}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_5}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_5} \ddot{\eta}_{C_5} - c_{5y} (\dot{\eta}_{C_4} - \dot{\eta}_{C_5}) + c_{6y} (\dot{\eta}_{C_5} - \dot{\eta}_{C_6}) \\ &\quad - k_{5y} (\eta_{C_4} - \eta_{C_5}) + k_{6y} (\eta_{C_5} - \eta_{C_6}) = 0 \end{aligned} \quad (4.71)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_5}} \right) = I_{C_5} \ddot{\phi}_{C_5} \quad (4.72)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_5}} = -c_{i5} (\dot{\phi}_{C_4} - \dot{\phi}_{C_5}) + c_{i6} (\dot{\phi}_{C_5} - \dot{\phi}_{C_6}) \quad (4.73)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_5}} = -k_{i5} (\phi_{C_4} - \phi_{C_5}) + k_{i6} (\phi_{C_5} - \phi_{C_6}) \quad (4.74)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_5}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_5}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_5}} &= 0 \\ \Rightarrow I_{C_5} \ddot{\phi}_{C_5} - c_{i5} (\dot{\phi}_{C_4} - \dot{\phi}_{C_5}) + c_{i6} (\dot{\phi}_{C_5} - \dot{\phi}_{C_6}) \\ &\quad - k_{i5} (\phi_{C_4} - \phi_{C_5}) + k_{i6} (\phi_{C_5} - \phi_{C_6}) = 0 \end{aligned} \quad (4.75)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_6}} \right) = m_{C_6} \ddot{\zeta}_{C_6} \quad (4.76)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_6}} = -c_{6x} (\dot{\zeta}_{C_5} - \dot{\zeta}_{C_6}) + c_{7x} (\dot{\zeta}_{C_6} - \dot{\zeta}_{C_7}) \quad (4.77)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_6}} = -k_{6x} (\zeta_{C_5} - \zeta_{C_6}) + k_{7x} (\zeta_{C_6} - \zeta_{C_7}) \quad (4.78)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_6}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_6}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_6}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_6} \ddot{\zeta}_{C_6} - c_{6x} (\dot{\zeta}_{C_5} - \dot{\zeta}_{C_6}) + c_{7x} (\dot{\zeta}_{C_6} - \dot{\zeta}_{C_7}) \\ &\quad - k_{6x} (\zeta_{C_5} - \zeta_{C_6}) + k_{7x} (\zeta_{C_6} - \zeta_{C_7}) = 0 \end{aligned} \quad (4.79)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_6}} \right) = m_{C_6} \ddot{\eta}_{C_6} \quad (4.80)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_6}} = -c_{6y} (\dot{\eta}_{C_5} - \dot{\eta}_{C_6}) + c_{7y} (\dot{\eta}_{C_6} - \dot{\eta}_{C_7}) \quad (4.81)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_6}} = -k_{6y} (\eta_{C_5} - \eta_{C_6}) + k_{7y} (\eta_{C_6} - \eta_{C_7}) \quad (4.82)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_6}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_6}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_6}} &= 0 \\ \Rightarrow m_{C_6} \ddot{\eta}_{C_6} - c_{6y} (\dot{\eta}_{C_5} - \dot{\eta}_{C_6}) + c_{7y} (\dot{\eta}_{C_6} - \dot{\eta}_{C_7}) \\ &\quad - k_{6y} (\eta_{C_5} - \eta_{C_6}) + k_{7y} (\eta_{C_6} - \eta_{C_7}) = 0 \end{aligned} \quad (4.83)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_6}} \right) = I_{C_6} \ddot{\phi}_{C_6} \quad (4.84)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_6}} = -c_{i6} (\dot{\phi}_{C_5} - \dot{\phi}_{C_6}) + c_{i7} (\dot{\phi}_{C_6} - \dot{\phi}_{C_7}) \quad (4.85)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_6}} = -k_{i6} (\phi_{C_5} - \phi_{C_6}) + k_{i7} (\phi_{C_6} - \phi_{C_7}) \quad (4.86)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_6}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_6}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_6}} &= 0 \\ \Rightarrow I_{C_6} \ddot{\phi}_{C_6} - c_{i6} (\dot{\phi}_{C_5} - \dot{\phi}_{C_6}) + c_{i7} (\dot{\phi}_{C_6} - \dot{\phi}_{C_7}) \\ &\quad - k_{i6} (\phi_{C_5} - \phi_{C_6}) + k_{i7} (\phi_{C_6} - \phi_{C_7}) = 0 \end{aligned} \quad (4.87)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_7}} \right) = m_{C_7} \ddot{\zeta}_{C_7} \quad (4.89)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_7}} = -c_{7x} (\dot{\zeta}_{C_6} - \dot{\zeta}_{C_7}) \quad (4.90)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_7}} = -k_{7x} (\zeta_{C_6} - \zeta_{C_7}) \quad (4.91)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\zeta}_{C_7}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \zeta_{C_7}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\zeta}_{C_7}} = 0 \quad (4.91)$$

$$\Rightarrow m_{C_7} \ddot{\zeta}_{C_7} - c_{7x} (\dot{\zeta}_{C_6} - \dot{\zeta}_{C_7}) - k_{7x} (\zeta_{C_6} - \zeta_{C_7}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_7}} \right) = m_{C_7} \ddot{\eta}_{C_7} \quad (4.92)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_7}} = -c_{7y} (\dot{\eta}_{C_6} - \dot{\eta}_{C_7}) \quad (4.93)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \eta_{C_7}} = -k_{7y} (\eta_{C_6} - \eta_{C_7}) \quad (4.94)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\eta}_{C_7}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \eta_{C_7}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\eta}_{C_7}} = 0 \quad (4.95)$$

$$\Rightarrow m_{C_7} \ddot{\eta}_{C_7} - c_{7y} (\dot{\eta}_{C_6} - \dot{\eta}_{C_7}) - k_{7y} (\eta_{C_6} - \eta_{C_7}) = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_7}} \right) = I_{C_7} \ddot{\phi}_{C_7} \quad (4.96)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_7}} = -c_{t7} (\dot{\phi}_{C_6} - \dot{\phi}_{C_7}) \quad (4.97)$$

$$\frac{\partial P}{\partial \phi_{C_7}} = -k_{t7} (\phi_{C_6} - \phi_{C_7}) \quad (4.98)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\phi}_{C_7}} \right) + \frac{\partial P}{\partial \phi_{C_7}} + \frac{\partial D}{\partial \dot{\phi}_{C_7}} = 0 \quad (4.99)$$

$$\Rightarrow I_{C_7} \ddot{\phi}_{C_7} - c_{t7} (\dot{\phi}_{C_6} - \dot{\phi}_{C_7}) - k_{t7} (\phi_{C_6} - \phi_{C_7}) = 0$$

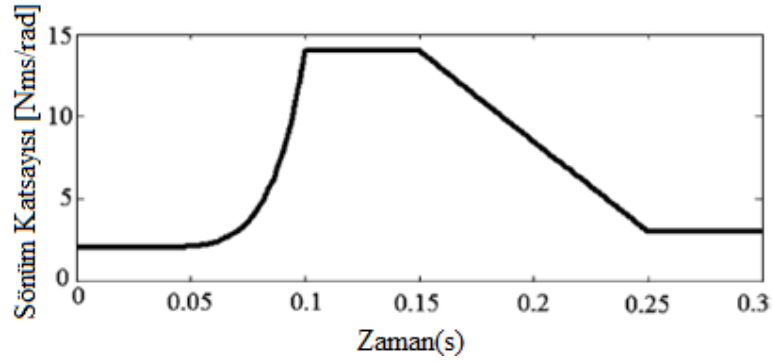
4.2 MODEL PARAMETRELERİNİN TESBİTİ

Sistemin kütle ve atalet moment değerleri Van Der Horst [5] tarafından yapılan çalışmadan alınmıştır. Başlangıç durumundaki pozisyonunun koordinatları ise Van Der Horst [5] tarafından yapılan çalışmalar kullanılarak hesaplanmıştır.

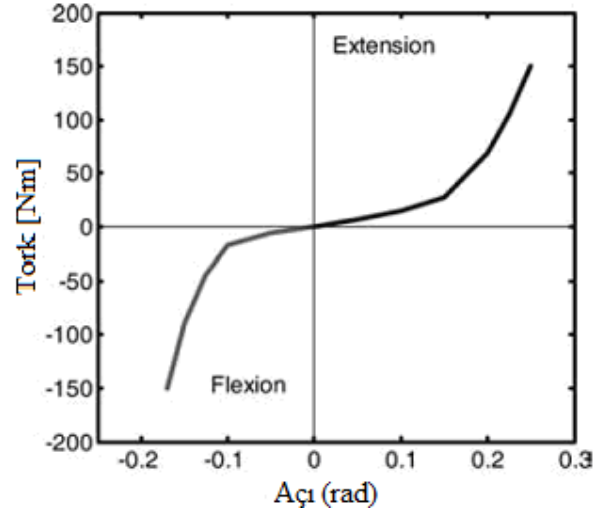
Tablo 4.1 Sisteme ait atalet ve kütle değerleri[5,7]

İsim	Kütle (kg)	Atalet Momenti (kg cm ²)				Local koordinat sisteminin global koordinat sistemine göre yeri(mm)		Ağırlık merkezinin local koordinat sistemine göre pozisyonu (mm)		Doğal Pozisyonu (Derece)
		I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}	I_{xz}	X	Z	c_{gx}	c_{gz}	
T1						0.0	0.0			0.0
C7	0.22	2.2	2.2	4.3	-	6.4	16.8	-8.2	0.0	20.8
C6	0.24	2.4	2.4	4.7	-	11.1	34.7	-8.3	0.0	15.2
C5	0.23	2.3	2.3	4.5	-	12.9	52.2	-8.1	0.0	10
C4	0.23	2.3	2.3	4.4	-	12.7	69.8	-7.9	0.0	5.3
C3	0.24	2.4	2.4	4.6	-	10.3	87.5	-7.8	0.0	0.0
C2	0.25	2.5	2.5	4.8	-	7.02	106.5	-7.7	0.0	0.0
C1	0.22	2.2	2.2	4.2	-	7.02	123.0	-7.7	0.0	0.0
C0	4.69	181	236	173	71.0	3.02	143.0	37.0	43.0	0.0

Rotasyonel ve lineer yay ve sönüm elemanlarının katsayısı tespit edilirken bir çok çalışma incelenmiş ve geç çalışmalardaki yaya katsayısı kullanılmıştır. Bu katsayılar Non-lineer seçilerek kas hareketleri sisteme yansıtılmaya çalışılmıştır.



Şekil 4.3 Non-lineer Rotasyonel Sönümleyici Katsayısı[7]



Şekil 4.4 Non-lineer Rotasyonel Yay Katsayısı[7]

4.3 MODELDEN ELDE EDİLEN SONUÇLAR VE LİTERATÜRLE KARŞILAŞTIRILMASI

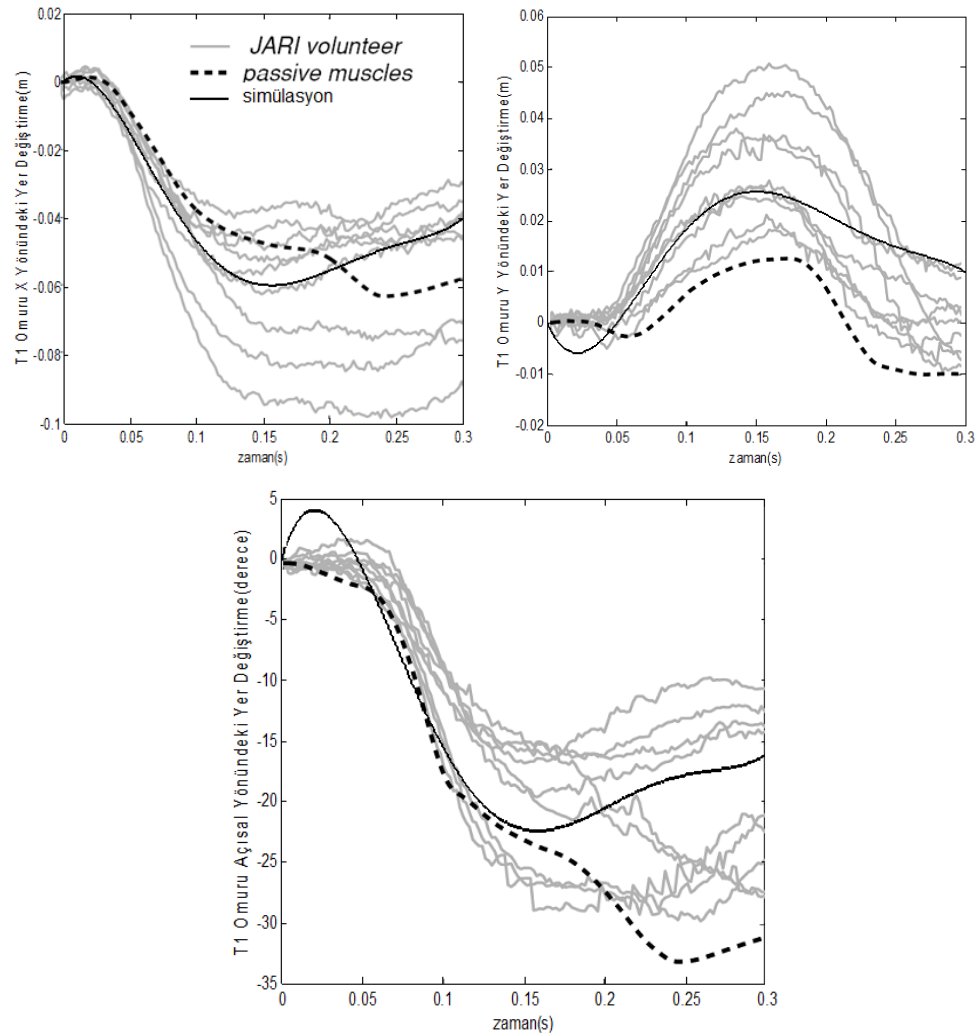
Hem T1 omurunda hem de baş 25 ila 35 saniye arasında hareket başlamaktadır. Bu saniyeler arasında belirgin bir hareket başlamamaktadır. Fakat küçük bir miktar eğme momenti boyuna uygulanmaya başlanmaktadır.

50 ila 100 ms arasında omurga doğrusallaşır ve gövde yükselir ve S şekli meydana gelir. Bu durumda üst omurlarda fleksiyon alt omurlarda ise ekstansiyon hareketi meydana gelir. Maksimum eksenel basma kuvveti 50 ms meydana gelir. Bu süre boyunca kesme kuvvetleri artmaktadır. 100 ila 150 ms arasında maksimum dönme açısına ulaşılır. Kafadaki ivmeler maksimuma ulaşmaktadır. Kesme kuvvetlerinde de maksimuma ulaşmaktadır. 150 ila 300 ms arasında baş maksimum ekstansiyon açısına ulaşır. İvmelenme düşmeye başlamaktadır. Ayrıca boyun kesme kuvvetleri, eğilme kuvvetleri ve eksenel kuvvetler azalmaya başlamaktadır.

Modelden elde edilen değerler eğilim olarak deneysel verileri tutarken merteye olarak düşüktür. Omurlardan bir kısmı kendi fizyolojik sınırın üstünde yer değiştirdiğinden boyunda hasarlar meydana gelebilme ihtimali mevcuttur.

4.3.1 4g Arkadan Çarpma Darbesine Karşı Sistemin Cevabı

Simülasyonda 4g arkadan çarpma darbesine karşılık JARI (Japon Otomobil Araştırma Enstitüsü) tarafından yapılan testlerden elde edilen sonuçlar kullanılmıştır. T1 omurunun hareketleri sisteme giriş olarak verilmiştir. Deneyde 4g darbe uygulanmış ve hız değişimi 9,3 km/h 'dır. Deneyde koltuk kafalığı ve emniyet kemeri kullanılmamıştır[5]. Şekil 4.5 'te sisteme verilen T1 omuru X, Y ve Θ yönündeki yer değiştirmeler JARI laboratuvarı tarafından yapılan değerlerin ortalama değeri alınmıştır.



Şekil 4.5 JARI test sonuçlarına ve modelleme sonuçlarına göre T1 omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme[5]

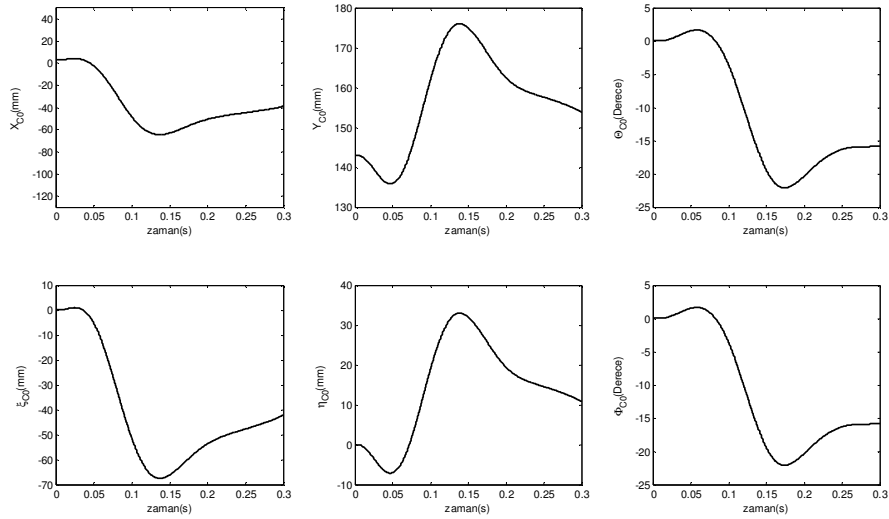
Hareketin ilk kısmında (0-100ms) araba koltuk gövdeyi iter. Gövde koltukla birlikte öne doğru ivmelenir. Baş harekete geçer. Omurganın öne doğru hareketi sonucu göğüs ve

boyun omurları düzleşir. Omurga düzleşir ve gövde yükselir. Omurlar S şekline alır. Bu durumda üst boyun omurlarda fleksiyon alt boyun omurlar ise ektensiyon hareketi meydana gelir.

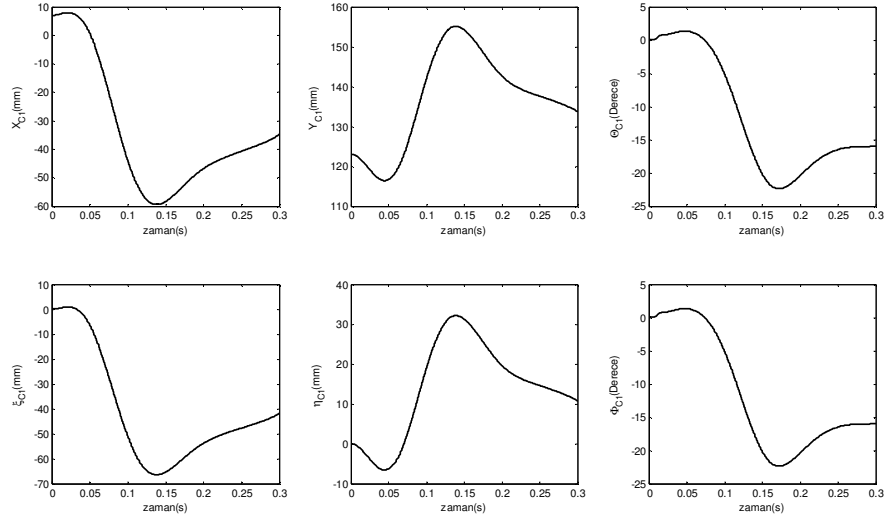
Hareketin ikinci kısmında (100-150ms) Gövde öne doğru ivmelenir ve alt boyun omurlarını gövde tarafından öne doğru çekilir. Boyun ve omurlar en fazla yerdeğiştirme bu zaman aralığında meydana gelir. Baş arka tarafa doğru koltuk kafalığına kadar döner. Çarpmanın şiddetine göre boyunun ön kısmındaki bağ dokular çarpmanın bu evresinde yaralanabilir.

Hareketin son kısmında (150-300) ise gövde öne ve aşağıya doğru hareket eder. Baş ve boyun dönüşü maksimum ektensiyon (arkaya eğilme) ulaşır. Kaslar 220 ms civarında etkisi yok olur.

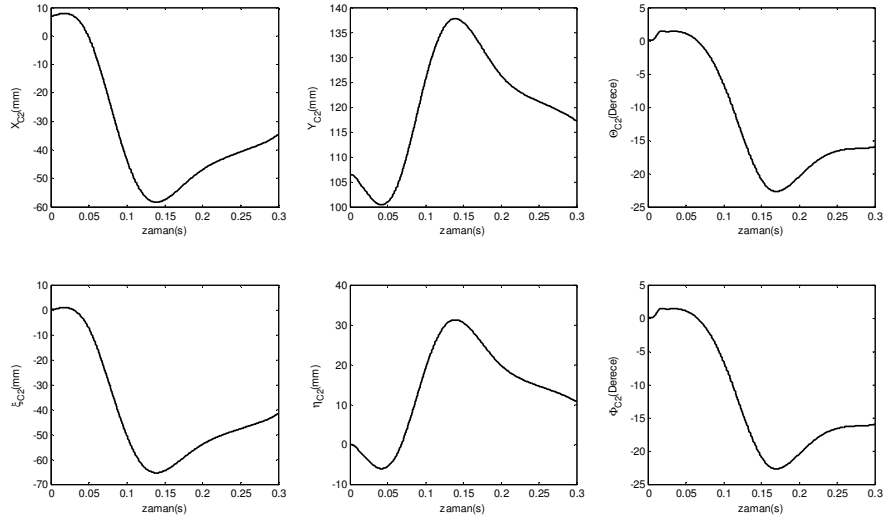
Şekil 4.6, şekil 4.7, şekil 4.8, şekil 4.9, şekil 4.10, şekil 4.11, şekil 4.12 ve şekil 4.13 bakıldığında maksimum şekil değiştirme 150 ms civarında meydana gelmiştir.



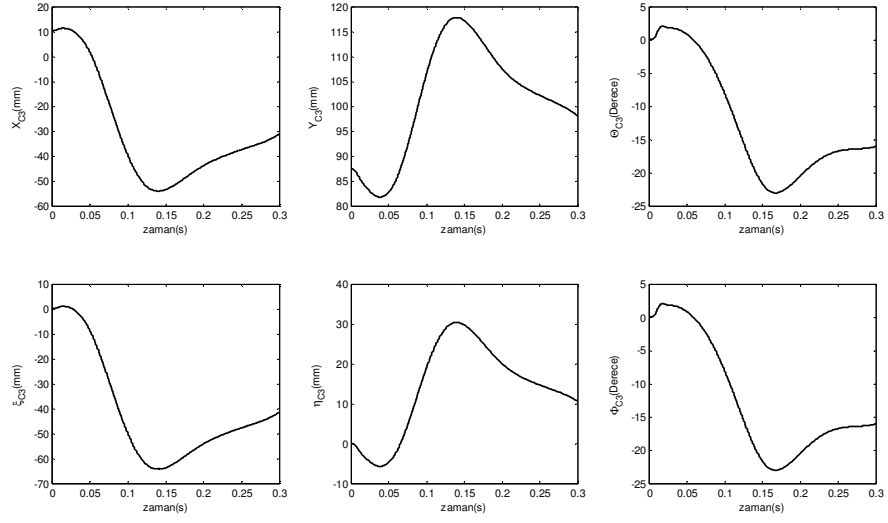
Şekil 4.6 Başın açısal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



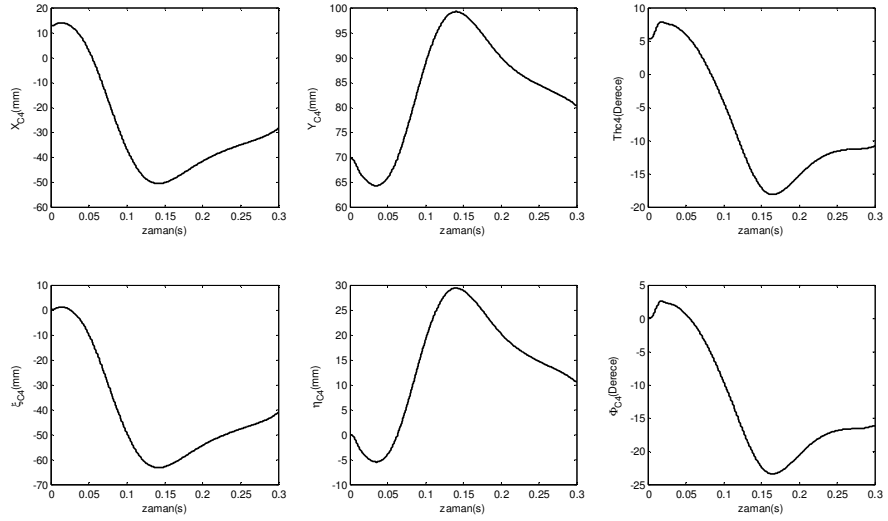
Şekil 4.7 C1 Omuru açılal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



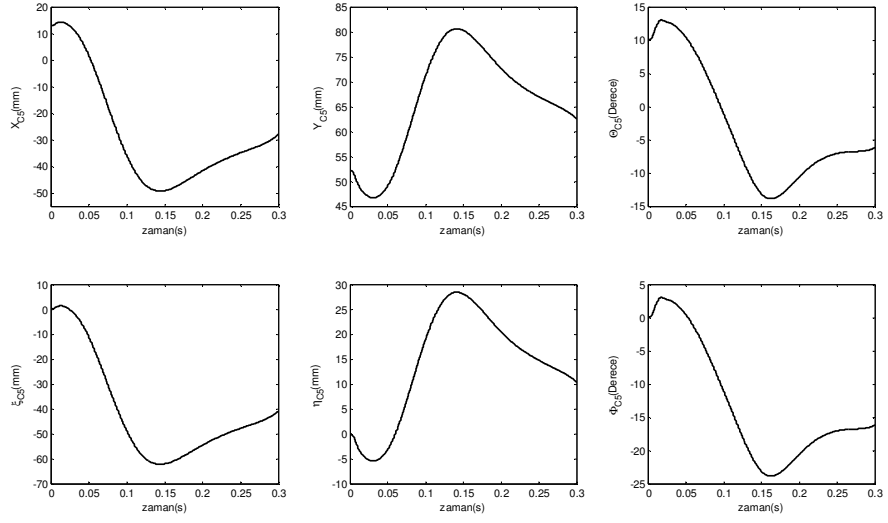
Şekil 4.8 C2 Omuru açılal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



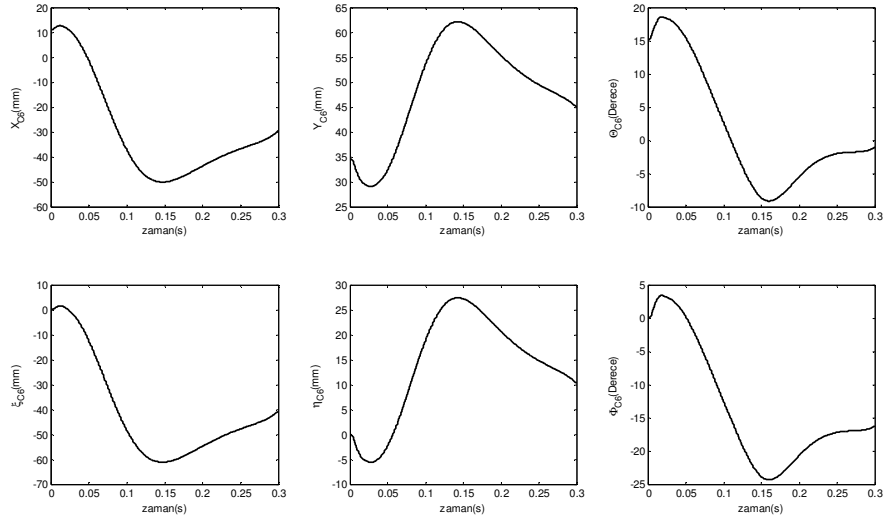
Şekil 4.9 C3 Omuru açisal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



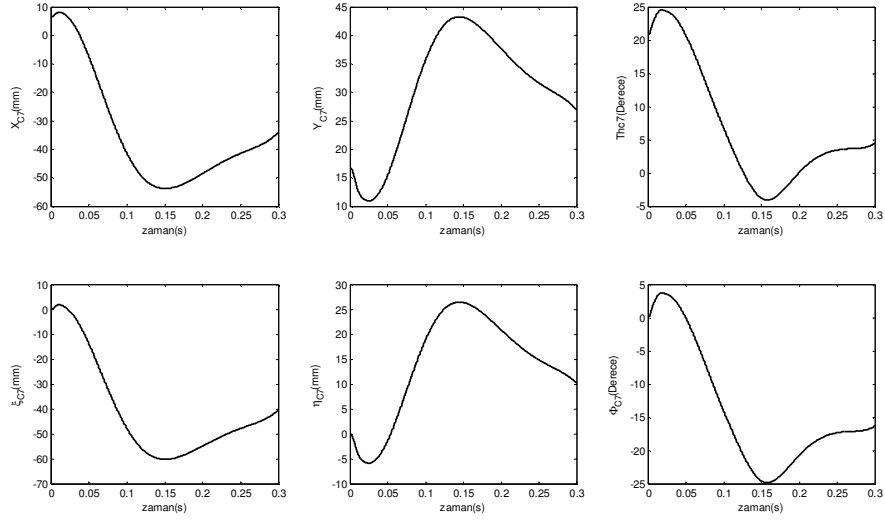
Şekil 4.10 C4 Omuru açisal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



Şekil 4.11 C5 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme

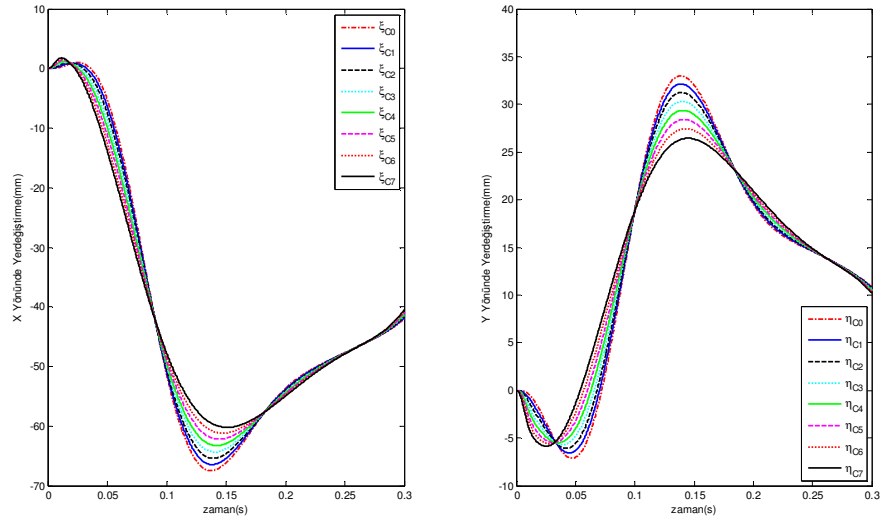


Şekil 4.12 C6 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme

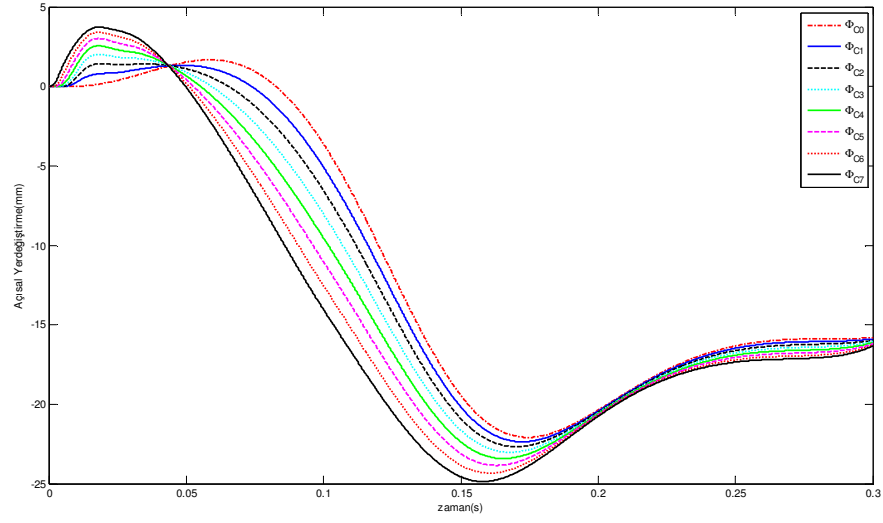


Şekil 4.13 C7 Omuru açısal, X ve Y yönündeki yer değiştirme

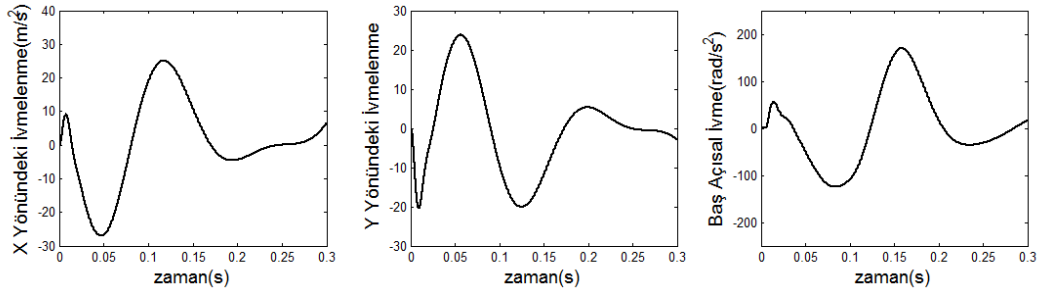
Şekil 4.14 ve 4.15 tüm omurların ve başın arkadan çarpma sonucu açısal ve lineer yerdeğiştirme gösterilmektedir. İlk etapta koltuktan gelen etki ile T1 omuru harekete başlar ve bu hareket T1 omuru vasıtasıyla diğer omurlara aktarılmaktadırlar. Bu nedenle kafa kendi ataletinden dolayı harekete başlamaz. En geç harekete kafa başlar.



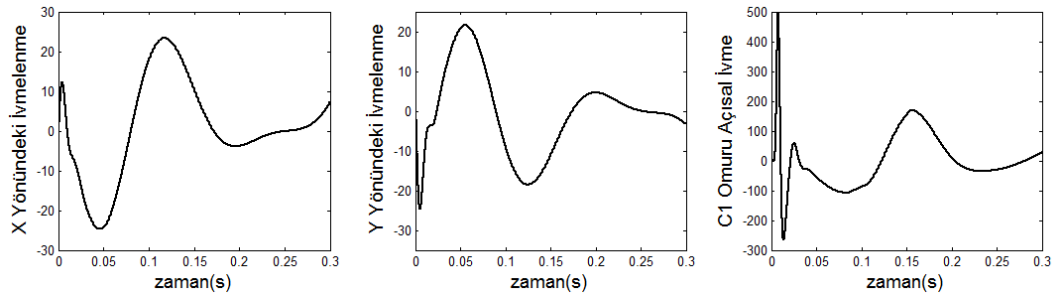
Şekil 4.14 Baş ve omurların X ve Y yönündeki yer değiştirme



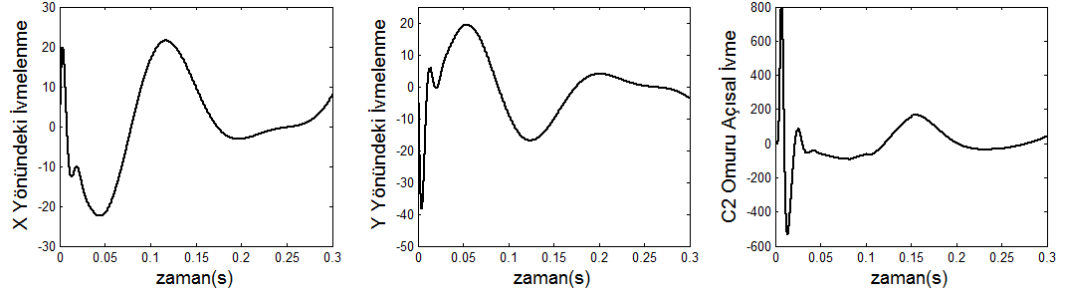
Şekil 4.15 Baş ve omurların açısai yer değiştirme



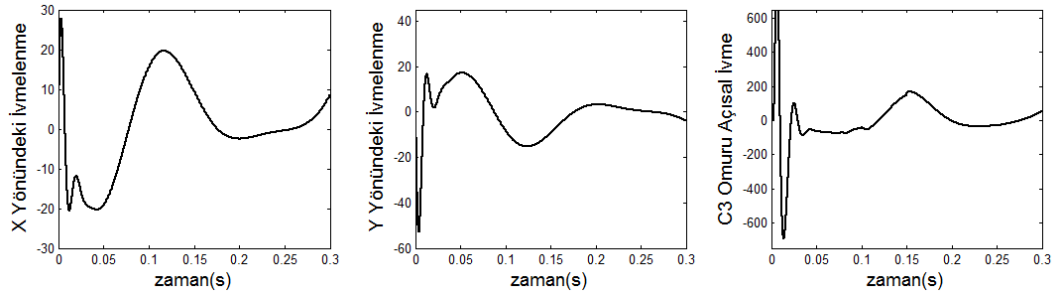
Şekil 4.16 İnsan Başın ivmelenmesi



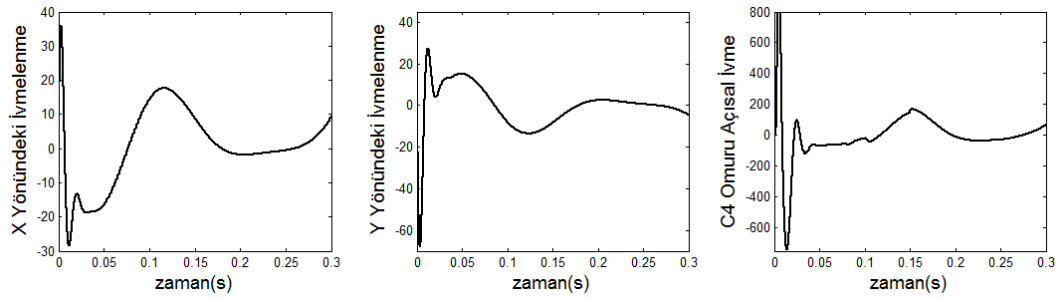
Şekil 4.17 C1 Omuru ivmelenmesi



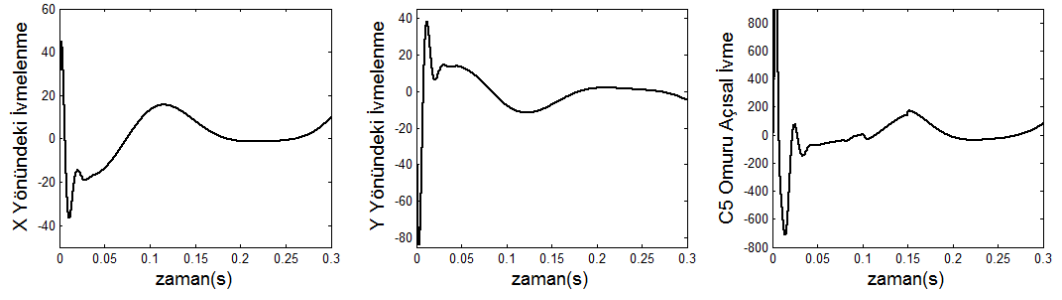
Şekil 4.18 C2 Omuru ivmelenmesi



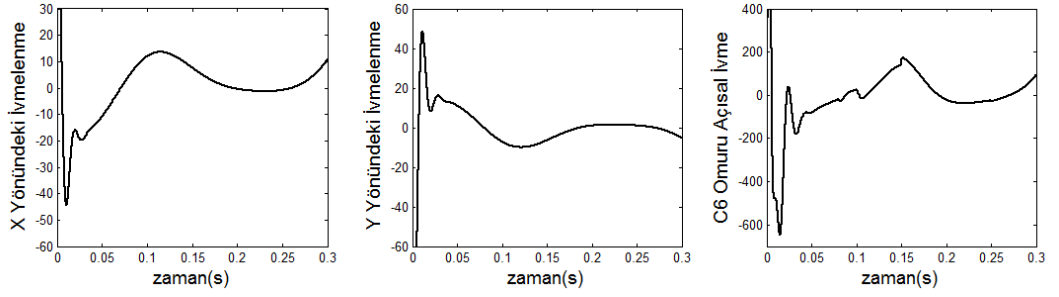
Şekil 4.19 C3 Omuru ivmelenmesi



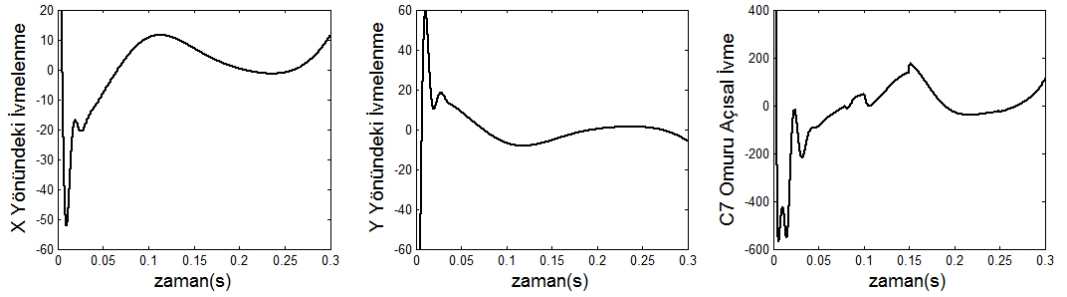
Şekil 4.20 C4 Omuru ivmelenmesi



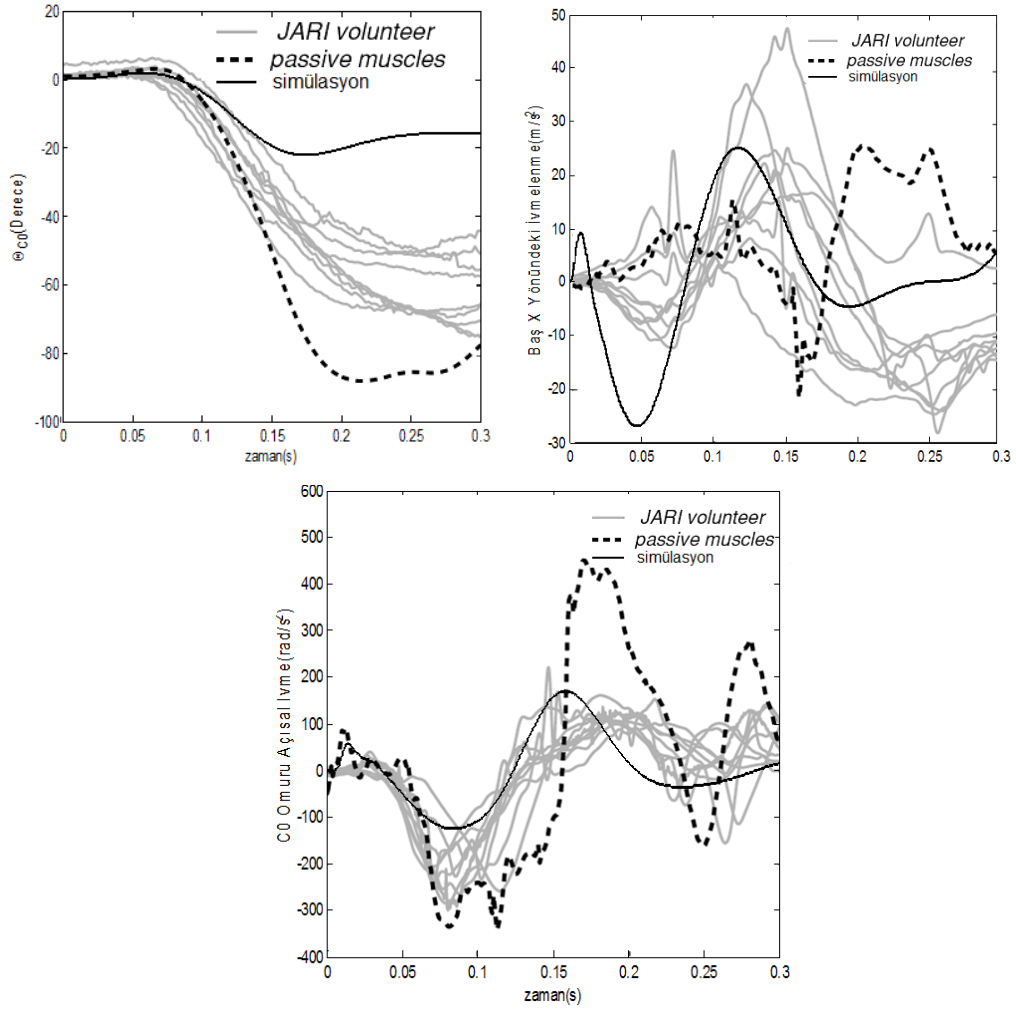
Şekil 4.21 C5 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.22 C6 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.23 C7 Omuru ivmelenmesi

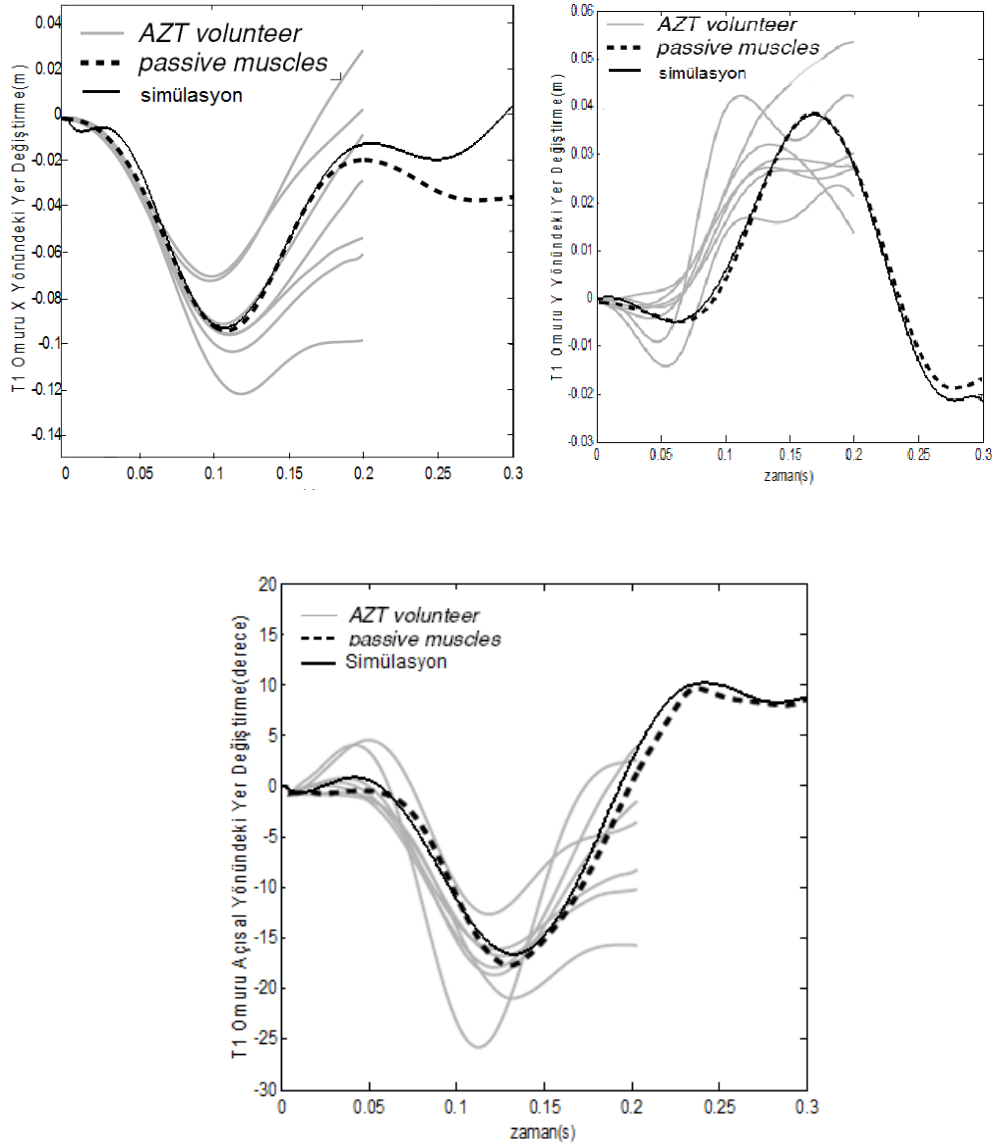


Şekil 4.24 4g arkadan çarpma darbesi JARI test sonuçları[5]

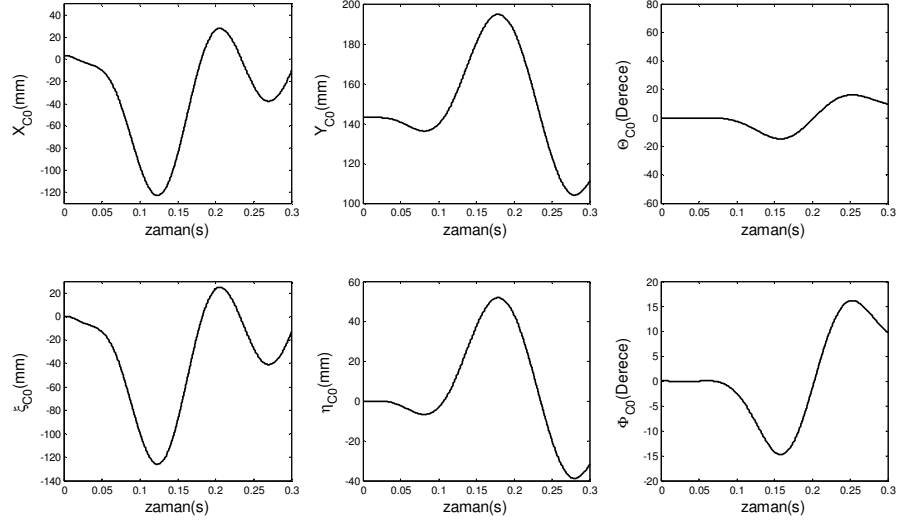
4.3.2 5g Arkadan Çarpma Darbesine Karşı Sistemin Cevabı

Simülasyonda 5g arkadan çarpma darbesine karşılık AZT (Allianz Teknoloji Merkezi) tarafından yapılan testlerden elde edilen sonuçlar kullanılmıştır. T1 omurunun hareketleri sisteme giriş olarak verilmiştir. Deneyde 4g darbe uygulanmış ve hız değişimi 9,5 km/h 'dır. Deneyde koltuk kafalığı ve retraktörlü emniyet kemeri kullanılmıştır[5]. Şekil 4.26'te sisteme verilen T1 omuru X, Y ve Θ yönündeki yer değiştirmeler AZT laboratuvarı tarafından yapılan değerlerin ortalama değeri alınmıştır.

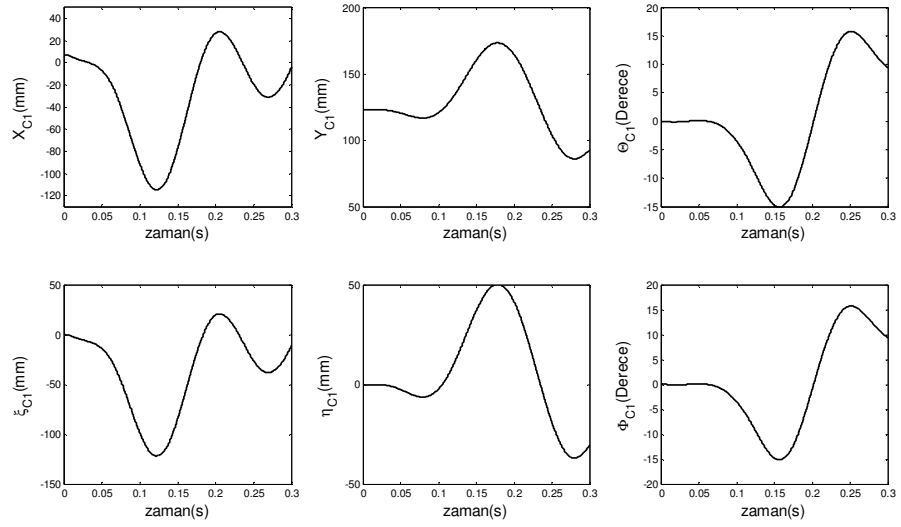
Şekil 4.25, şekil 4.26, şekil 4.27, şekil 4.28, şekil 4.29, şekil 4.30, şekil 4.31 ve şekil 4.32 bakıldığında maksimum şekil değıştirme 150 ms civarında meydana gelmiştir. Bu durum hareketin fazları ile uyumludur.



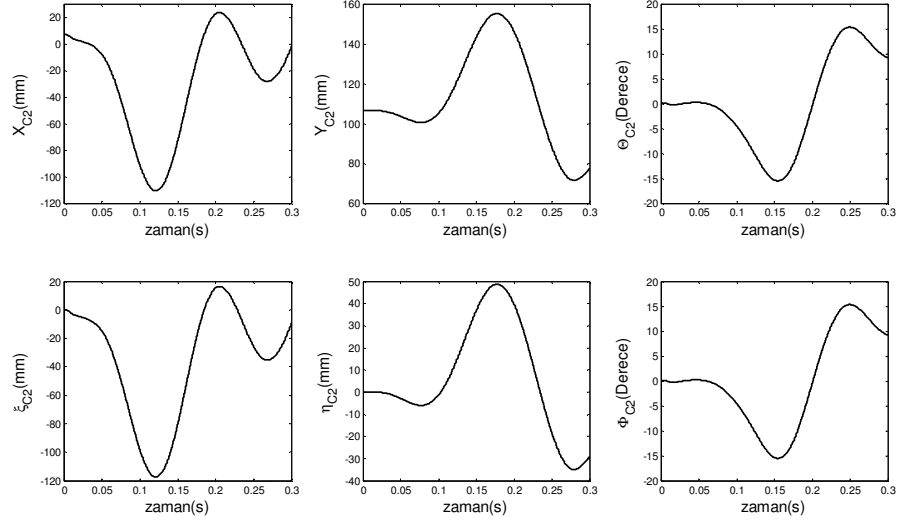
Şekil 4.25 AZT test sonuçlarına göre T1 omuru açısal, X ve Y yönündeki yer değıştirme[5]



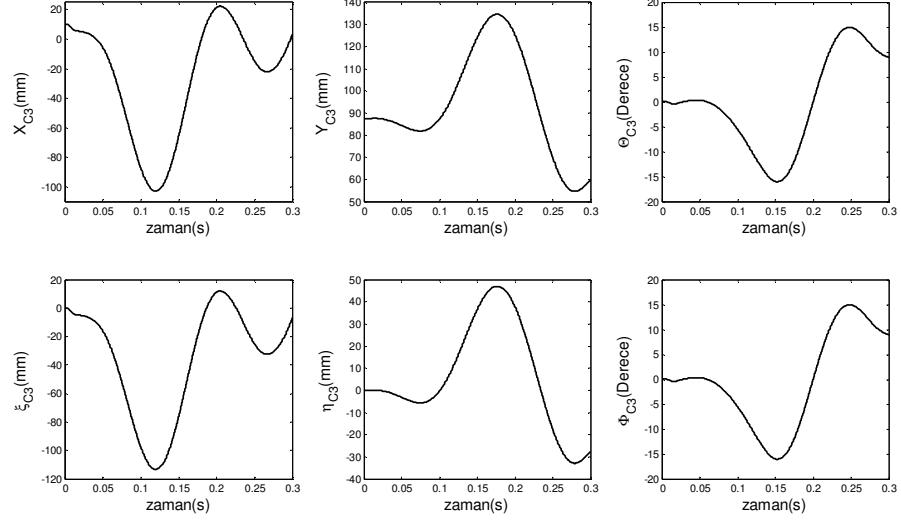
Şekil 4.26 Başın açısal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



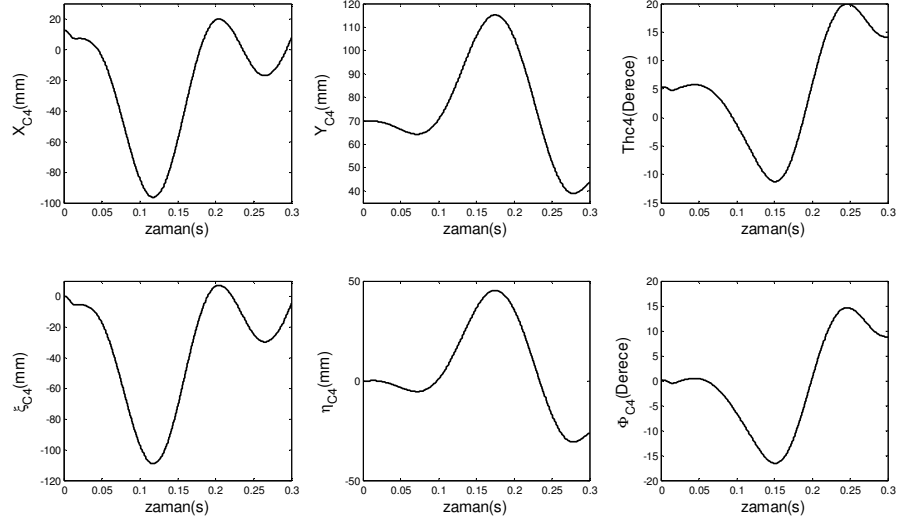
Şekil 4.27 C1 Omuru açısal, X ve Y yönündeki yer değiştirme



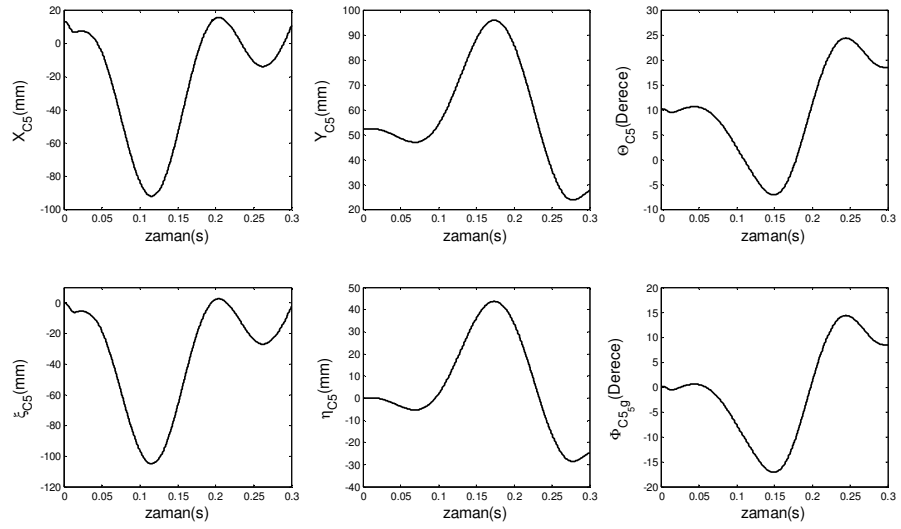
Şekil 4.28 C2 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



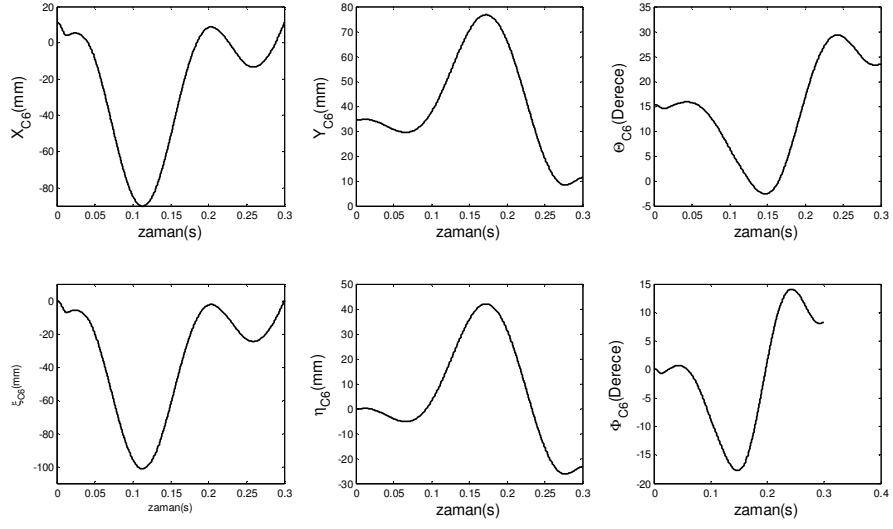
Şekil 4.29 C3 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



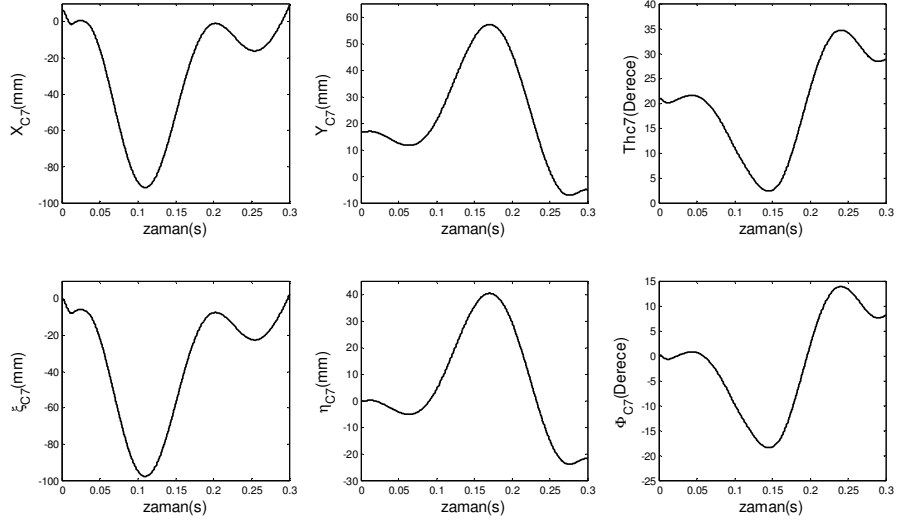
Şekil 4.30 C4 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



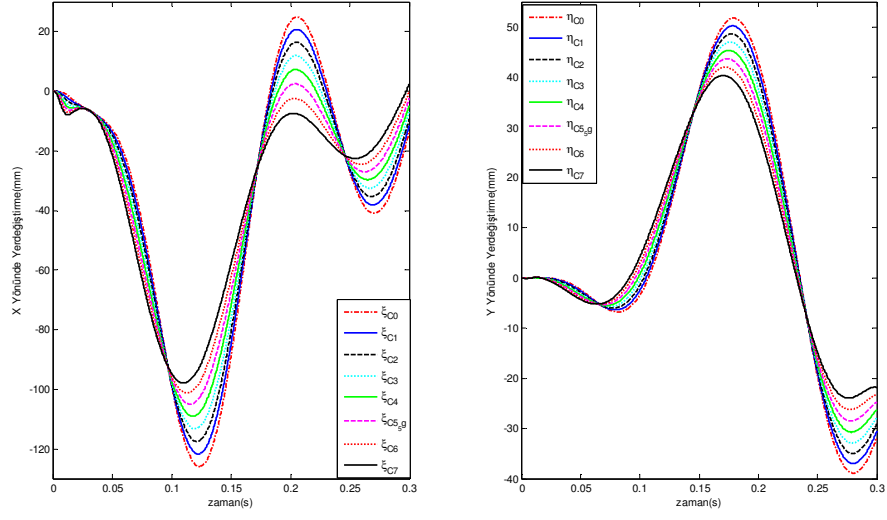
Şekil 4.31 C5 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



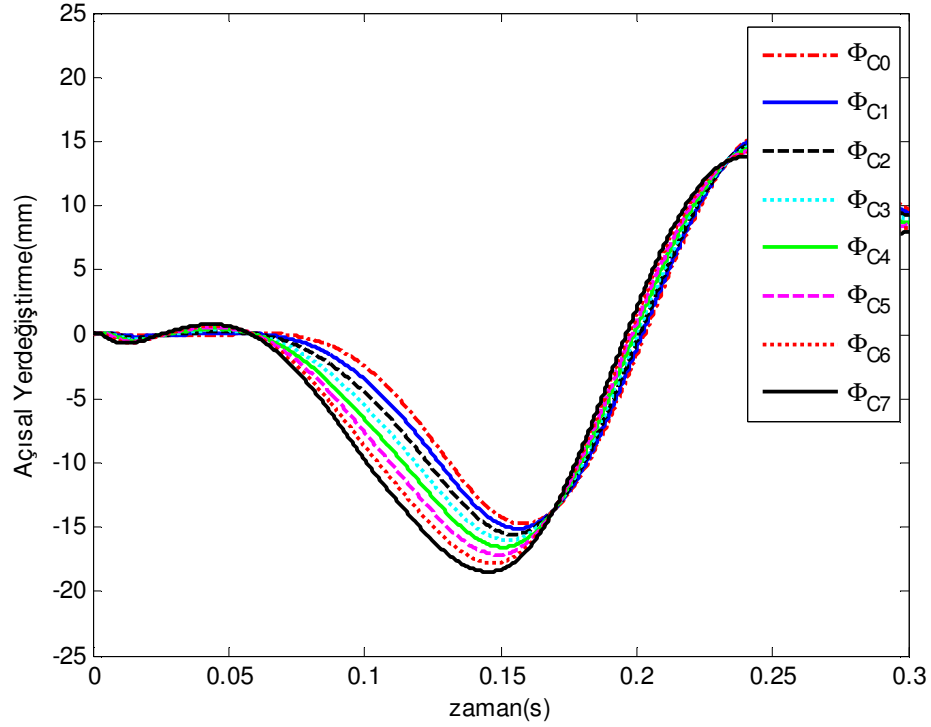
Şekil 4.32 C6 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



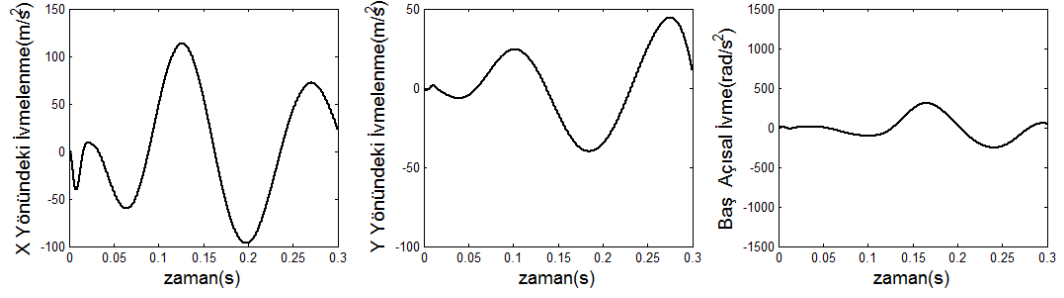
Şekil 4.33 C7 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



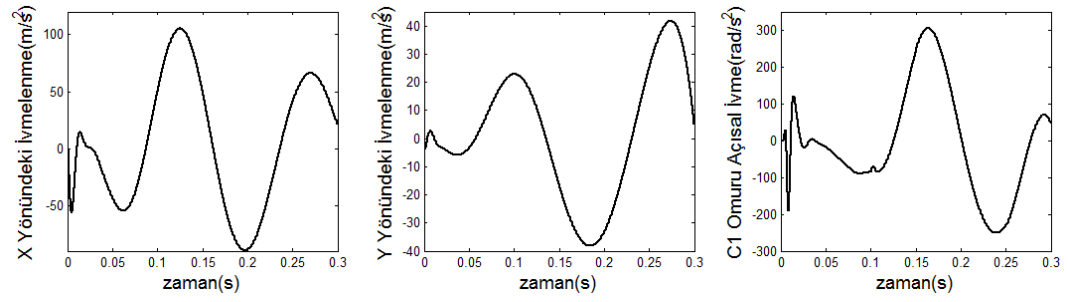
Şekil 4.34 Baş ve omurların X ve Y yönündeki yer değiştirme



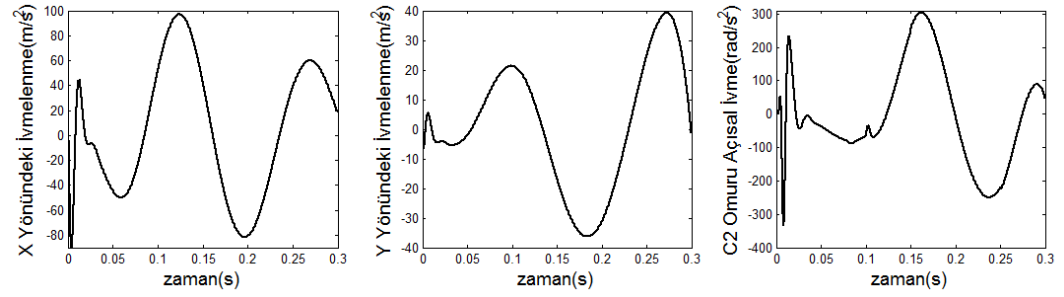
Şekil 4.35 Baş ve omurların açısal yer değiştirme



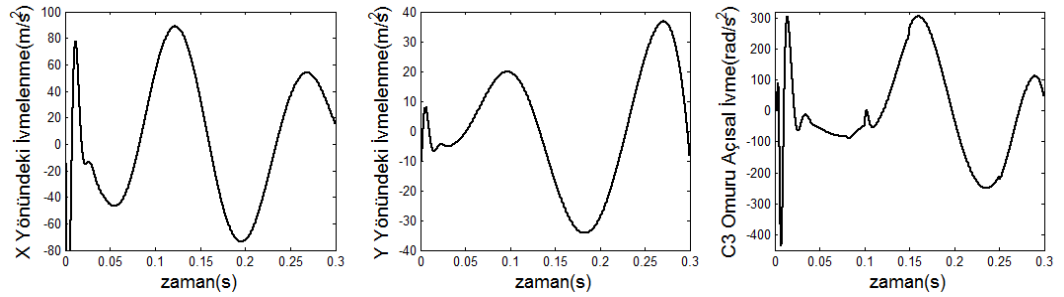
Şekil 4.36 İnsan başın ivmelenmesi



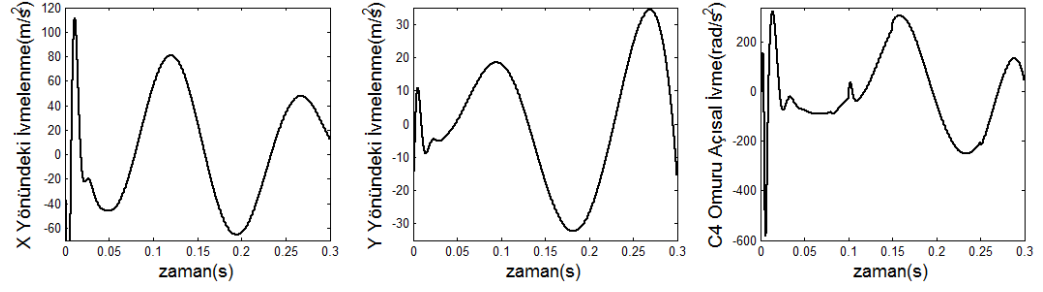
Şekil 4.37 C1 Omuru ivmelenmesi



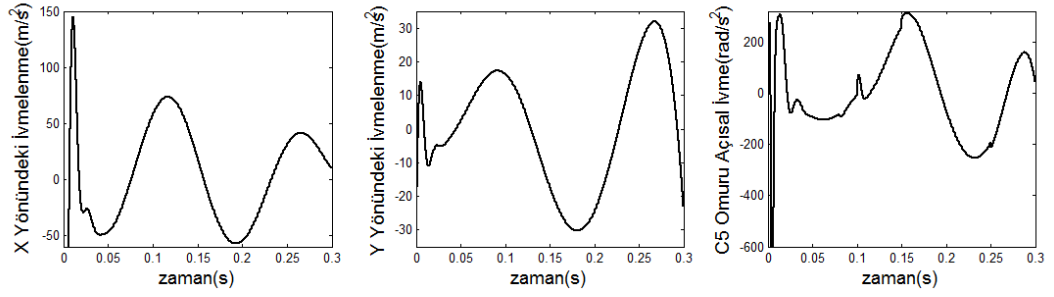
Şekil 4.38 C2 Omuru ivmelenmesi



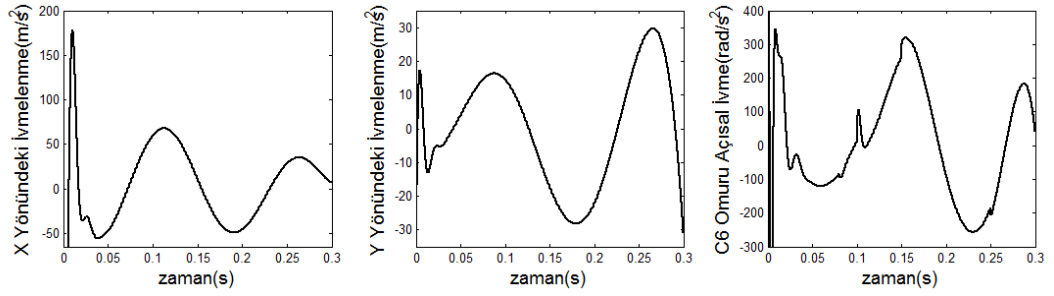
Şekil 4.39 C3 Omuru ivmelenmesi



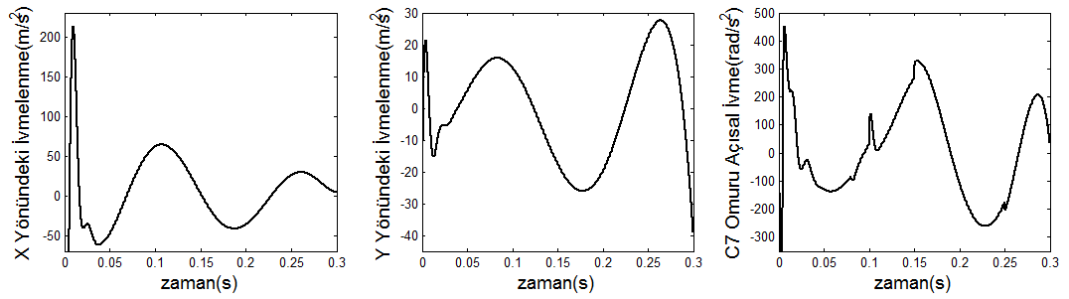
Şekil 4.40 C4 Omuru ivmelenmesi



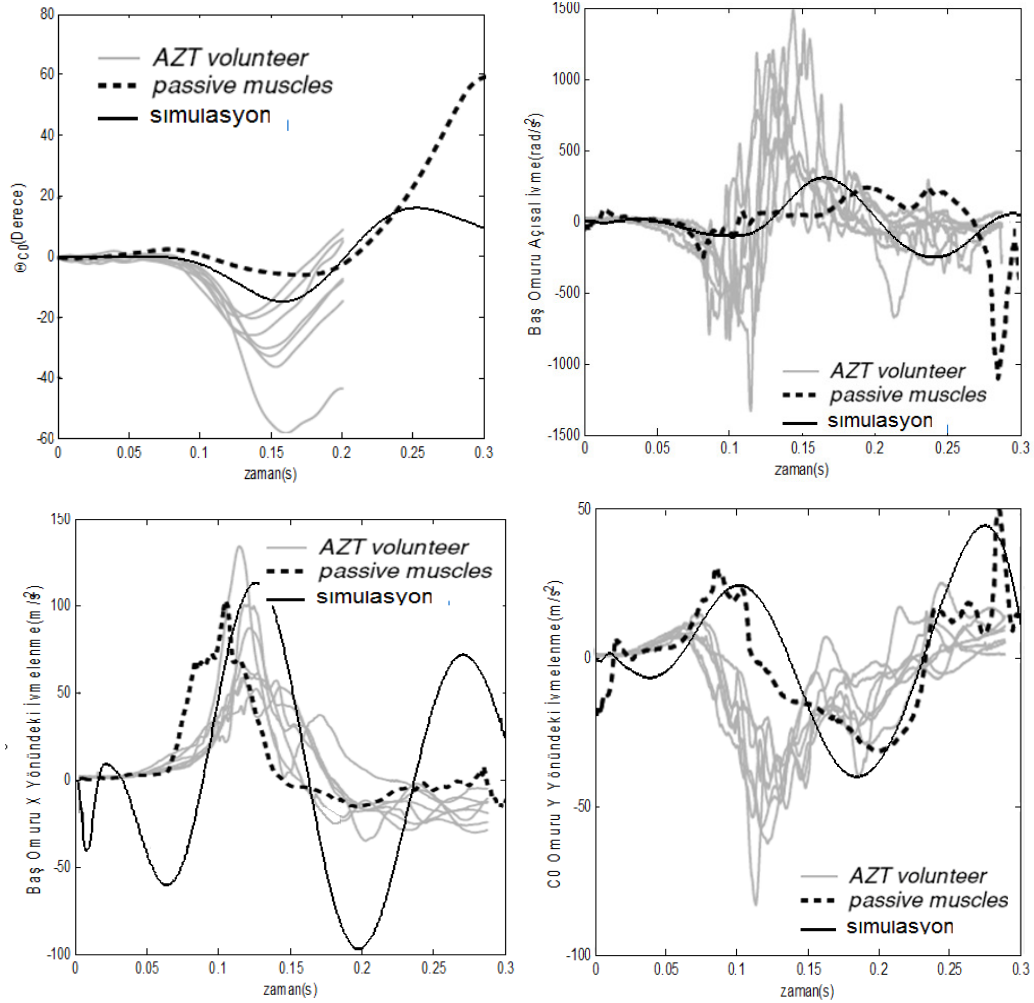
Şekil 4.41 C5 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.42 C6 Omuru ivmelenmesi



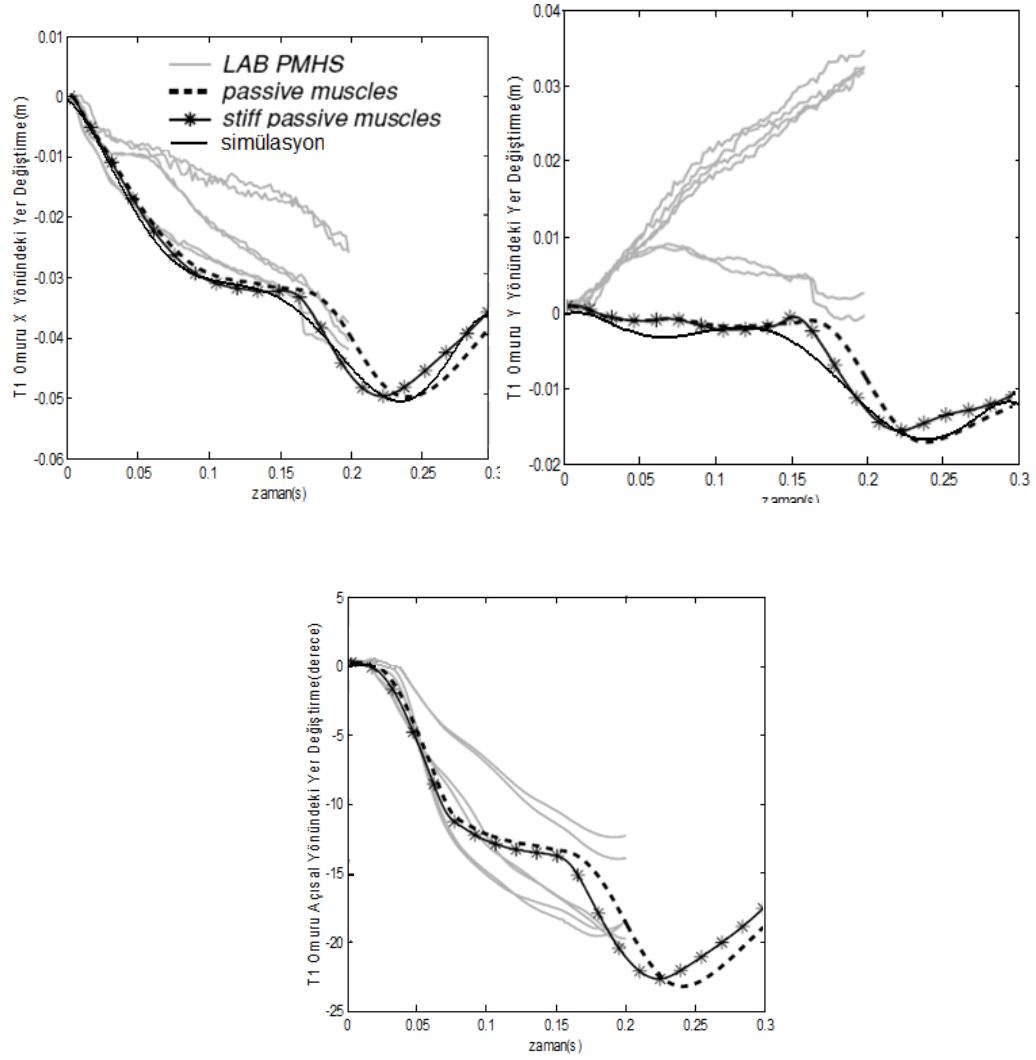
Şekil 4.43 C7 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.44 5g arkadan çarpma darbesi AZT test ve simülasyon sonuçları[5]

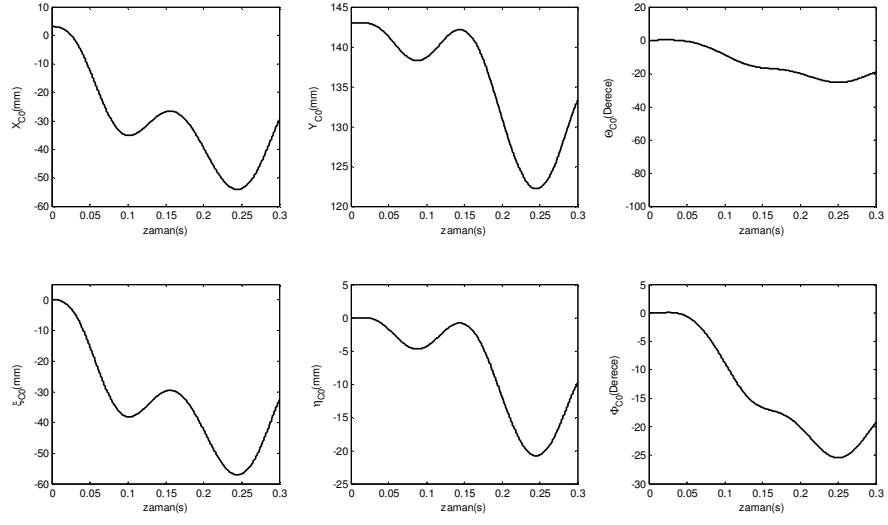
4.3.3 12g Arkadan Çarpma Darbesine Karşı Sistemin Cevabı

Simülasyonda 12g arkadan çarpma darbesine karşılık LAB (Kaza, Biyomekanik ve İnsan Davranış Biçimleri Araştırma Laboratuvarı) tarafından yapılan testlerden elde edilen sonuçlar kullanılmıştır. T1 omurunun hareketleri sisteme giriş olarak verilmiştir. Deneyde 12g darbe uygulanmış ve hız değişimi 10 km/h 'dır. Deneyde koltuk kafalığı kullanılmamakta fakat tek nokta bağlantılı emniyet kemeri kullanılmıştır[5]. Şekil 4.47 'te sisteme verilen T1 omuru X, Y ve Θ yönündeki yer değiştirmeler LAB laboratuvarı tarafından yapılan değerlerin ortalama değeri alınmıştır.

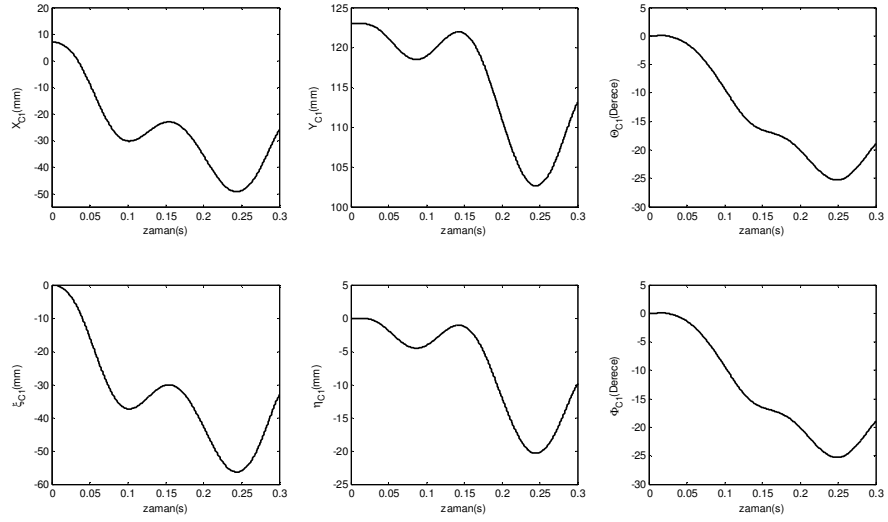


Şekil 4.45 LAB test sonuçlarına göre T1 omuru açısal, X ve Y yönündeki yer değişirme [5]

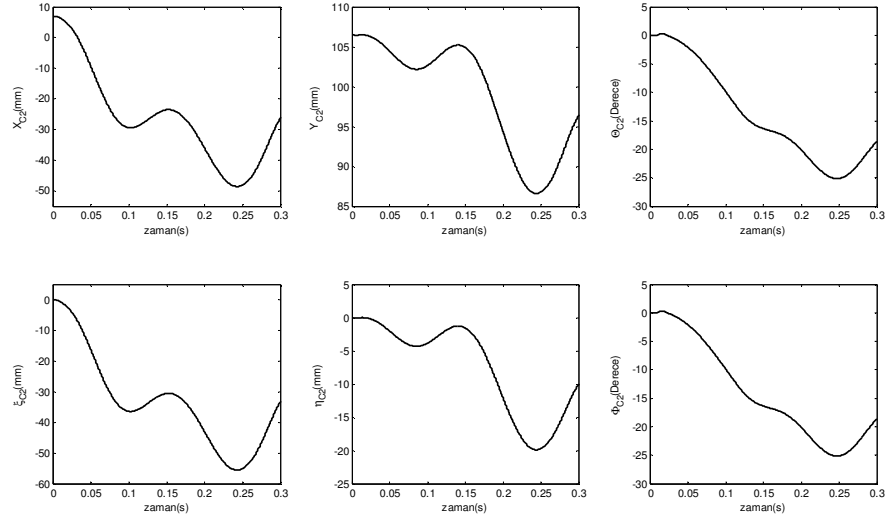
Şekil 4.45, şekil 4.46, şekil 4.47, şekil 4.48, şekil 4.49, şekil 4.50, şekil 4.51, şekil 4.52 ve şekil 4.53 bakıldığında maksimum şekil değişirme 250 ms civarında meydana gelmiştir. Bu durum hareketin fazları ile uyumlu olmayıp deneyde kafalık kullanılmadığından olması gerekenden daha fazla yer değişimi meydana gelmesine sebep olmuştur.



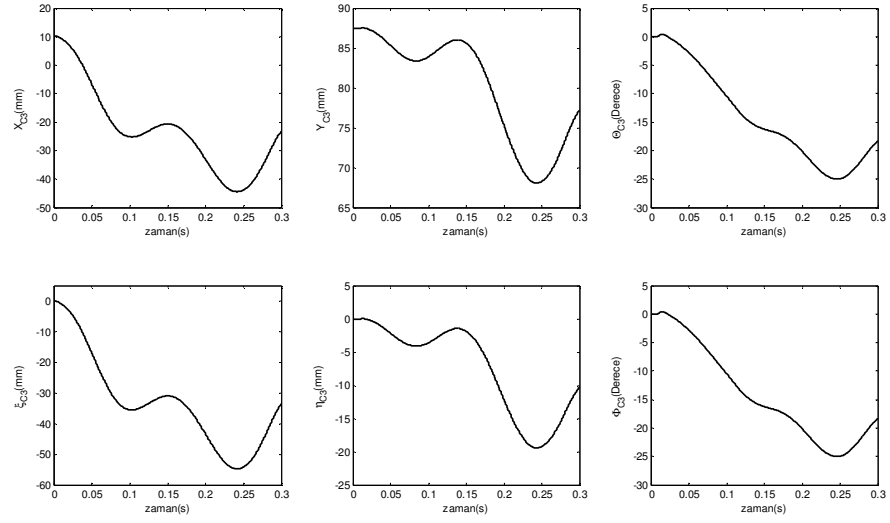
Şekil 4.46 Başın açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme



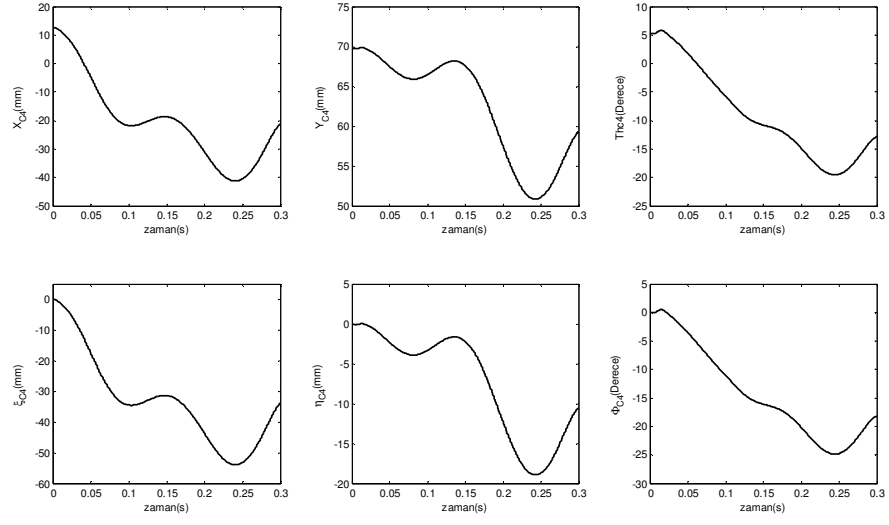
Şekil 4.47 C1 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme



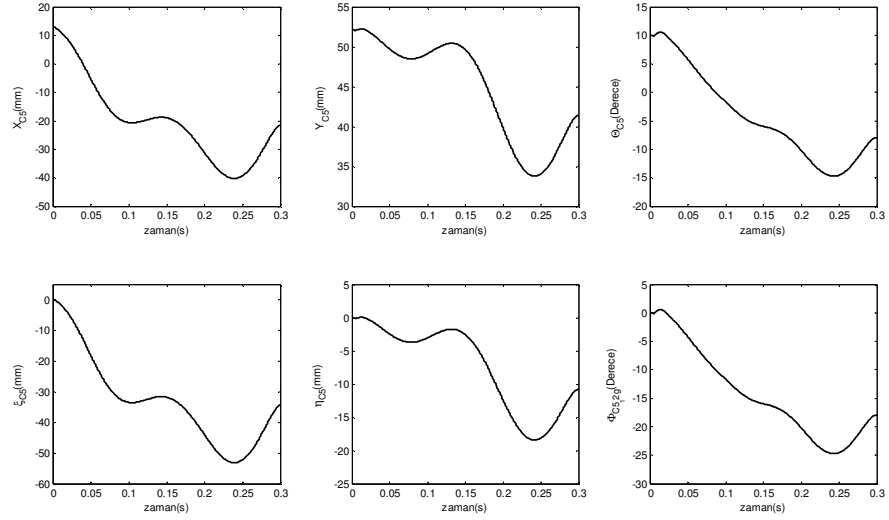
Şekil 4.48 C2 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



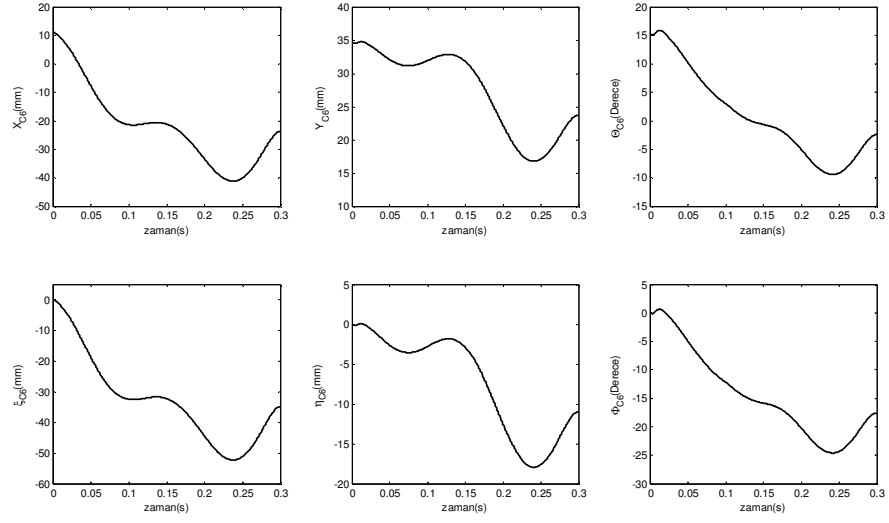
Şekil 4.49 C3 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



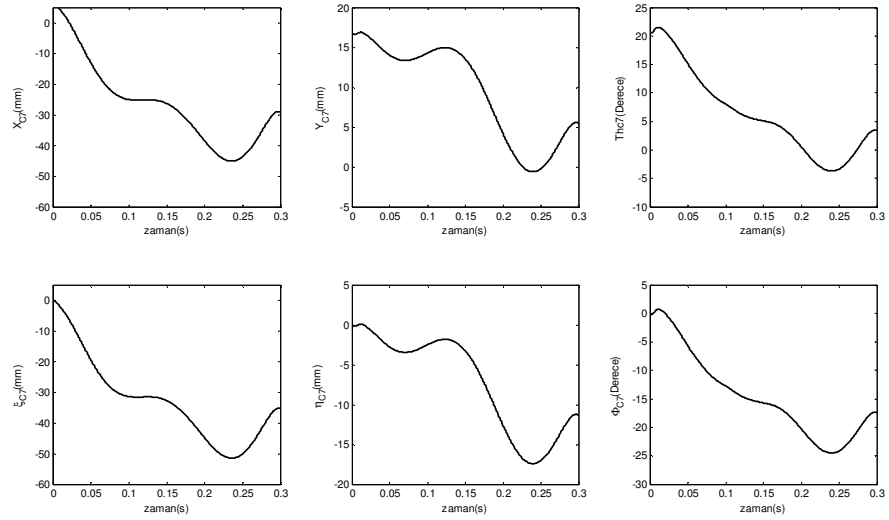
Şekil 4.50 C4 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme



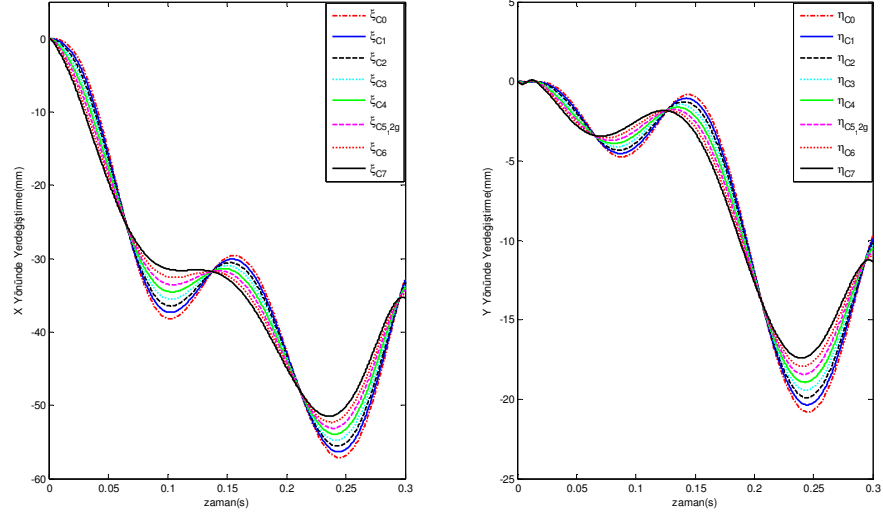
Şekil 4.51 C5 Omuru açısıl, X ve Y yönündeki yer değiştirme



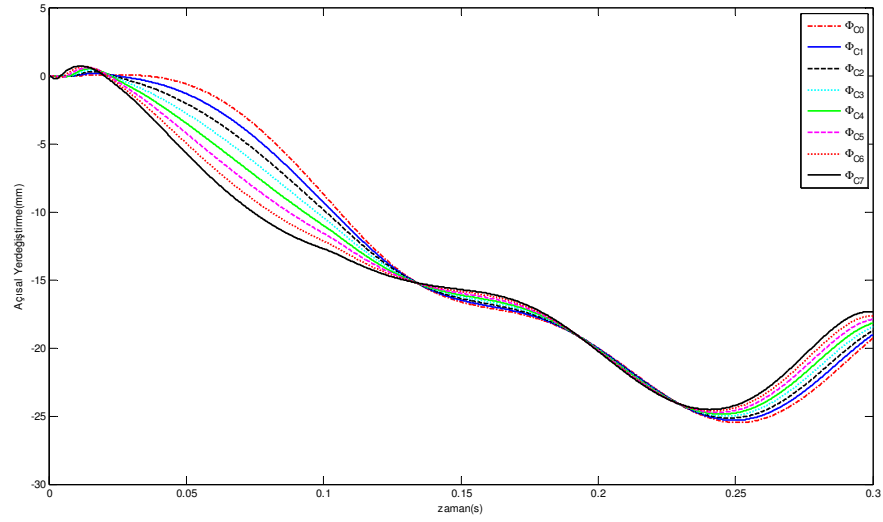
Şekil 4.52 C6 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



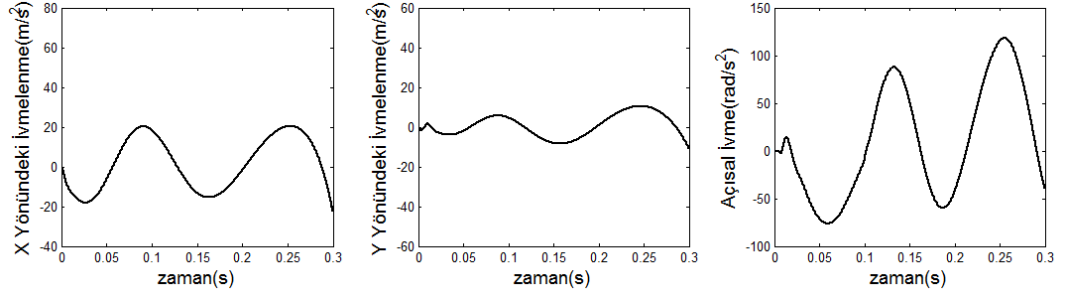
Şekil 4.53 C7 Omuru açısai, X ve Y yönündeki yer değiştirme



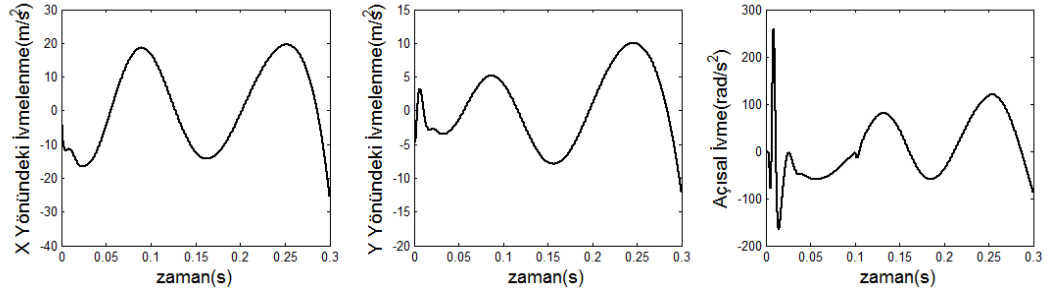
Şekil 4.54 Baş ve omurların X ve Y yönündeki yer değiştirme



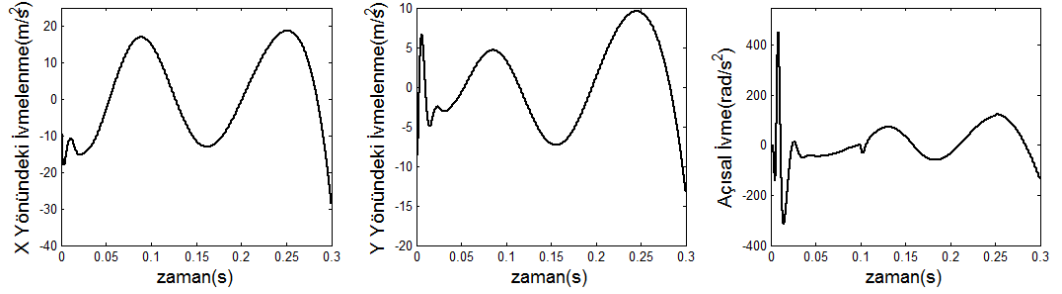
Şekil 4.55 Baş ve omurların açısal yer değiştirme



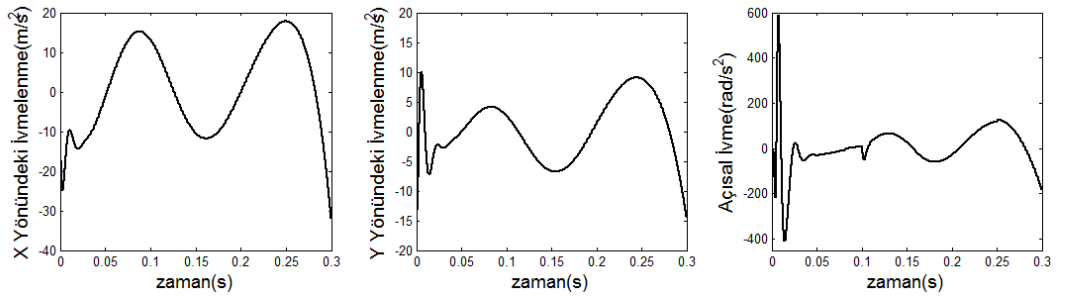
Şekil 4.56 İnsan başın ivmelenmesi



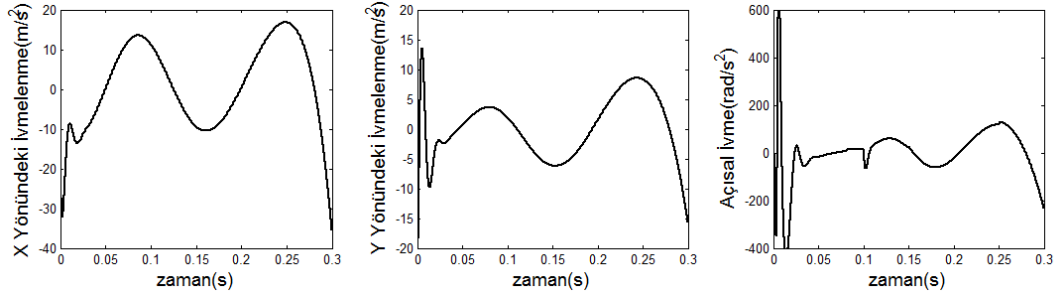
Şekil 4.57 C1 Omuru ivmelenmesi



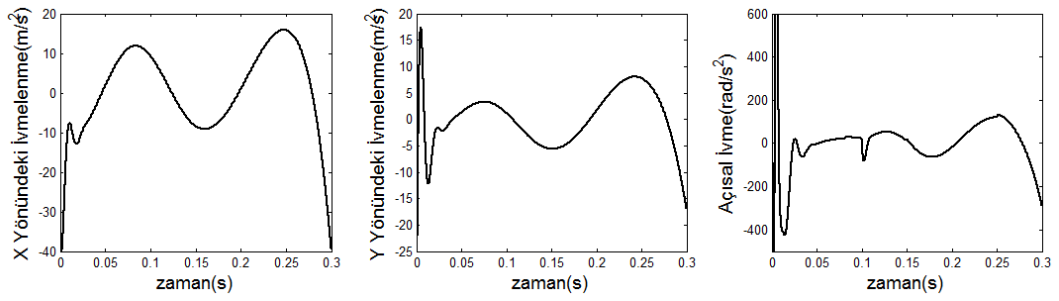
Şekil 4.58 C2 Omuru ivmelenmesi



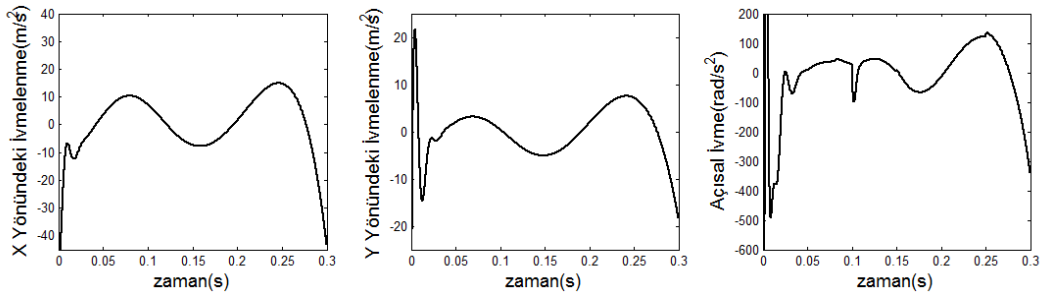
Şekil 4.59 C3 Omuru ivmelenmesi



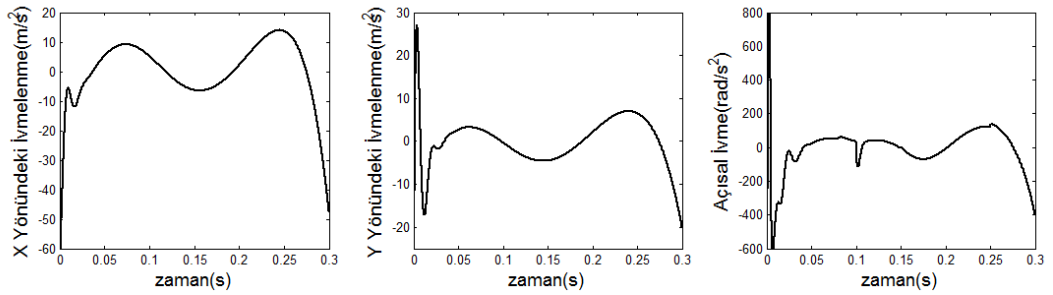
Şekil 4.60 C4 Omuru ivmelenmesi



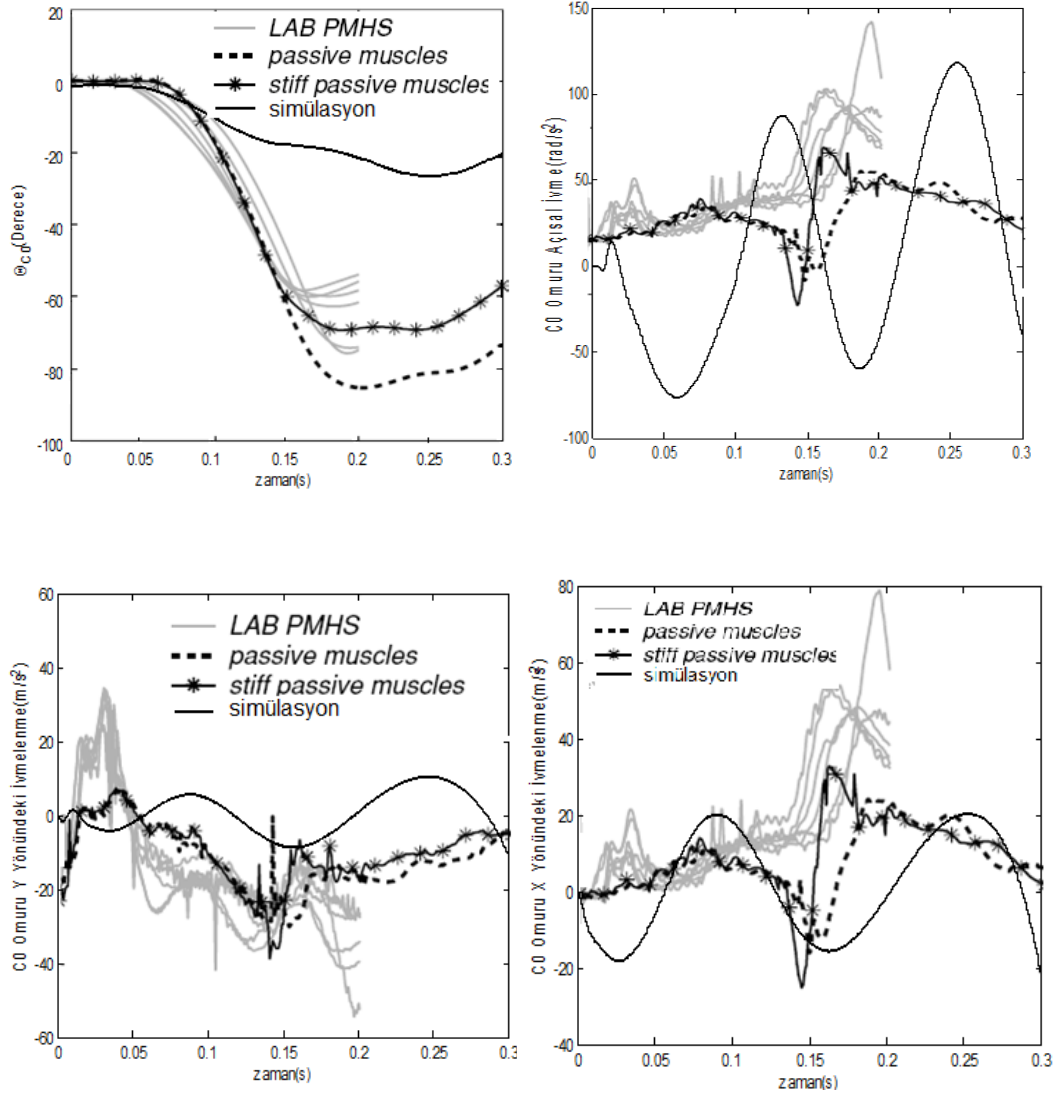
Şekil 4.61 C5 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.62 C6 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.63 C7 Omuru ivmelenmesi



Şekil 4.64 12g arkadan çarpma darbesi LAB test ve simülasyon sonuçları[5]

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Modelden elde edilen sonuçlar ve literatürde bulunan sonuçlar kıyaslandığında modelden elde edilen grafikler eğilim olarak birbirini tutarken mertebe olarak düşük çıkmaktadır. Bunu temel nedeni kaslar ve bağ dokular gibi yumuşak dokular sistemde modellenememiştir. Sisteme kas hareketlerini temsil edici sistemler eklendiğinde daha iyi sonuçlar elde edilecektir. Bu modelde omurlar rijit kütleler olarak kabul edilmiştir.

Litertürde var olan lineer hareket katsayıları modelde çok büyük yer değişmelere neden olduğundan bu değerler revize edilerek modele daha uygun lineer yay katsayıları kullanılmıştır. Bu da sistemde daha büyük ivmelenme neden olmaktadır. Model düşük hızlarda arkadan çarpmalar sonucu boyuna binen yükler modellenmeye çalışmıştır. Bunu yaparken T1 omurundan sisteme deplasman girişi verilmiştir. İnsan vücudunu tam olarak modellenerek boyuna binen direkt koltuktan darbe verilir ise daha tutarlı sonuçlar elde edilebilir.

Farklı çalışmalarda farklı sistem parametreleri bulunmaktadır. Bu parametreler kullanılarak sisteme daha uygun parametreler tespit edilerek kullanılabilir.

Bazı paket programlarında bulunan kas modülleri sisteme uygulanarak kas hareketler daha iyi yansıtılabilir. Böylece gerçeğe daha yakın model ve değerler elde edilebilir.

KAYNAKLAR

1. **DE JAGER MKJ.** , 1996, *Mathematical Head-Neck Model for Accleration Impacts*, Thesis(PhD).Eindhoven University of Technology.
2. **PANZER BM.** , 2006, *Numerical Modelling of the Human Cervical Spine in Frontal Impact*, Thesis(Msc). University of Waterloo.
3. **DE JAGER MKJ, SAUREN A.,THUNNISSE J.,** and **WISMANS J.**, 1994, *A three-dimensional head-neck model:Validation for frontal and lateral impacts*. In Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference,pages 93–109. Society of Automotive Engineers
4. **DE JAGER MKJ, SAUREN A.,THUNNISSE J.,** and **WISMANS J.**, *A global and a detailed mathematicalmodel for head-neck dynamics*. In Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference, pages 269–281. Society of Automotive Engineers, 1996. SAE Paper No. 962430.
5. **Van Der HORST MJ.,**2002, *Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Real End Impact Loading: modelling and validation*. Thesis(PHD): Technical University of Eindhoven.
6. **YAN Jun**, 2006, *A computer Simulation Model of The Human Head-Neck Musculoskeletal System*, Thesis(MS). The University of Memphis
7. **HİMMETOĞLU S.,ACAR M. ,TAYLOR A.J,BOUAZZA-MAROUF K.,** *A Multi-body Head and Neck Model for Low Speed Rear Impact Aalysis*. 12th IFToMM World Congress, Besançon (France), June18-21, 2007
8. **NETTER FH.,** 2005, *İnsan Anatomisi Atlası*, Nobel Tıp Kitabevleri, 1-144
9. **SVENSSON, M.Y., BOSTROM, O., DAVIDSSON, J., HANSSON, H.A., HALAND, Y., LVSUNDD, P., SUNESON, A.,** and **SALJO, A.**, 2000, "*Neck injuries in car collisions - a review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy,*" Accident Analysis and Prevention, Vol. 32, No. 2, pp. 167-175
10. **PASİN, F.**, 1994, *Mekanik Sistemler Dinamiği*, İ.T.Ü. Rektörlüğü, 975-561-028-6.
11. **TEMİZ F.**,2008, *Araçların Karşılıklı Çarpışmasında Sürücüyü Etkileyecek Kuvvet ve İvme Değişimlerinin Analizi*, Tez(MS), Gazi Üniversitesi
12. **SVENSSON, M.Y.**(1993): *Neck-Injuries in Rear-End Car Collisions – Sites and biomechanical causes ofthe injuries, test methods and preventive measures*. Thesis (PhD), ChalmersUniversity of Technology, Gothenburg, Sweden.

13. **ERIC, E.S., FLOYD, R.T., MIKE, C.**, 2005, *Cervical Spine Functional Anatomy and the Biomechanics of Injury Due to Compressive Loading*. Journal of Athletic Training;40(3):155-161
14. **JAKOBSSON, L., NORIN, H., JERNSTROM, C., SENSSON, S.-E., JOHNSEN, P., ISAKSSON-HELLMAN, I., SVENSSON, M. Y.**, 1994, *Analysis of different head and neck responses in rear-end car collisions using a new humanlike mathematical model*. In Proceedings of International IRCOBI Conference, Lyon,
15. **DAVIDSSON, J., SVENSSON, M. Y., FLOGAARD, A., HALLAND Y., JAKOBSON, L., LIDER, LOVSUND, P., and WIKLUND, K.** BioRID I—A New Biofidelic Rear Impact Dummy. In Proceedings of the International IRCOBI Conference, 1998, Goteborg, Sweden,
16. **VAN LOPIK DW, ACAR, M.**, *Development of a multi-body computational model of human head and neck*. Proc. IMechE Vol. 221 Part K: J. Multi-body Dynamics 2007
17. **ULUÇAM, E.**, 2003, *Omurga Hareketlerinin Rom Değerlerinin Üç Boyutlu Hareket Analiz Yöntemi ile Ölçümü*, Thesis(PhD), Trakya Üniversitesi.
18. **WHITE, A.A., PANJABI, M.M.**, 1990, *Clinical Biomechanics of the spine.*, JB Lippincott Company, Philadelphia.
19. **ARINCI, K., ELHAN, A.**, 1995, *Anatomi I.Cilt*, Güneş Kitabevi, Ankara
20. **FRENKEL, V.H., NORDIN, M.**, Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lea and Febiger, Philadelphia.
21. **KARATAŞ, M.**, 2000, *Lomber Omurganın Fiziksel Özellikleri ve Fonksiyonel Biyomekaniği*, Güneş Kitabevi, Ankara.
22. **CALLIET, R., TUNA, N.**, 1997, *Bel Sendromları*, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul.
23. **PARKE, W.W.**, 1975, Applied Anatomy of the Spine, *The spine*, Vol. 1, 19-51
24. **BALL, W.W.R**, 2009, *Omurga Sistemi*, <http://www.isom.com.tr/bel.aspx> [Ziyaret Tarihi: 28.11.2009]
25. **CAN, A.**, 2004, *Kas Dokusu(Online)*, Ankara Üniversitesi, <http://histemb.medicine.ankara.edu.tr/Kas%20Dokusu.pdf> [Ziyaret Tarihi: 5 Ocak 2010]
26. **VIANO, D.C., KING, A.I., MELVIN, J.W., and WEBER, K.**, 1989, *Injury Biomechanics Research: An Essential Element in the Prevention of Trauma*, Journal of Biomechanics 22(5), 403 – 417.
27. **ROBERTSON, A., BRANFOOT, T., BARLOW, I.F., and GIANNOUDIES, P.V.**, 2002, *Spinal Injury Patterns Resulting From Car and Motorcycle Accidents*, Spine 27(24), 2825 – 2830.

28. **MORRIS, A.P.**, and **THOMAS, P.**, 1996. *Neck Injuries in the UK Co-operative Crash Injury Study*, Proceedings from the 40th Stapp Car Crash Conference, 317 – 329. SAE 962433.

29. Devlet Kaza İstatistikleri Raporu , www.kgm.gov.tr [Ziyaret Tarihi:5 Ocak 2010]

EKLER

EK A : SİMULASYONLARDA KULLANILAN PARAMETRELER

EK A1 :

%kg

mc0=4.69;

mc1=0.22;

mc2=0.25;

mc3=0.24;

mc4=0.23;

mc5=0.23;

mc6=0.24;

mc7=0.22;

%kgm2

Ic0=236/10000;

Ic1=2.2/10000;

Ic2=2.5/10000;

Ic3=2.4/10000;

Ic4=2.3/10000;

Ic5=2.3/10000;

Ic6=2.4/10000;

Ic7=2.2/10000;

K1x=100000;

K2x=100000;

K3x=100000;

K4x=100000;

K5x=100000;

K6x=100000;

K7x=100000;

K8x=100000;

K1y=100000;

K2y=100000;

K3y=100000;

K4y=100000;

K5y=100000;

K6y=100000;

K7y=100000;

K8y=100000;

%Nm/rad

Kt1=100;

Kt2=100;

Kt3=100;

Kt4=100;

Kt5=100;

Kt6=100;

Kt7=100;

Kt8=100;

C1x=1000;

C2x=1000;

C3x=1000;

C4x=1000;

```

C5x=1000;
C6x=1000;
C7x=1000;

C1y=1000;
C2y=1000;
C3y=1000;
C4y=1000;
C5y=1000;
C6y=1000;
C7y=1000;
%Damping coefficient parameter
t1=0;
t2=0.08;
t3=0.1;
t4=0.15;
t5=0.25;
t6=0.3;
hc1=0;
hc2=2;
hc3=2;
hc4=14;
hc5=14;
hc6=3;

%Stiffness coefficient parameter

T1x=0;
T1y=0;
T1th=0;
%mm
Xicc0=0;
Xicc1=0;
Xicc2=0;
Xicc3=0;
Xicc4=0;
Xicc5=0;
Xicc6=0;
Xicc7=0;

Yicc0=0;
Yicc1=0;
Yicc2=0;
Yicc3=0;
Yicc4=0;
Yicc5=0;
Yicc6=0;
Yicc7=0;
%deg
Thicc0=0;
Thicc1=0;
Thicc2=0;
Thicc3=0;
Thicc4=0;
Thicc5=0;
Thicc6=0;
Thicc7=0;

```

```
Xic0=3.02/1000;  
Xic1=7.02/1000;  
Xic2=7.02/1000;  
Xic3=10.3/1000;  
Xic4=12.7/1000;  
Xic5=12.9/1000;  
Xic6=11.1/1000;  
Xic7=6.4/1000;  
  
Yic0=143/1000;  
Yic1=123/1000;  
Yic2=106.5/1000;  
Yic3=87.5/1000;  
Yic4=69.8/1000;  
Yic5=52.2/1000;  
Yic6=34.7/1000;  
Yic7=16.8/1000;  
%rad  
Thic0=deg2rad(0);  
Thic1=deg2rad(0);  
Thic2=deg2rad(0);  
Thic3=deg2rad(0);  
Thic4=deg2rad(5.3);  
Thic5=deg2rad(10);  
Thic6=deg2rad(15.2);  
Thic7=deg2rad(20.8);  
  
ti=0;  
ts=0.3;  
dt=1/100000;
```

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında İstanbul'un Kartal İlçesinde doğan Nuray KORKMAZ, Ortaöğrenimini Pendik Lisesi'nde (YDA) tamamladıktan sonra 2001 yılında İstanbul Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümüne girdi. 2005 yılında mezun oldu ve aynı yıl Yıldız Cam A.Ş. 'de Üretim Mühendisi olarak çalışmaya başladı. 2008 yılında Ford Otosan A.Ş. 'da Ürün Geliştirme Mühendisi olarak çalışmaya başladı. 2009 yılından itibaren İstanbul Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.