

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN VÜCUDUNUN FARKLI DURUMLARDAKİ
HAREKETİNİN DİNAMİK MODELLENMESİ VE
SİMÜLASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kasım SERBEST

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE EĞİTİMİ
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Osman ELDOĞAN
Ortak Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Murat ÇİLLİ

Haziran 2012

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN VÜCUDUNUN FARKLI DURUMLARDAKİ
HAREKETİNİN DİNAMİK MODELLENMESİ VE
SİMÜLASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kasım SERBEST

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE EĞİTİMİ

Bu tez 08 / 06 /2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.



**Prof. Dr.
Osman ELDOĞAN
Jüri Başkanı**



**Doç. Dr.
Cüneyt BAYILMIŞ
Üye**



**Yrd. Doç. Dr.
Ergün NART
Üye**



**Yrd. Doç. Dr.
Akın Oğuz KAPTI
Üye**



**Yrd. Doç. Dr.
Murat ÇİLLİ
Üye**

ÖNSÖZ

İnsanların harekete olan ilgisi her zaman üst seviyede olmuştur. Öyle ki, hareket eden (özellikle dönen) nesnelere karşı birkaç yaşlarındaki bir çocuğun dikkat süresi nispeten daha fazladır. Antik çağlarda hayvan hareketleri üzerine yazılar yazılmış ve modern anatominin temelleri atılmıştır. Orta çağ ve Rönesans döneminde insan hareketinin sanatsal betimlemeleri yapılmış, insan incelemelerine başlanmış ve bir takım modeller oluşturulmuştur. Bilimsel devrimin ardından mekanik bilimi gelişmiş ve insan hareketinin kinetik analizlerinin gerçekleştirilmesi mümkün olmuştur. Günümüzde gelişen görüntü sistemleri ve bilgisayar yazılımları sayesinde insan hareketini daha hassas incelemek mümkün hale gelmiştir.

Bu çalışmanın ortaya çıkmasını sağlayan danışmanım Prof. Dr. Osman ELDOĞAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Her türlü çalışmam esnasında yardımını esirgemeyen ve ortak danışmanlığımı yürüten Yrd. Doç. Dr. Murat ÇİLLİ'ye minnet borçluyum. Bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Arif Mithat AMCA'ya (Hacettepe Üniversitesi) teşekkür ederim. Başta ailem olmak üzere manevi destekleriyle motivasyonumu sürekli kılan herkese şükranlarımı sunarım.

Bu çalışma SAÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir (Proje no: 2012-50-01-006).

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xiv
SUMMARY.....	xv
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
İNŞAN VÜCUDU VE HAREKETİN ÖZELLİKLERİ.....	7
2.1. Ekstremiteler.....	8
2.1.1. Alt ekstremiteler.....	8
2.1.2. Alt ekstremiteler kemikleri kasları ve eklemleri.....	11
2.1.3. Üst ekstremiteler.....	15
2.1.4. Üst ekstremiteler kemikleri kasları ve eklemleri.....	17
2.2. Gövde.....	21
2.3. Baş ve Boyun.....	23
BÖLÜM 3.	
HAREKETİN MODELLENMESİ.....	25
3.1. İnsan Vücudunu Temsil Eden Modeller.....	25
3.2. Antropometrik Modeller.....	27
3.3. Hareketin Mekanikliği.....	29
3.4. Hareketin Görüntülenmesi ve Analizi.....	34

3.4.1. Hareket yakalama sistemleri.....	36
3.4.2. İnsan hareketinin analiz edilmesinde kullanılan yazılımlar.....	37
BÖLÜM 4.	
DENEYSSEL ÇALIŞMA.....	41
4.1. İnsan Vücudu Modelinin Oluşturulması	41
4.1.1. Uzun kütlelerinin hesaplanması.....	42
4.1.2. Uzun boylarının hesaplanması.....	43
4.1.3. Uzun kütle merkezlerinin belirlenmesi.....	43
4.1.4. Uzun atalet momentlerinin hesaplanması.....	44
4.2. Eklem - Uzun Modelinin SimMechanics Yazılımıyla Oluşturulması.....	44
4.3. Hareket Analizi.....	46
4.3.1. Hareketin sayısallaştırılması.....	48
4.3.2. Sayısallaştırılan hareketin filtrelenmesi.....	49
4.4. Bulgular.....	50
4.4.1. Farklı yüksekliklerden kalkış hareketine ait bulgular.....	50
4.4.2. Çömelip kalkma hareketine ait bulgular.....	52
4.4.3. Yerden yük kaldırma hareketine ait bulgular.....	53
4.4.4. Basamak çıkma hareketine ait bulgular.....	54
BÖLÜM 5.	
SONUÇ VE ÖNERİLER.....	57
KAYNAKLAR.....	62
EKLER.....	66
Ek A. SimMechanics Yazılımında Oluşturulan Modelin Blok Parametreleri.....	66
Ek A.1.....	66
Ek A.2.....	67
Ek A.3.....	67
Ek A.4.....	68
Ek A.5.....	68

Ek A.6.....	69
Ek A.7.....	69
Ek A.8.....	70
Ek A.9.....	70
Ek A.10.....	71
Ek B.....	72
Ek C. 20 cm Yükseklikten Kalkış Hareketine Ait Konum Verileri.....	73
Ek C.1.....	73
Ek C.2.....	78
Ek D. İşaretleyicilerin Denek Üzerindeki Yerleşimleri.....	83
Ek E. İncelenen Hareketlerin Eklem-Uzuv Modeli ile Gösterimi.....	84
Ek E.1.....	84
Ek E.2.....	84
Ek E.3.....	85
Ek E.4.....	85
Ek F. İşaretleyicilerin İncelenen Hareketler Esnasındaki Değişim Grafikleri.....	86
Ek F.1. 40 cm yükseklikten kalkış esnasındaki değişim.....	86
Ek F.2. Çömelip kalkma esnasındaki değişim.....	87
Ek F.3. Yerden yük kaldırma esnasındaki değişim.....	88
Ek F.4. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasındaki değişim..	89
Ek G. Eklemlerin Açısal İvme Değişim Grafikleri.....	90
Ek G.1.....	90
Ek G.2.....	91
Ek G.3.....	91
Ek G.4.....	92
Ek H. Eklemlerin Yörünge Grafikleri.....	93
Ek H.1. 20 cm yükseklikten kalkış esnasındaki yörüngeler.....	93
Ek H.2. Çömelip kalkma esnasındaki yörüngeler.....	94
Ek H.3. Yerden yük kaldırma esnasındaki yörüngeler.....	95
Ek H.4. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasındaki yörüngeler.....	96
Ek I. İncelenen Hareketlerin Matematiksel Modeli.....	97

ÖZGEÇMİŞ.....	101
---------------	-----

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

a	: İvme
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
cm	: Santimetre
dt	: Zamana göre diferansiyel
F	: Kuvvet
Hz	: Hertz
I	: Atalet momenti
I_{xx}	: x eksenine göre atalet momenti
I_{yy}	: y eksenine göre atalet momenti
I_{zz}	: z eksenine göre atalet momenti
kg	: Kilogram
l	: Uzunluk
l_a	: Ayağın uzunluğu
l_b	: Bacağın uzunluğu
l_u	: Uyluğun uzunluğu
l_g	: Gövdenin uzunluğu
l_k	: Kolun uzunluğu
$l_{ök}$: Ön kolun uzunluğu
LED	: Işık yayan diyot (Light Emitting Diode)
m	: Metre
m	: Kütle
m_a	: Ayağın kütlesi
m_b	: Bacağın kütlesi
m_u	: Uyluğun kütlesi
m_g	: Gövdenin kütlesi
m_k	: Kolun kütlesi

$m_{ök}$: Ön kolun kütlesi
m_t	: Toplam vücut kütlesi
mm	: Milimetre
p	: Momentum
R_a	: Proksimal uçtan itibaren ayağın kütle merkezinin yeri
R_b	: Proksimal uçtan itibaren bacağın kütle merkezinin yeri
R_u	: Proksimal uçtan itibaren uyluğun kütle merkezinin yeri
R_g	: Proksimal uçtan itibaren gövdenin kütle merkezinin yeri
R_k	: Proksimal uçtan itibaren kolun kütle merkezinin yeri
$R_{ök}$: Proksimal uçtan itibaren ön kolun kütle merkezinin yeri
v	: Hız
v_i	: İlk hız
v_s	: Son hız
°	: Derece
%	: Yüzde
3B	: 3 boyutlu

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1.	İnsan vücudunun bir makine olarak temsili.....	2
Şekil 1.2.	Muybridge tarafından geliştirilen zoopraxiscope.....	3
Şekil 2.1.	Anatomik duruş ve düzlemler.....	7
Şekil 2.2.	Alt ekstremitenin üst sınırı.....	8
Şekil 2.3.	Alt ekstremitenin bölgeleri.....	9
Şekil 2.4.	Kalça eklemine hareketleri.....	10
Şekil 2.5.	Diz ve ayak bileğinin hareketleri.....	11
Şekil 2.6.	Alt ekstremitte kemik ve eklemleri.....	12
Şekil 2.7.	Ayak kemikleri.....	13
Şekil 2.8.	Diz eklemi yüzleri.....	15
Şekil 2.9.	Üst ekstremitte.....	16
Şekil 2.10.	Üst ekstremitenin kemikleri.....	17
Şekil 2.11.	Scapula (kürek kemiği) hareketleri.....	18
Şekil 2.12.	Kolun omuz eklemine hareketleri.....	19
Şekil 2.13.	Ön kolun hareketleri.....	20
Şekil 2.14.	Bilek eklemine elin hareketleri.....	20
Şekil 2.15.	Sırt iskeleti ve vertebralar.....	22
Şekil 3.1.	Hanavan insan vücudu modeli.....	26
Şekil 3.2.	17 parçalı insan vücudu modeli.....	27
Şekil 3.3.	Biyomekaniğin sınıflandırılması.....	30
Şekil 3.4.	Cisimlere uygulanan yer tepki kuvveti.....	31
Şekil 3.5.	Ağırlık kaldırışı yapan bir kişi üzerine etki eden kuvvet ve momentlerin serbest cisim diyagramı.....	31
Şekil 3.6.	Dinamik çözümler.....	33
Şekil 3.7.	Sağ bacağına işaretleyiciler yerleştiren koşucunun sagittal düzlemdeki görüntüsü.....	35

Şekil 3.8.	Analiz ve simülasyon sonuçları ile birlikte MADYMO yazılımının çalışma alanları.....	38
Şekil 3.9.	Yürüyüş esnasında alt ekstremite modelinin sagittal düzlemdeki görüntüsü.....	39
Şekil 3.10.	CATIA Ergonomik Tasarım ve Analiz modülü ile gerçekleştirilen çalışmalar.....	40
Şekil 4.1.	İnsan vücudunun sagittal düzlemdeki eklem – uzuv modeli ve eklem açıları.....	41
Şekil 4.2.	Eklem-uzuv modelinin SimMechanics yapısı.....	45
Şekil 4.3.	SimMechanics simülasyon ekranı.....	46
Şekil 4.4.	Deney ortamının CAD modeli.....	47
Şekil 4.5.	Programın ekran görüntüleri.....	48
Şekil 4.6.	Filtreleme uygulaması.....	49
Şekil 4.7.	Farklı yüksekliklerden kalkış hareketi esnasında oluşan yer tepki kuvvetleri.....	50
Şekil 4.8.	SimMechanics’de oluşturulan modelden elde edilen simülasyon sonuçları.....	51
Şekil 4.9.	20 cm yükseklikten kalkış hareketi sırasında oluşan kuvvetin karşılaştırılması.....	51
Şekil 4.10.	20 cm’den kalkış hareketi sırasında oluşan eklem momentleri.....	52
Şekil 4.11.	Çömelip kalkma sırasında meydana gelen yer tepki kuvveti.....	52
Şekil 4.12.	Çömelip kalkma hareketi sırasında oluşan eklem momentleri.....	53
Şekil 4.13.	Yük kaldırma hareketine ait kuvvet verilerinin karşılaştırılması...	54
Şekil 4.14.	5.5 cm mesafeden yapılan yük kaldırışı sırasında meydana gelen eklem momentleri.....	54
Şekil 4.15.	Basamak çıkma hareketi sırasında kuvvet platformunda oluşan kuvvetler.....	55
Şekil 4.16.	20 cm yükseklikteki basamağa çıkma hareketi esnasında oluşan yer tepki kuvvetinin karşılaştırılması.....	55
Şekil 4.17.	20 cm yükseklikteki basamağa çıkış esnasında oluşan eklem momentleri.....	56
Şekil A.1.	Çevre şartlarının parametreleri.....	66
Şekil A.2.	Yer parametreleri.....	67

Şekil A.3.	Ayak parametreleri.....	67
Şekil A.4.	Bacak parametreleri.....	68
Şekil A.5.	Uyluk parametreleri.....	68
Şekil A.6.	Gövde parametreleri.....	69
Şekil A.7.	Kol parametreleri.....	69
Şekil A.8.	Ön kol parametreleri.....	70
Şekil A.9.	Yük parametreleri.....	70
Şekil A.10.	SimMechanics modeline yükün eklenmesi.....	71
Şekil B.	Gövdenin CAD modeli.....	72
Şekil D.	İşaretleyicilerin yerleşimi.....	83
Şekil E.1.	Farklı yüksekliklerden kalkış hareketi.....	84
Şekil E.2.	Çömelip kalkma hareketi.....	84
Şekil E.3.	Yerden yük kaldırma hareketi.....	85
Şekil E.4.	Basamak çıkma hareketi.....	85
Şekil F.1a.	İşaretleyicilerin 40 cm yükseklikten kalkış esnasında X eksenindeki değişimi.....	86
Şekil F.1b.	İşaretleyicilerin 40 cm yükseklikten kalkış esnasında Y eksenindeki değişimi.....	86
Şekil F.2a.	İşaretleyicilerin çömelip kalkma esnasında X eksenindeki değişimi.....	87
Şekil F.2b.	İşaretleyicilerin çömelip kalkma esnasında Y eksenindeki değişimi.....	87
Şekil F.3a.	İşaretleyicilerin yerden yük kaldırma esnasında X eksenindeki değişimi.....	88
Şekil F.3b.	İşaretleyicilerin yerden yük kaldırma esnasında Y eksenindeki değişimi.....	88
Şekil F.4a.	İşaretleyicilerin 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında X eksenindeki değişimi.....	89
Şekil F.4b.	İşaretleyicilerin 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında Y eksenindeki değişimi.....	89
Şekil G.1.	Eklemlerin 20 cm yükseklikten kalkış esnasındaki açısal ivme değişimi.....	90
Şekil G.2.	Eklemlerin çömelip kalkma esnasındaki açısal ivme değişimi.....	91

Şekil G.3.	Eklemlerin yerden yük kaldırma esnasındaki açısal ivme değişimi.....	91
Şekil G.4.	Eklemlerin 20 cm yüksekliğindeki basamağa çıkma esnasındaki açısal ivme değişimi.....	92
Şekil H.1a.	20 cm yükseklikten kalkış esnasında kalça eklemının izlediği yol	93
Şekil H.1b.	20 cm yükseklikten kalkış esnasında diz eklemının izlediği yol...	93
Şekil H.2a.	Çömelip kalkma esnasında kalça eklemının izlediği yol.....	94
Şekil H.2b.	Çömelip kalkma esnasında diz eklemının izlediği yol.....	94
Şekil H.3a.	Yerden yük kaldırma esnasında kalça eklemının izlediği yol.....	95
Şekil H.3b.	Yerden yük kaldırma esnasında diz eklemının izlediği yol.....	95
Şekil H.4a.	20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında kalça eklemının izlediği yol.....	96
Şekil H.4b.	20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında diz eklemının izlediği yol.....	96
Şekil I.1.	Eklem-uzuv modelinin serbest cisim diyagramı.....	97
Şekil I.2.	Ayak ve bacak uzuvlarının serbest cisim diyagramı.....	98
Şekil I.3.	Uyluk uzvunun serbest cisim diyagramı.....	98
Şekil I.4.	Gövde, kol ve ön kol uzuvlarının serbest cisim diyagramı.....	99

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1.	Bazı uzuvların hareket özellikleri.....	24
Tablo 3.1.	Dempster'in uzuv parametreleri.....	28
Tablo 3.2.	Vücudun hareketi sırasında oluşan en büyük kuvvetler.....	34
Tablo 3.3.	Farklı ticari sistemlerin performans testi sonuçları.....	37
Tablo 4.1.	Uzuvların antropometrik özellikleri.....	44
Tablo C.1.	İşaretleyicilerin X eksenindeki piksel cinsinden konumları.....	73
Tablo C.2.	İşaretleyicilerin Y eksenindeki piksel cinsinden konumları.....	78

ÖZET

Anahtar kelimeler: Biyomekanik analiz, ters dinamik yöntem, insan hareketinin modellenmesi, hareket analizi

İnsan hareketlerinin modellenmesinde birkaç farklı yöntem kullanılmaktadır. Temelde Newton'un ikinci hareket kanununa dayalı olarak türetilen bu yöntemlerden bir tanesi ters dinamik yaklaşımdır. 1970'lere kadar sınırlı sayıda araştırmaya konu olan bu yaklaşım, ticari kuvvet platformlarının yaygınlaşması ve bilgisayar sistemlerinin gelişmesiyle birlikte daha çok ilgi çekmeye başlamıştır. Bu yaklaşım kuvvet ve momentleri, hareket halindeki cisimlerin kinematik ve atalet özelliklerinden yararlanarak dolaylı olarak belirleyen bir süreci ifade etmektedir.

Bu tez çalışmasında insan vücudunun ayak, bacak, uyluk, gövde, kol ve ön koldan oluşan 6 katı uzuvlu açık zincir modeli oluşturulmuştur. Uzuvların antropometrik özelliklerinin belirlenmesinde antropometrik modellerden ve bilgisayar yazılımlarından faydalanılmıştır. Eklemlerin konum verilerinin elde edilmesi için üzerine işaretleyiciler yerleştirilen deneğin hareketleri kamera ile izlenmiş ve sayısallaştırma işlemi yapılmıştır. MATLAB (7.6.0) yazılımı kullanılarak eklemlerin açısal yer değiştirmeleri, açısal hızları ve açısal ivmeleri hesaplanmıştır. Elde edilen kinematik veriler SimMechanics (2.7.1) yazılımında oluşturulan ters dinamik modelin tahrikinde kullanılmıştır.

Oturulan farklı yüksekliklerden kalkış, çömelip kalkma, yerden yük kaldırma ve farklı yüksekliklerdeki basamakları çıkma hareketlerinin simülasyonları SimMechanics yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. SimMechanics yazılımı ile hesaplanan yer tepki kuvvetleri, hareket analizi sırasında kuvvet platformuyla ölçülen yer tepki kuvvetleri ile karşılaştırılmıştır. Sonuçların birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. Bu çalışma, gerçek boyutlardaki mekanik sistemlerin dinamik analizleri için geliştirilmiş SimMechanics yazılımının insan hareketi analizlerinde de kullanılabilceğini göstermiştir. Ayrıca, yapılan simülasyon işlemleri hareketlerin kinetik davranışlarını açıklamada faydalı olmuştur.

DYNAMIC MODELLING AND SIMULATION OF THE HUMAN BODY MOTIONS IN DIFFERENT SITUATIONS

SUMMARY

Key Words: Biomechanical analysis, inverse dynamics method, modelling of the human motion, motion analysis

A few different methods are used for the modelling of the human motion. Basically, one of the these methods based on the Newton's second law is the inverse dynamics approach. This approach which is the subject of a limited number of research until 1970s has started to create more interest with the expansion of the commercial force platforms and development of the computer systems. Inverse dynamics method is the process by which force and moments are indirectly determined from the kinematics and inertial properties of moving bodies.

In this thesis, a human body has been composed as a 6 rigid-open loop-body model which is consisted of a foot, a leg, a thigh, a trunk, an arm and a forearm. To determine the anthropometric characteristics of the bodies has been benefited from anthropometric models and the computer software. The movements of the subject markers placed on body were viewed with a video camera in order to get location data of joints and the digitization process was made. It was computed the angular displacement, angular velocity and angular acceleration of the joints using by MATLAB (7.6.0). The obtained data was used to actuate inverse dynamics model which is created by SimMechanics (2.7.1).

Motion of standing of different sitting heights, motion of squat-stand, motion of lifting load and motion of climbing up different steps were simulated by using SimMechanics software. It was compared ground reaction forces calculated by SimMechanics with ground reaction forces measured by force platform. This study was also shown that SimMechanics software which is developed to analyse mechanical systems in real dimensions dynamically can be used for human motion analysis. Furthermore, the simulating processes have been useful to explain kinetic behaviour of the human movements.

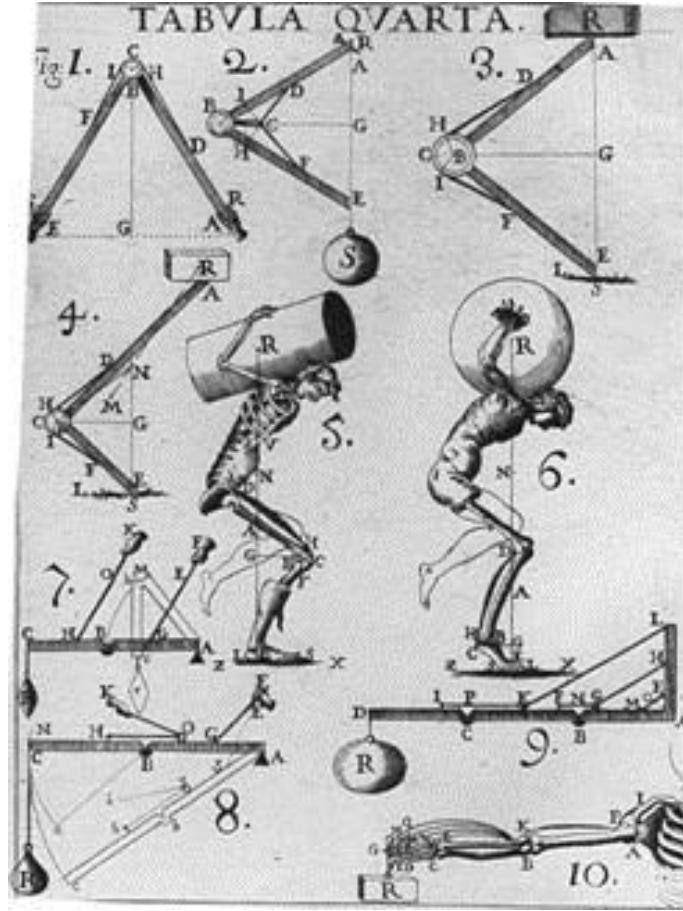
BÖLÜM 1. GİRİŞ

Yaşamak, hareket etmektir (Fung, 1990). Canlıları cansızlardan ayıran en büyük özelliklerden biri olan hareket, birçok araştırma alanının ilgisini çekmektedir. İnsan hareketinin tanımlanabilmesi; biyomekanik analizler, hareket bozukluklarının belirlenmesi, ortez ve protez tasarımları, ergonomik çalışmalar, insansı mekanizmalar, bilgisayar uygulamaları ve sportif faaliyetler gibi alanlarda önemli rol oynamaktadır.

İnsan, doğada var olan mükemmel sistemlerin başında gelmektedir. Bu mükemmeliyet insanın hareketine de yansımıştır. İnsan hareketi, tarihin en eski dönemlerinden beri araştırmacıların ilgisini çekmiştir. Miladın hemen başlarında Galen, vücut uzuvlarının ve kasların kullanımı hakkında çalışmalarda bulunmuştur (Gleason, 2007). Orta çağ döneminde, Grek ve Roma sanatında insan hareketinin sanatsal betimlemeleri yapılmıştır.

Rönesans dönemine gelindiğinde Leonardo da Vinci kemik, kas ve sinir sistemi anatomisi üzerine çalışmalarda bulunmuştur (Martin, 1998). Ayakta durma, oturup kalkma, sıçrama ve yürüme esnasındaki vücut mekaniği hakkında çalışmalar yapmıştır. Andreas Vesalius, insan üzerinde incelemelerde bulunup harekete ait kas fonksiyonlarını açıklamış ve anatomi konusundaki çalışmalarını Fabrica isimli kitabında yayımlamıştır (Reveron, 2007). Biyomekanik biliminin en önemli isimlerinin başında gelen Giovanni Alfonso Borelli, modern biyomekaniğin temelini oluşturan çalışmalarda bulunmuştur (Martin, 1998). Bu çalışmalarından biri, alttan bir bıçak ucuyla desteklenmiş rijit bir platforma yatırılmış insan deneyiyle, insan bedeninin kütle merkezinin bulunmasıdır. Şekil 1.1 Borelli'nin çalışmasına ait bir figürü göstermektedir. Yürüme, koşma, atlama ve kas kasılmalarını tasvir etmek

üzere geometriyi kullanan Borelli, çalışmalarını “Canlı Hareketi Üzerine” isimli eserinde yayımlamıştır.



Şekil 1.1. İnsan vücudunun bir makine olarak temsili (<http://www.deutsches-museum.de>, 2012)

XVIII. yüzyıl ile birlikte Aydınlanma Çağı başlamış ve bilimsel çalışmalar hız kazanmıştır. Uygulamalı matematiğin ilerlemesi ile birlikte teorik ve deneysel çalışma arasında bağlantı kurulmuştur. Hareketin incelenmesine yönelik kuvvet momentum ve enerji ilişkileri kurulmuş; kas fonksiyonu, biyokimyasal ve elektriksel olgu ile ilişkilendirilmiştir. 1830’larda Weber kardeşlerin öncülüğünde modern anlamda yürüyüş analizi çalışmaları başlamıştır. Marey ve Muybridge’in başlattıkları fotoğraflama yöntemleri ile hareket halindeki hayvanların ve insanların figürleri oluşturulmuştur (Yavuzer, 2007). Eadweard Muybridge ile sinematografinin gelişimi başlamış ve hareketin incelenmesinde yeni bir dönem açılmıştır. Farklı fotoğraf karelerinin uyumlu bir şekilde arka arkaya gösterilmesi temeline dayanan yöntem ile insan ve hayvan hareketlerinin sanal canlandırması gerçekleştirilmiştir (Hill, 1998).

Şekil 1.2 Muybridge tarafından geliştirilen bir canlandırma yöntemini göstermektedir.

XX. yüzyıla gelindiğinde biyomekanik özgün bir bilim haline gelmiştir. Biyomekanik, hareketleri oluşturan mekanik kuralları, harekete etki eden hücre, doku ve daha geniş anlamda organizma etkilerini ve ortaya çıkan sonuçları incelemektedir (İnal, 2004). Biyomekanik, mekanik kanunlarla sınırlı olmayıp anatomi, fizyoloji ve spor metodü gibi bilim dallarıyla da etkileşim halindedir (Çetin, 2011).



Şekil 1.2. Muybridge tarafından geliştirilen zoopraxiscope. Dairesel bir disk üzerine yerleştirilen ve farklı anlardaki hareket karelerinden oluşan resimler, diskin kendi ekseni etrafında dönmesi ile bir dans ediş hareketini canlandırmaktadır (<http://eliot84.wordpress.com/>, 2012)

Bilgisayar çağı ile birlikte hareketin incelenmesi farklı bir boyuta taşınmıştır. Geliştirilen bilgisayar yazılımları ve görüntü sistemleri sayesinde hareketin incelenmesi ve analizi daha kolay hale gelmiştir. EMG (elektromiyografi) tekniklerinin geliştirilmesiyle, hareketi gerçekleştiren kas fonksiyonlarının anlaşılması kolaylaşmıştır. Hareket algılama sistemlerinin ilerlemesiyle birlikte hareketler daha hassas biçimde analiz edilmeye başlanmıştır. Hareketin analizi ve modellenmesi ile ilgili literatüre giren bazı çalışmalara aşağıda yer verilmiştir.

Murray ve arkadaşları insan yürüyüşü üzerine çalışmalarda bulunarak belirli yaş gruplarından seçilmiş gönüllülerin hareketlerini fotoğraflamıştır. Yürüyüş süresi ve adım uzunluğu; kalça, diz ve ayak bileği gibi uzuvların yaptıkları açıları hesaplamıştır. Elde edilen sonuçları farklı yaş gruplarına göre karşılaştırmıştır (Murray, 1964).

Winter tarafından tek kamera ile gerçekleştirilen 2 boyutlu bir yürüme analizi deneyinde, kütlesi 56,7 kg olan bir kişinin kuvvet plakası üzerindeki yürüyüşü saniyede 70 kare görüntü elde eden kamera ile görüntülenmiştir. Daha sonra bu görüntülerin işlenmesiyle, anatomik noktalara yerleştirilen işaretlerin koordinatları belirlenmiştir (Winter, 1990).

Cavanagh ve Lafortune, koşma esnasında meydana gelen yer tepki kuvvetleri üzerine çalışmalarda bulunmuşlardır. Koşu esnasında ayağın yere ilk temas ettiği anlardaki topuk ve parmak ucu noktalarının referans alındığı bu çalışmada, kuvvet platformu yardımıyla basınç merkezlerinin dağılımı belirlenmiştir. Oluşan kuvvetler, vücut ağırlığına oranlanarak karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçların koşma mekaniği, ayakkabı tasarımı ve spor yaralanmalarında kullanımı tartışılmıştır (Cavanagh, 1980).

Bobbert ve arkadaşları insan vücudunu 7 katı parçaya ayrılmış şekilde modellemişlerdir. Çoğu alt ekstremiteye yerleştirilen işaretleyicileri kamera ile izleyerek koşma esnasındaki kinematik verileri elde etmişlerdir. Ayrıca bir kuvvet platformu aracılığıyla, hareket esnasında oluşan dikey kuvveti ölçümlemişlerdir. Kalça ile diz, diz ile ayak bileği arasındaki mesafenin zamana göre değişimini incelemişlerdir. Koşma sırasında belirli anlardaki kuvvet değişimlerini Newton mekaniği kanunlarından yararlanarak teorik olarak çözümlenmişler ve deneyden elde edilen sonuçlarla karşılaştırmışlardır (Bobbert, 1991).

Nandy, üç boyutlu dinamik model kullanılarak insan yürüyüşünün tanımlanması başlıklı tezinde, insan vücudunu katı çubuklardan ve dönел mafsallardan oluşan kinematik zincirler şeklindeki bir mekanik modelle temsil etmiştir. Oluşan eklem

momentlerinin çözümünde sentetik mekanik (inverse dynamics) yaklaşımından faydalanılmıştır. Eklem momentlerinden yararlanılarak eklem açılarının hesaplanmasında analitik mekanik (forward dynamics) yaklaşımı uygulanmıştır. Çözüm işlemi bir bilgisayar yazılımı ile gerçekleştirilmiştir (Nandy, 2006).

Jamshidi ve arkadaşları, bir ayak bileği ortezinin optimizasyonu için SimMechanics yazılımından faydalanarak insan yürüyüşünü modellemişlerdir. Sagittal düzlem üzerinde incelenen vücut, beş parçalı katı bir yapıda modellenmiştir. Bir hastanın yürüyüşünün incelenmesi sonucu elde edilen kinematik veriler modele eklenerek kalça, diz ve ayak bileği momentleri tespit edilmiştir (Jamshidi, 2009).

Hang ve Zhaoli, günlük işler sırasında en çok yapılan hareketlerden olan oturup kalkma hareketini SimMechanics yazılımını kullanarak modellemişlerdir. Modelden elde edilen sonuçlar kuvvet plakasından elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmış ve sonuçların birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. Bu çalışma, insan hareketlerinin modellenmesinde SimMechanics yazılımından faydalanmanın elverişli bir yöntem olduğunu göstermiştir (Hang, 2011).

Acar, iki ayaklı yürüme hareketinin modellenmesi ve kontrolü başlıklı tezinde, doğada mevcut hareket yöntemlerinden insansı iki ayaklı yürüme hareketinin modellenmesi ve benzetimi konusunda çalışmıştır. Bu çalışma ile iki ayaklı bir robotun mekanik özellikleri bilgisayar ortamında incelenmiş, yürüyüşe etki eden temel parametrelerle bazı benzetimler yapılmış ve statik yürüme hareketi gerçekleştirilmiştir (Acar, 2007).

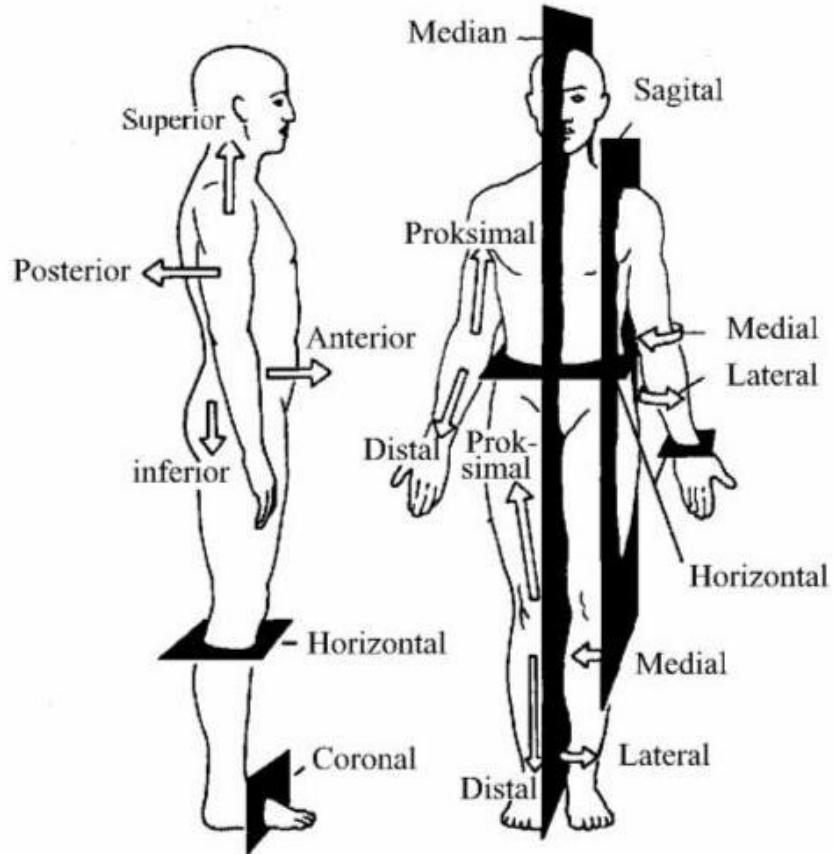
Harbili ve Arıtan, koparma tekniğinin analizi çalışmasında, koparma kaldırışı sırasında bara uygulanan kuvveti, yapılan işi ve güç değerlerini hesaplayarak elit halterciler arasındaki kinetik farklılıkları göstermiştir. Kaldırışın görüntü kayıtları saniyede 25 kare kayıt yapabilen 2 kamera ile yapılmıştır. Hareket analizi yazılımı ile halterci üzerindeki 18 antropometrik nokta ve bar üzerindeki 2 nokta işaretlenerek sayısallaştırılmıştır. Ters dinamik yöntem ile bara uygulanan kuvvet ve bu kuvvetin yaptığı iş ve güç değerleri hesaplanmıştır (Harbili, 2006).

Amca ve arkadaşları olimpik halterde koparma tekniğinin mekanik modelini oluşturmuşlardır. Ters dinamik çözümleme ile eklemlere etkiyen kuvvet ve momentleri hesaplamışlardır. Sporcunun sagittal düzlemde iki boyutlu mekanik modelinin oluşturulmasında SimMechanics yazılımından faydalanılmıştır (Amca, 2010).

Literatürde, insan hareketlerinin analizine yönelik olarak SimMechanics ile gerçekleştirilen çalışmalarda insan vücudu mümkün olduğunca basitleştirilmiş şekilde ve az sayıda uzuvla temsil edilmektedir. Oluşturulan modeller genellikle, incelenen tek bir harekete özgü olmaktadır. Bu çalışmada oluşturulan model ile çok daha fazla sayıda hareketi incelemek mümkündür. Ayrıca bu tez çalışmasında kinematik veriler elde edilirken, hareket analizi işlemlerinde kullanılan ticari yazılımlar yerine MATLAB ortamında oluşturulan kodlar kullanılmıştır. Uzuvarın antropometrik özelliklerinin belirlenmesi aşamasında CAD programlarından da faydalanılması, çalışmanın bir diğer özgün unsurudur.

BÖLÜM 2. İNSAN VÜCUDU VE HAREKETİN ÖZELLİKLERİ

İnsan hareketini oluşturan kemik, kas, eklem ve sinir sistemi gibi unsurlar, hiç biri birbirinin aynı olmayan yapılardan oluşmaktadır. Bu bölümde insan hareketi ile ilgili incelemelerde bulunmadan önce hareketi ortaya çıkaran yapıların anatomik ve fizyolojik özelliklerinin yanı sıra anlaşılabilirliği artırmak adına bir takım ilave bilgilerden de bahsedilecektir.



Şekil 2.1. Anatomik duruş ve düzlemler (Erişöz, 1994)

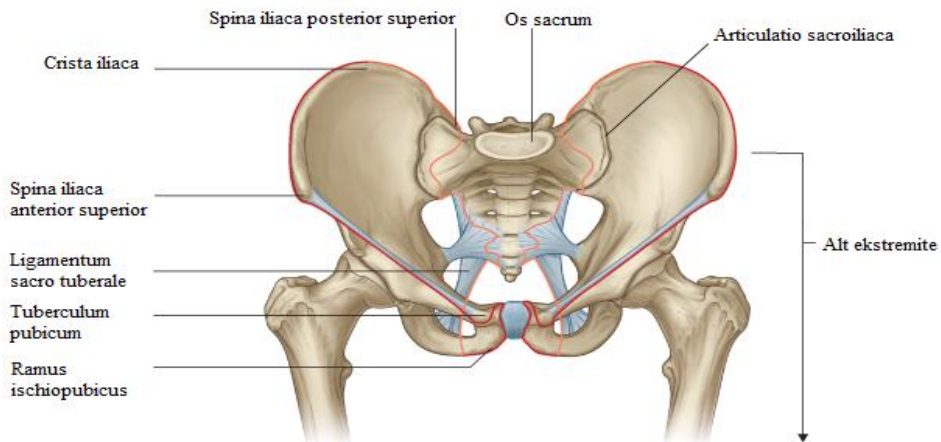
Anatomik duruş, yapıların yerini tanımlamada kullanılan vücudun standart referans duruşudur (Şekil 2.1). Vücut; ayaklar bitişik, eller yanda, baş ileriye bakıyorken anatomik duruştur. Ağız kapalı ve yüz ifadesizdir. El ayaları, parmaklar düz ve bitişik halde ileri bakar; başparmak, diğer parmaklara 90° dönmüş durumdadır ve ayak parmakları ileri bakar. Anatomik duruşta vücuttan üç ana düzlem grubu geçer.

Koronal düzlemler, dikey yönde vücudu anterior ve posterior bölümlere ayırır. Sagittal düzlemler de dikey yönde ancak koronal düzleme dik biçimde vücudu sağ ve sol bölümlere ayırır. Vücudun tam ortasından geçen, vücudu sağ ve sol iki eşit parçaya bölen düzleme median sagittal düzlem denir. Transvers, horizontal ya da aksiyal düzlemler vücudu superior ve inferior bölümlere ayırır (Yıldırım, 2007). Herhangi bir şekilde bulunan üç oluşumdan vücut yüzeyine yakın olan için extarnal, derinde bulunan için internal, ortada bulunan için intermediatus ve ekstremitelerde gövdeye yakın olan kısım için proksimal, uzak olan kısım için distal, iç yan için medial, dış yan için letaral terimleri kullanılır (Kaptı, 2001).

2.1. Ekstremiteler

Dört ayak üzerinde hareket eden canlılarda gövde ağırlığının taşınması ve bütün gövdenin yer değiştirmesi gibi ağır ve önemli görevler, alt ve üst ekstremiteler arasında paylaşılmıştır. İnsanlarda ise gövde ağırlığının taşınması ve bütün gövdenin ortamda yer değiştirmesi yalnız alt ekstremitte üzerine yüklenmiştir. Üst ekstremitte ise daha fazla etraftaki cisimleri yakalamak ve tutmak için kullanılır. Bundan dolayı alt ve üst ekstremiteler arasında şekil ve yapı bakımından çok büyük farklılıklar vardır (Odar, 1986).

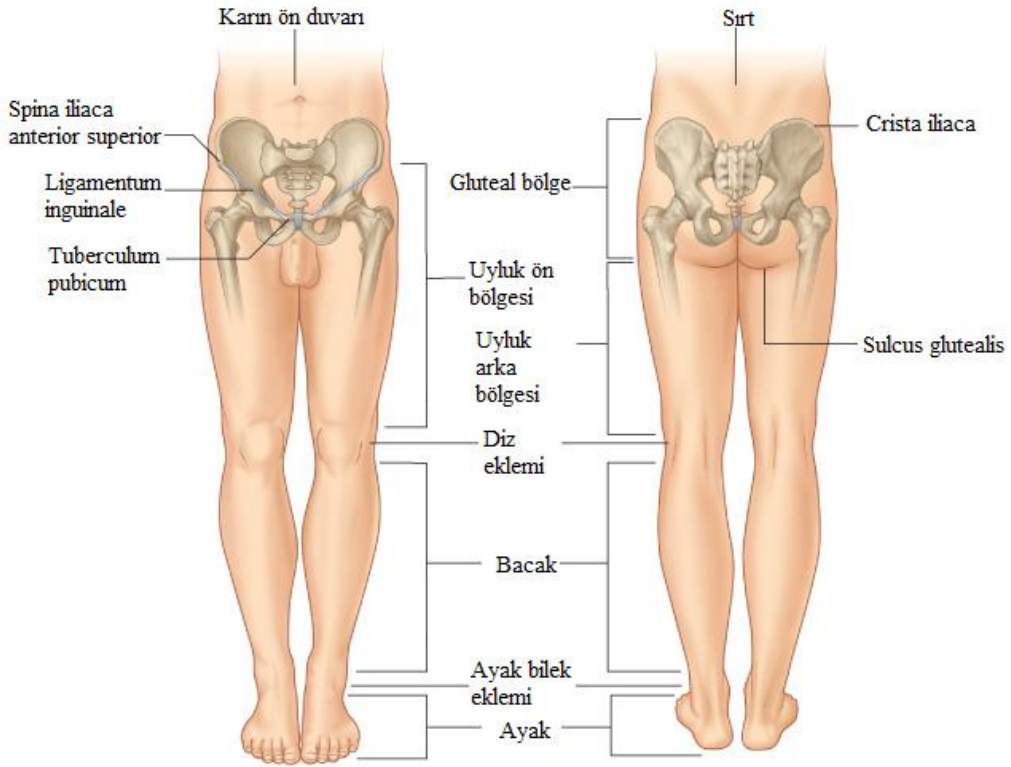
2.1.1. Alt ekstremitte



Şekil 2.2. Alt ekstremitenin üst sınırı (Drake, 2004)

Alt ekstremitte, os coxae'yı os sacrum'a bağlayan kuvvetli bağlar ve articulatio sacroiliaca vasıtasıyla doğrudan axial iskelete tutunur. Karın, sırt ve pelvis bölgelerinden kesintisiz bir çizgi ile ayrılır (Şekil 2.2).

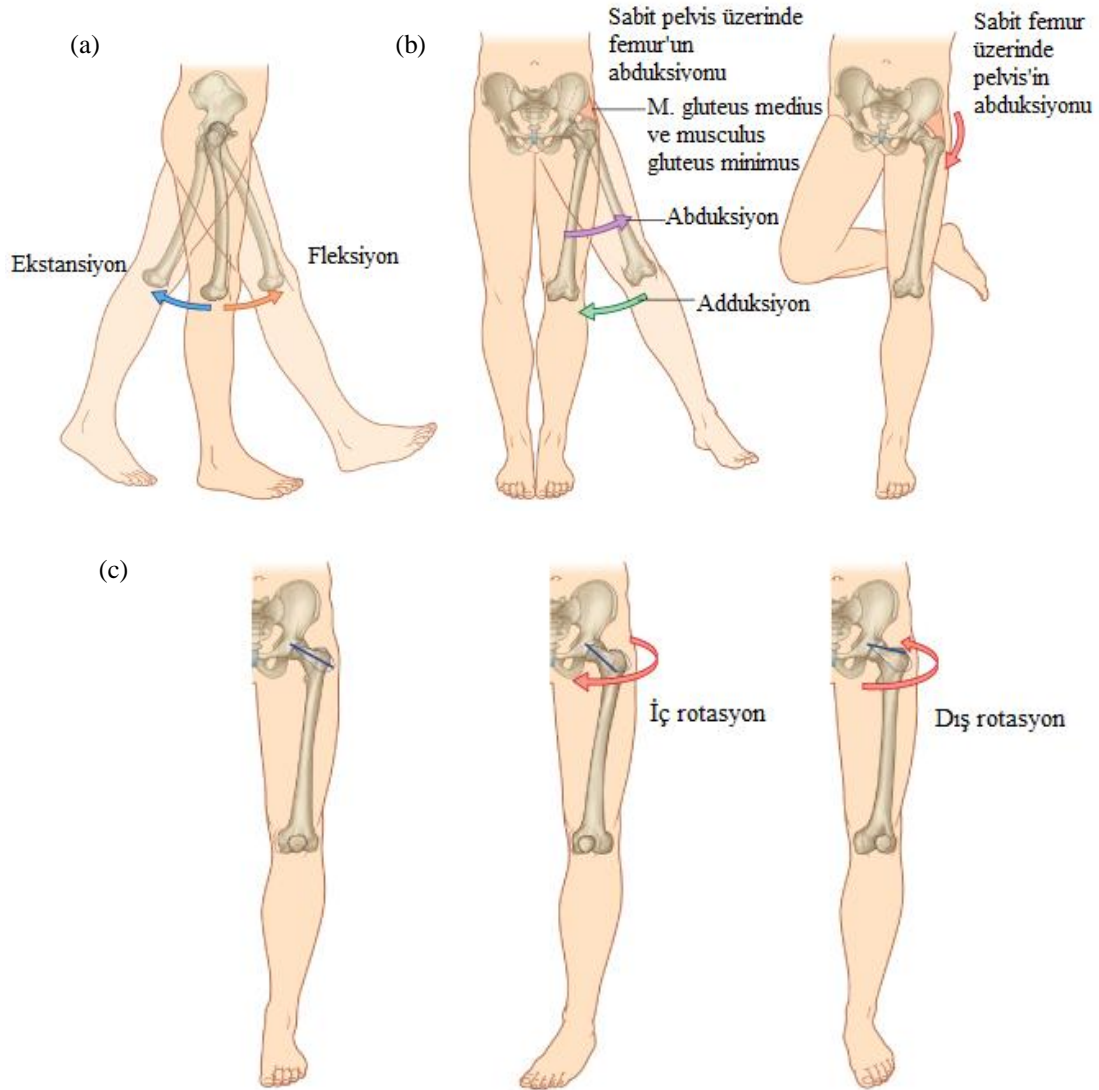
Ana eklemler, kemikler ve yüzeysel bazı noktalar temel alınarak alt ekstremitte; gluteal (kalça), uyluk, bacak ve ayak bölgelerine ayrılır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Alt ekstremitenin bölgeleri (Drake, 2004)

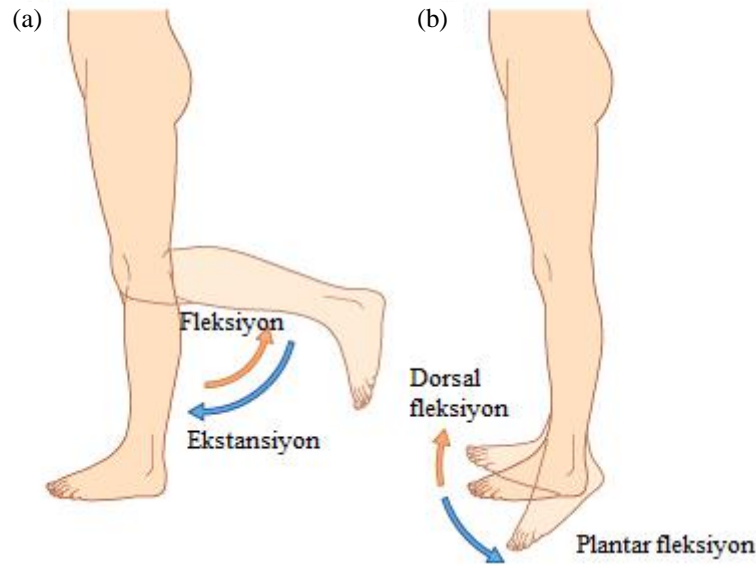
Alt ekstremitenin ana görevlerinden bir tanesi, minimum enerji harcayarak vücut ağırlığını desteklemektir. Ayağa kalkarken ağırlık merkezinden geçen dikey çizgi, kalça eklemlerinin hafifçe arkasında, diz ve ayak bilek eklemlerinin önünde, yere basan ayak tarafından oluşturulan dairesel sayılabilecek taban desteğinin ise tam üstündedir ve diz ile kalça eklemlerini ekstansiyonda tutar. Alt ekstremitenin ikinci önemli görevi ise boşlukta vücudu hareket ettirmektir. Bu olay, ayak üzerinde vücudu hareket ettirebilmek ve yer üzerinde ayağa pozisyon verebilmek için alt ekstremitenin tüm eklemlerindeki hareketlerin uyumunu gerektirir. Kalça ekleminin hareketleri; fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon, adduksiyon, iç rotasyon (pronasyon),

dış rotasyon (supinasyon) ve sirkumdiksiyondur (Yıldırım, 2007). Şekil 2.4 bu hareketleri göstermektedir.



Şekil 2.4. Kalça ekleminin hareketleri, a. Fleksiyon ve ekstansiyon, b. Abduksiyon ve adduksiyon, c. Dış ve iç rotasyon (Drake, 2004)

Diz ve ayak bilek eklemleri, aslında menteşe tipi eklemdir. Diz hareketleri, esas olarak fleksiyon ve ekstansiyondur (Şekil 2.5a). Ayak bileği hareketleri ise dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyondur (Şekil 2.5b). Yürüme sırasında alt ekstremitedeki birçok anatomik özellik, vücudun ağırlık merkezinde oluşan iniş çıkışları en aza indirmeye katkıda bulunarak hareket için gerekli enerji miktarını azaltır, akıcı ve verimli bir yürüyüş biçimi oluşmasını sağlar. Bu özellikler, koronal düzlemde pelvik eğim, transvers düzlemde pelvik rotasyon, dizlerin fleksiyonu, kalça, diz ve ayak bilekleri arasındaki karışık etkileşimlerdir. Sonuç olarak yürüme esnasında vücudun ağırlık merkezi, normal olarak dikey ve lateral yönlerde sadece 5 cm yer değiştirir.

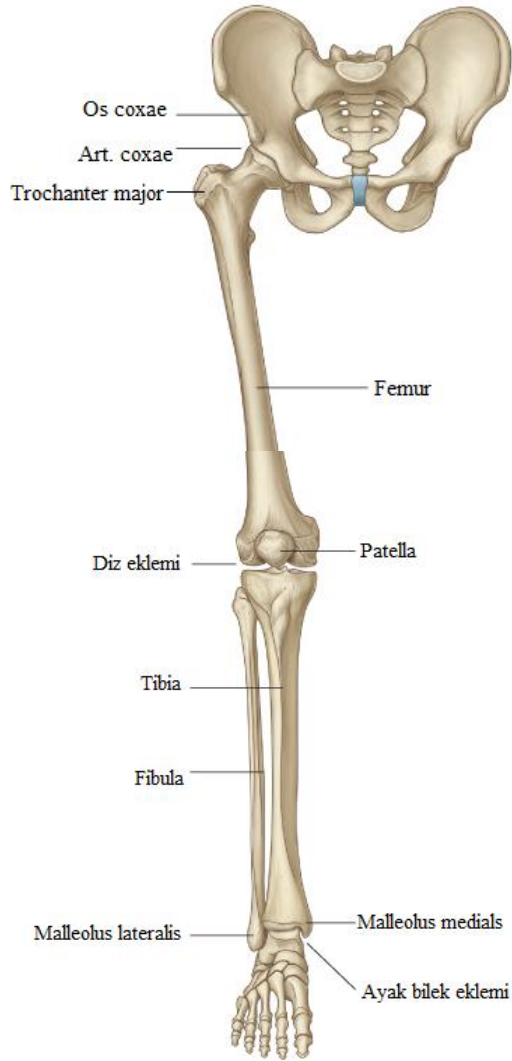


Şekil 2.5. Diz ve ayak bileğinin hareketleri, a. Diz fleksiyon ve ekstansiyonu, b. Ayak bileği dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyonu (Drake, 2004)

2.1.2. Alt ekstremitte kemikleri kasları ve eklemleri

Alt ekstremitteyi oluşturan kemikler os-coxae, sacrum, femur, patella, tibia, fibula, talus, calcaneus ve ayakta bulunan diğer 24 kemiktir. Sacrum hariç tüm kemiklerden sağ ve sol olmak üzere ikişer adet bulunmaktadır. Alt ekstremitte iskeleti, hiçbiri diğerinin tam eşi olmayan 63 kemikten oluşan oldukça karmaşık bir sistemdir. Şekil 2.6'da alt ekstremitteyi oluşturan kemik ve eklemler görülmektedir.

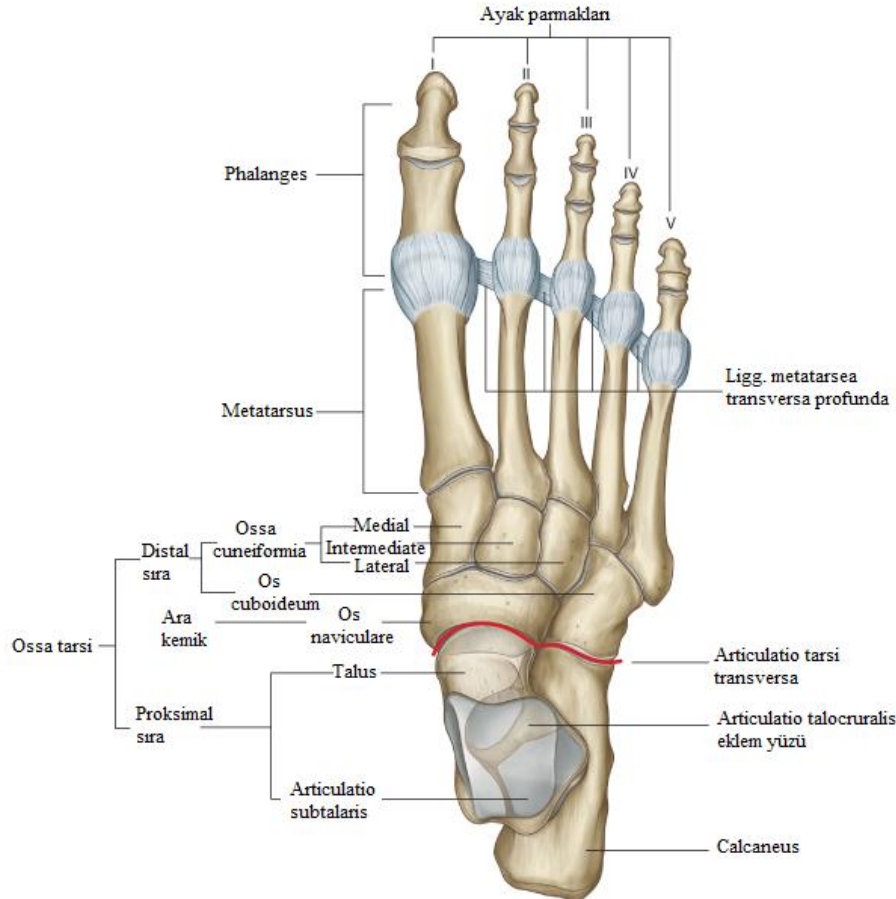
Pelvis (leğen kemiği), sağ ve sol os-coxae ile sacrumun, çok az hareket eden eklemler ve bağlar yardımıyla birleşmesiyle oluşmuştur. Sacrum omurga ile, os-coxae ise sağ ve sol femur ile eklem yaparlar. Yüzeylerindeki delik, çentik ve kabartılarla kas ve bağların tutunmalarına olanak sağlayan özel bir yapıya sahiptirler. Femur (uyluk kemiği), pelvis ile eklem yapar. Vücudun en büyük kemiği olan femur, vücuttaki en güçlü kasları üzerinde bulundurur. Proksimal ucunda küresel yapıya sahip femur başı (caput femoris), femur boynu (collum femoris) ve kasların en önemli tutunma noktalarını oluşturan çıkıntılar (trochanter major ve trochanter minor) bulunur. Trochanter major, yürüyüş analizinde önemi daha da artan anatomik bir noktadır.



Şekil 2.6. Alt ekstremite kemik ve eklemleri (Drake, 2004)

Patella (diz kapağı) yassı ve üçgen biçimli bir kemiktir. Diz eklemini dış etkilerden korur. En önemli görevi ekstansör kas kirişini eklem ekseninden uzaklaştırmasıdır. Böylece kuvvet kolu mesafesi artmış ve aynı değerdeki moment için gerek duyulacak kas kuvveti azaltılmış olur. Patellanın olmadığı durumda eşit eklem momenti için ilgili kas kuvvetinin %30 daha fazla olması gerektiği hesaplanmıştır. Tibia (kaval kemiği) vücudun femurdan sonraki en uzun kemiğidir. Bacanın iç tarafında yer alır. Femur, fibula ve talus ile eklem yapar. Fibula (kamuş kemiği) bacağın dışında bulunan, tibiya göre daha ince ve daha distale uzanan bir kemiktir. Talus (aşık kemiği) bacak ile ayak arasındaki bağlantıyı sağlayan ve ayakta bulunan 26 kemik içinde ikinci en büyük olan kemiktir. Calcaneus (topuk kemiği) ayak kemikleri içinde en büyük olanıdır. Topuğu oluşturan calcaneus kuvvet iletiminde önemli rol üstlenir. Ayakta, talus ve calcaneustan başka 24 kemik daha bulunmaktadır.

Bunlardan beş tanesi bilek eklemine katılan kemikler, beş tanesi metatarsal kemikler, geri kalan 14 tanesi ise ayak parmaklarını oluşturan kemiklerdir (Kaptı, 2001). Şekil 2.7’de ayağı oluşturan kemikler görülmektedir.



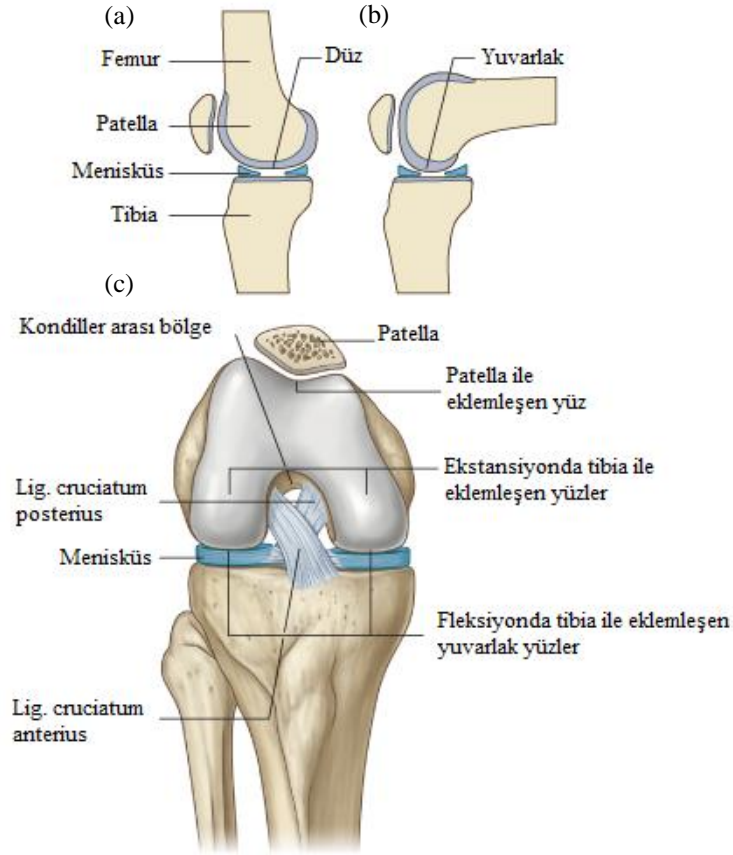
Şekil 2.7. Ayak kemikleri (Drake, 2004)

Alt ekstremitte kasları gluteal bölge, uyluk bölgesi, bacak bölgesi ve ayak bölgesi olmak üzere dört ayrı grupta incelenir. Sağ ve sol alt ekstremitelerin her birindeki kas adedi 56’dır. Bu sayıdan da anlaşılacağı gibi alt ekstremitenin kas yapısı karmaşıktır. Gluteal bölge kasları 10 adettir. Nispeten büyük ve kuvvetli kaslardır. Yürüme, oturup kalkma, merdiven çıkma, vücudu dik tutma gibi hareketler sırasında önemli görevler üstlenirler. Ayakta dururken ve yürüme esnasında hareketlerin düzgün ve sürekli olmasını sağlarlar. Uyluğa hareket sağlayıp gövde hareketlerine destek olurlar. Uyluk bölgesi kasları 11 adettir. Vücudun en uzun kası olan m. sartorius ve en geniş kas kütlesi olan m. quadriceps femoris bu bölgede bulunmaktadır. Bu bölgedeki kaslar, uyluk hareketlerini sağlar, kalça ve diz

eklemlerini etkiler ve bacağın hareketlerini destekler. Bacak bölgesi kasları 11 adettir. Bu bölgedeki kaslar diz eklemine destekler, ayak ve bacak hareketlerinin gerçekleşmesine katkı sağlar. Yürürken basma fazından salınma geçişte ayağı yerden itici rol oynarlar. Bu bölgedeki en güçlü kas m. tibialis anteriordur. Basma fazındaki ayakta, bu kas kasılarak bacağın öne doğru eğilmesini ve vücudun da öne doğru itilmesini sağlar. Salınma fazındaki ayakta da bu kas kasılır ve ayak parmaklarının yere çarpmasını önler. Merdiven çıkma esnasında bu özellik daha da önem kazanır. Ayak bölgesinde yer alan ve ayak parmaklarına çeşitli hareketler yaptıran 21 adet kas bulunmaktadır. Ancak bunlar küçük boyutlu ve alt ekstremitte hareketleri üzerinde çok önemli etkilere sahip olmayan kaslardır (Kaptı, 2001).

Kaslar, hareketin başlatılması ve yönetilmesi için gerekli enerjiyi üretirler; ancak mekanik hareketlerin oluşabilmesi, eklemlerin yapılarına ve serbestlik derecelerine bağlıdır. Alt ekstremitenin hareketleri; kalça eklemi, diz eklemi ve ayak bileği eklemi hareketlerine bağlıdır. Hareket kabiliyeti en yüksek iki eklemden biri olan kalça eklemi küresel eklem grubuna dahildir. Transvers, sagittal ve vertikal eksenler etrafındaki temel anatomik hareketlerin tümünü ve bunların birleşimi olan sirkumduksiyon hareketini yapabilen bir eklemdir (Bkz. Şekil 2.4). Diz eklemi patella ile femurun eklenmesiyle oluşan patella-femoral eklem ve tibia ile femurun eklenmesiyle oluşan tibia-femoral eklemden oluşan polisentirik bir eklemdir. Vücuttaki eklemlerin en büyüğüdür. Femur kondillerinin konveksliği ile tibia kondillerinin konkavlığı birbirine uymaz. Eklem yüzeylerinin birbirine uyumunu sağlamak için kırkırdaktan yapılmış yarım ay şeklinde iki tane menisküs bulunur. Diz eklemi, abduksiyon ve adduksiyon hareketleri haricinde kalan diğer dört hareketi gerçekleştirebilir. Şekil 2.8’de diz ekleminin yapısı ve çalışma esnasındaki konumları belirtilmiştir. Ayak bileği ekleminde, ayak kemiklerinden talus kilit taşı konumundadır. Ayaktaki diğer kemikleri birbirine bağlayarak eklemi oluşturmaktadır. Ayakta dururken bir ayağa gelen yükün %40’lık bölümü topuk ve %60’lık bölümü ise beş metatarsal kemiğin oluşturduğu yapıyla karşılanır. Ayak bileği ekleminin abduksiyon ve adduksiyon yapabilme yetenekleri oldukça sınırlıdır. Ayakta supinasyon ve adduksiyon karışımı olarak inversiyon, pronasyon ve abduksiyon karışımı olarak eversiyon adı verilen hareketler yapılabilmektedir. Ayak

tabanını görmeye çalışmak şeklinde tanımlanabilecek bu hareketler 10°'lik bir sahada gerçekleşir (Kaptı, 2001).

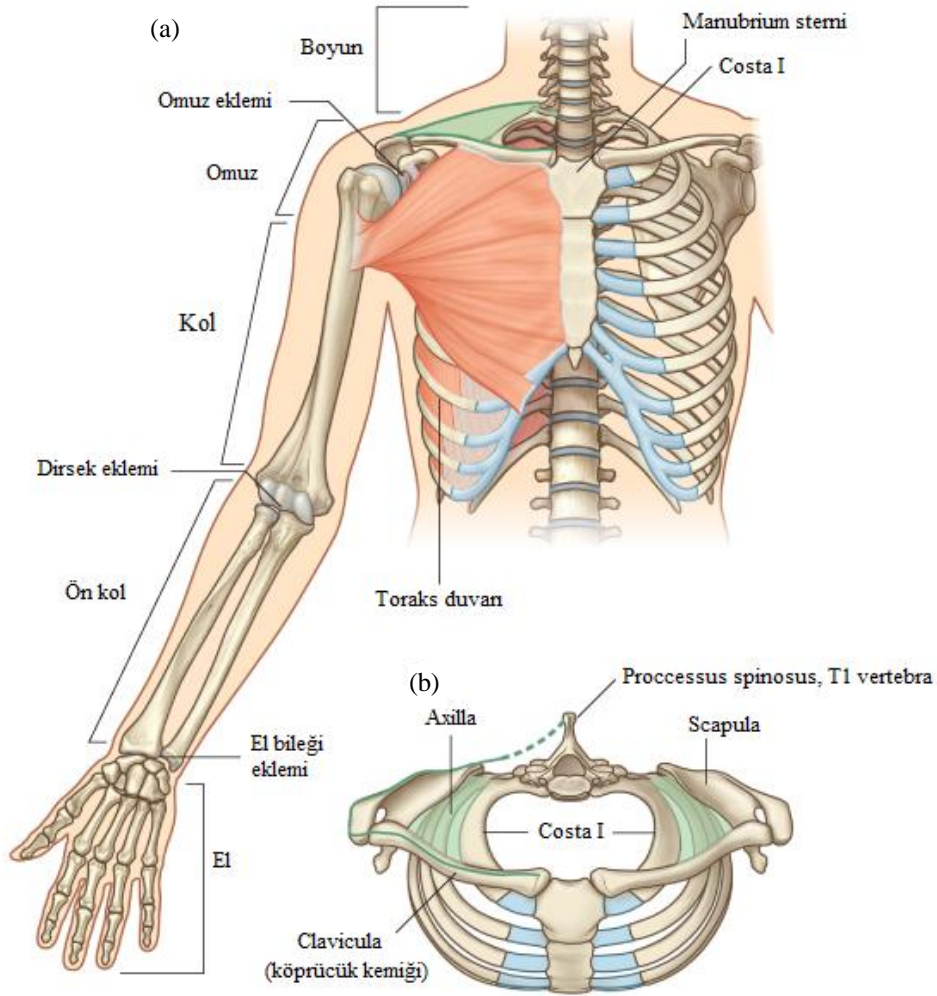


Şekil 2.8. Diz eklemi yüzleri, a. Ekstansiyon halinde, b. Fleksiyon halinde, c. Önden görünüm (fleksiyon halinde) (Drake, 2004)

2.1.3. Üst ekstremitte

Üst ekstremitte, boynun alt bölümünün dış yan tarafı ile ilişkilidir. Gövdeye, clavícula (köprücük kemiği) ve sternum arasındaki küçük bir iskelet eklemi ve kaslarla asılıdır. Büyük eklemlerin ve ilişkide olan kemiklerin konumu temel alınarak üst ekstremitte omuz, kol, ön kol ve el olarak bölünmüştür. Şekil 2.9'da üst ekstremitteyi oluşturan kısımlar belirtilmiştir.

Omuz, üst ekstremitenin gövdeye tutunma bölgesidir. Kol, üst ekstremitenin omuz ve dirsek eklemi arasındaki parçasıdır. Ön kol, dirsek eklemi ve bilek eklemi arasındadır ve el, bilek eklemi distalindedir.

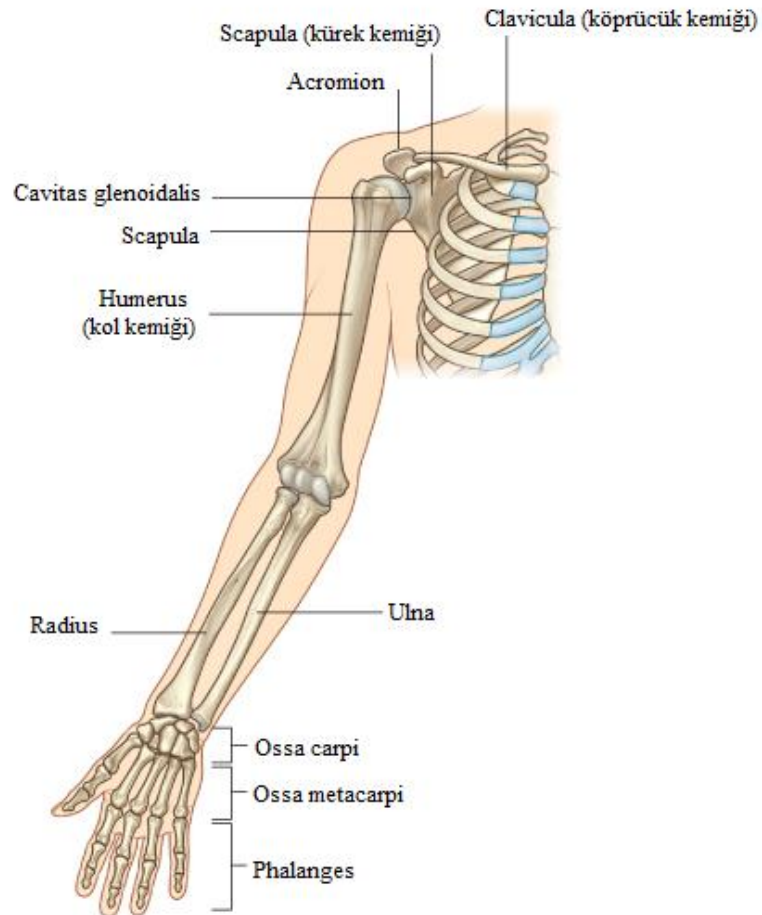


Şekil 2.9. Üst ekstremiten a. Üst ekstremitenin önden görünüşü, b. Omuzun üstten görünüşü (Drake, 2004)

Destek, denge ve hareket için kullanılan alt ekstremiteden farklı olarak, üst ekstremiten eli konumlandırmak için yüksek oranda hareketlidir. Elin esas görevlerinden biri, objeleri kavramak ve yönlendirmektir. Objelerin kavranması genel olarak başparmağa doğru parmakların fleksiyonunu içerir. Kavramanın tipine bağlı olarak el kaslarının hareketi; ön koldan çıkan ve el parmaklarında sonlanan uzun tendonların hareketlerini düzenlemek ve ön koldan gelen uzuv fleksor ve ekstensor tendonlar tarafından meydana getirilemeyen her bir parmaktaki eklem hareketlerinin kombinasyonlarını üretmektir (Yıldırım, 2007).

2.1.4. Üst ekstremitte kemikleri kasları ve eklemleri

Şekil 2.10’da görülen üst ekstremitte kemikleri clavícula (köprücük kemiği) ile başlar. 15-17 cm uzunluğunda “S” şeklinde bükülmüş bir kemiktir. Clavícula, insan iskeletinin en erken kemikleşmeye başlayan parçasıdır. Scapula (kürek kemiği) üç köşeli, üç kenarlı ve iki yüzlü yassı bir kemiktir. Humerus (kol kemiği), bütün kemiklerde olduğu gibi iki uca sahiptir. Üst uç skapula, alt uç ön kol kemikleri ile eklem yapar. Kemiğin alt ucu geniş yassıdır. Ön kol kemikleri, radius ve ulna adı verilen iki kemikten meydana gelir. Bu iki kemik proksimal ve distal uçlarında birer eklem aracılığı ile birbirleriyle temas halindedirler. Ellerimiz üzerine dayandığımız zaman, gövde ağırlığını taşımak bakımından her iki kemik de önemli rol oynar.

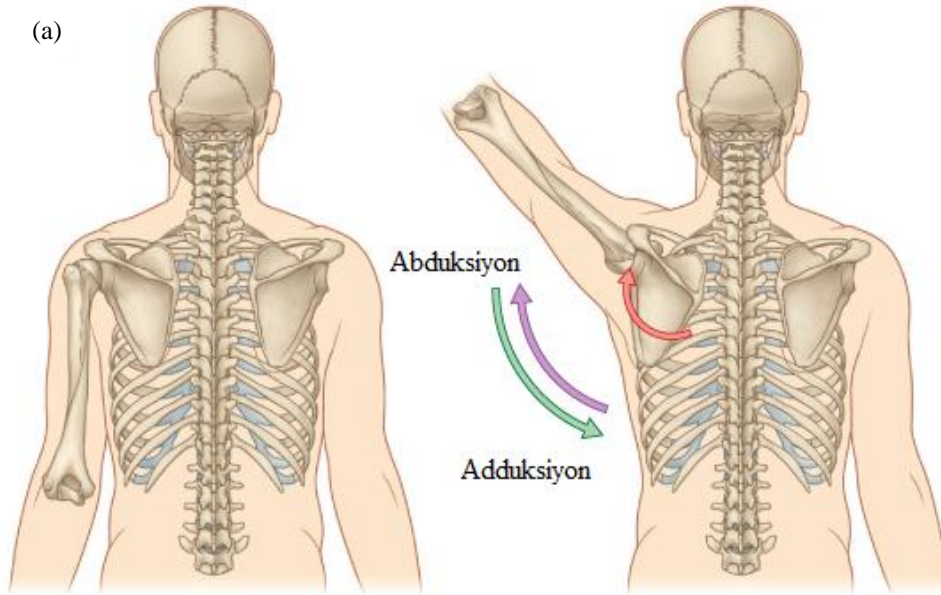


Şekil 2.10. Üst ekstremitenin kemikleri (Drake, 2004)

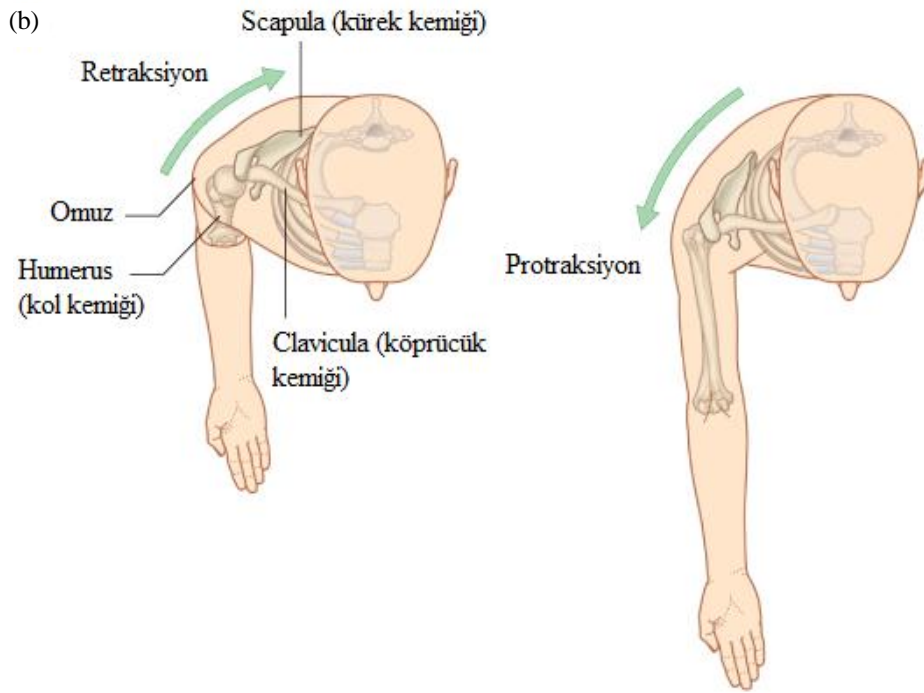
Radius’un üst ucu silindirik biçimindedir ve buna radius başı denir. Radius üç yüzlü ve kenarlı olup önden arkaya basık ve aşağıya doğru geniş ve kalındır. Ulna, radiusa

nazaran üst ucu kalın ve alt ucu incedir. Radius gibi ulna da üç kenarlı ve üç yüzlüdür. El iskeleti 36 eklem ile birleşmiş 27 kemikten meydana gelmektedir. El kemikleri; carpus (el bileği), metacarpus (el bileği) ve phalanges (parmak kemikleri) olmak üzere üç gruba ayrılır (Odar, 1986).

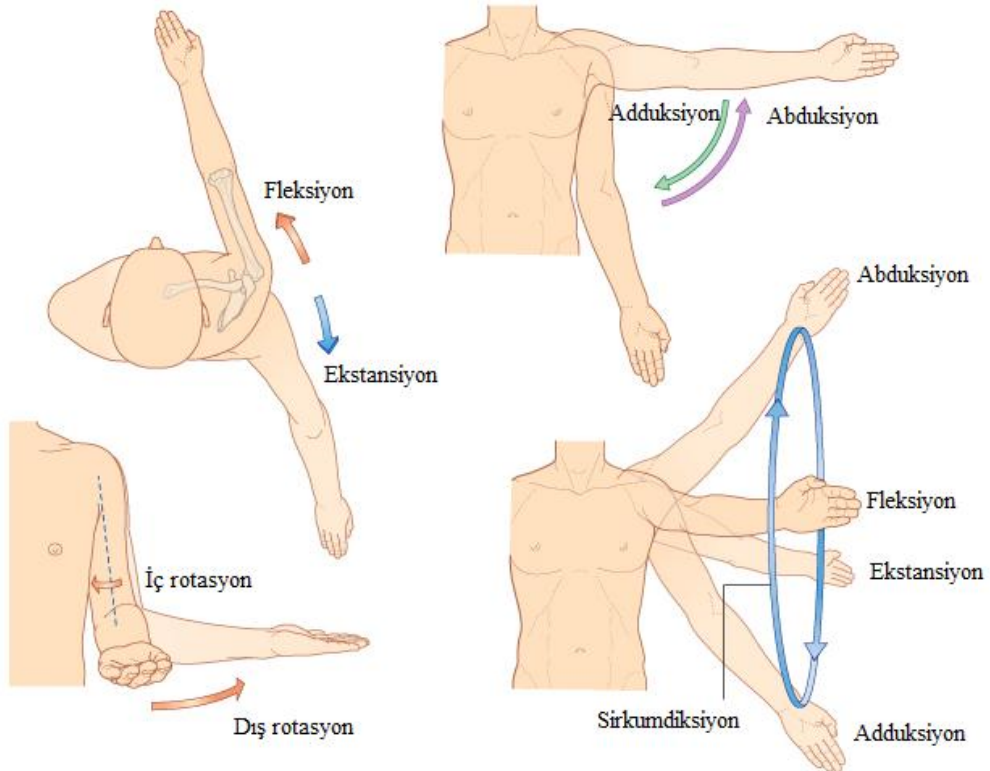
Omuz eklemi, humerus başı ile scapulanın sığ bir çukur olan glenoid çukuru arasında oluşan eklemdir. Vücudun iki küresel ekleminden biridir. Hareket kabiliyeti çok fazladır. Şekil 2.11’de kürek kemiğinin, Şekil 2.12’de kolun hareketleri görülmektedir. Dirsek eklemi, humerusun alt ucu ile radius ve ulnanın üst uçları arasında oluşan üç noktadan bağlantılı bir yapıdadır. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini rahatlıkla gerçekleştirebilir. Dirsek eklemi vasıtasıyla gerçekleştirilen ön kol hareketleri Şekil 2.13 ile gösterilmiştir. El bileği eklemi, radiusun alt ucu ile el bilek kemiklerinin üst sıradaki ilk üç kemiği arasında oluşur. Fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon ve adduksiyon hareketlerini gerçekleştirebilir (Şekil 2.14).



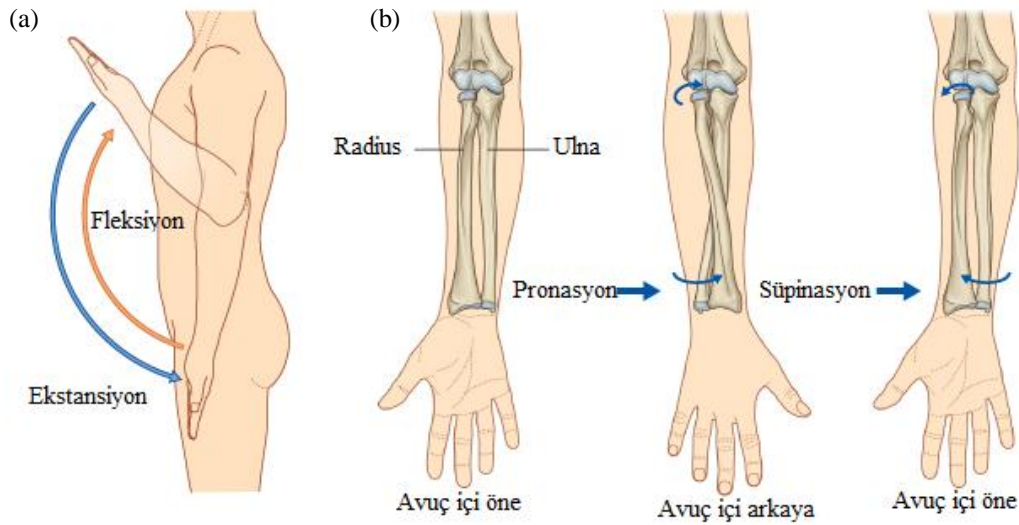
Şekil 2.11. Scapula (kürek kemiği) hareketleri, a. Rotasyon (Drake, 2004).



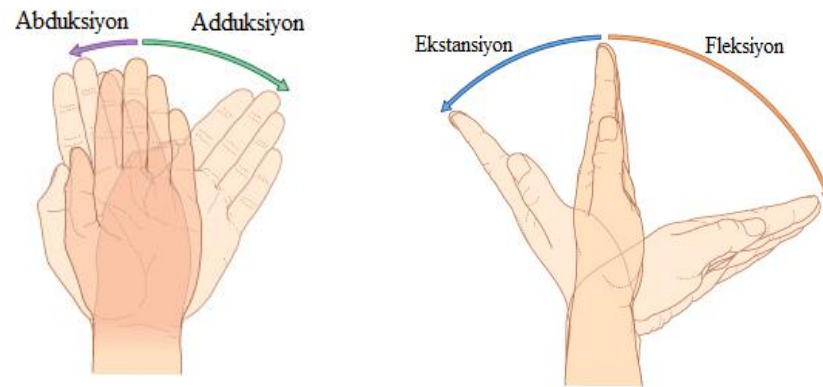
Şekil 2.11. (Devam) Scapula (kürek kemiği) hareketleri, b. Protraksiyon ve retraksiyon (Drake,2004)



Şekil 2.12. Kolun omuz eklemindeki hareketleri (Drake, 2004)



Şekil 2.13. Ön kolun hareketleri, a. Dirsek ekleminde fleksiyon ve ekstansiyon, b. Pronasyon ve supinasyon (Drake, 2004).



Şekil 2.14. Bilek ekleminde elin hareketleri (Drake, 2004).

Üst ekstremitte kasları; omuz kasları, kol kasları, ön kol kasları ve el kasları olarak 4 gruba ayırılır. M. Deltoideus (deltoid kas), omuz eklemini ön, dış ve arkadan saran kalın, üçgen şeklinde bir kastır. Omuzun yuvarlak şeklini verir. Deltoid kas, clavicuların dış kısmı scapulanın acromion çıkıntısı ve spina scapuladan (kürek dikenini) üç parça halinde başlar. Humerusun üst ucunun dışında sonlanır. Deltoid kas kola; fleksiyon, iç rotasyon, abduksiyon, ekstansiyon ve dış rotasyon yaptırır. Diğer omuz kasları şunlardır: M. Supraspinatus (diken üstü kas), M. İnfraspinatus (diken altı kas), M. teres minor (küçük yuvarlak kas), M. teres major (büyük yuvarlak kas), M. Subscapularis (kürek altı kası). Kol kasları; kol ön bölgesi kasları ve kol arka bölgesi kasları olarak gruplandırılır. Kol ön bölge kasları:

- a) M. Biceps Brachii (iki başlı kol kası – pazu kası) kolun ön bölümünde yer alır. Kola bir miktar fleksiyon, ön kola fleksiyon ve supinasyon (dış rotasyon) yaptırır.
- b) M. Brachialis (Korako – brakial kas) humerusun ön yüzünden başlar ulnanın üst ucunda sonlanır. İki başlı kol kasıyla sinerjist çalışır. Ön kola fleksiyon yaptırır.
- c) Coracobrachialis (korako-brakial kas) kolun üst bölümü iç yanındadır. Kasıldığında kola, fleksiyon ve adduksiyon yaptırır.

Kol arka bölge kasları:

- d) M. Triceps Brachii (üç başlı kol kası) kolun arkasında bulunan üç başlı bir kastır. Kas başının biri, scapulanın glenoid çukurunun altından, diğer ikisi humerus gövdesinden başlar. Kasın ayrı ayrı başlayan üç başı birleşerek ulnanın dirsek çıkıntısında sonlanır. Ön kola ekstansiyon yaptırır.

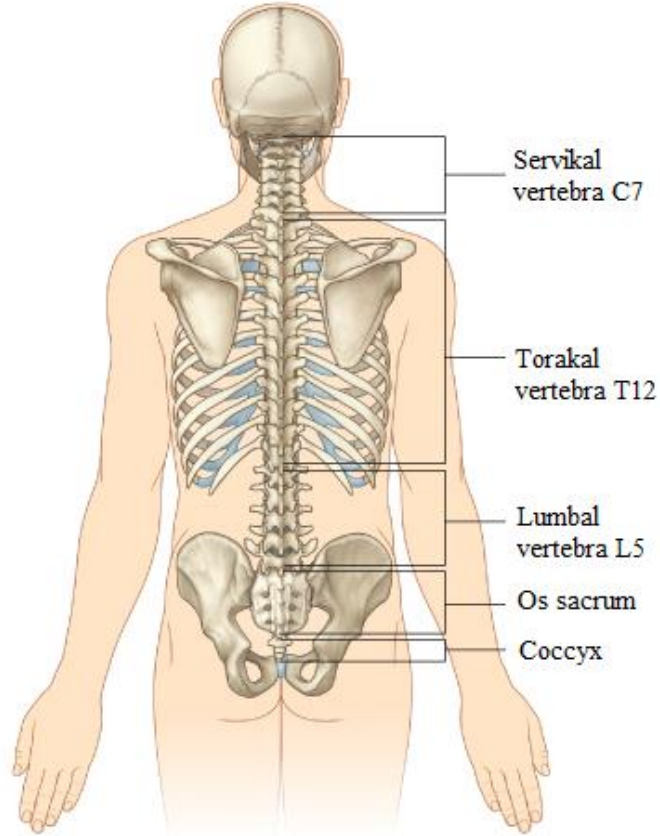
Ön kol kasları, ön kol ön bölge, arka bölge ve dış yan kasları olarak 3 grupta incelenir. Ön bölge kasları yüzeysel ve derin olarak bulunur. Bu kaslar genellikle ön kola, ele ve parmaklara fleksiyon yaptırır. Ön kol arka bölge kasları; derin ve yüzeysel olmak üzere iki grupta incelenir. Bu kaslara ekstansor grup kasları da denir. Genellikle ele ve el parmaklarına ekstansiyon yaptırır. Ön kol dış yan kaslarının en önemlisi, brakioradial kastır. M. Brachioradialis, humerusun alt ucunun dış yan kenarından başlar, radiusun alt ucunun dış yanında sonlanır. Bu kas ön kola fleksiyon yaptırır.

2.2. Gövde

Anatomik olarak kaburgalar, omurga, karın ve sırt bölgelerine ayrılmış olan gövde, biyomekanik açıdan bir bütün olarak incelenmektedir. Mekanik hareketin çok sınırlı olduğu bu bölgenin hareketi omurga vasıtasıyla sağlanmaktadır.

Omurga, 33 adet omurun (vertebra) üst üste sıralanmasıyla oluşur. Yetişkin bir erkekte 70 cm, kadında 60 cm olan omurga uzunluğunun $\frac{1}{4}$ 'ünü diskler, $\frac{3}{4}$ 'ünü ise omurlar oluşturur. Omurganın başlıca görevleri; baş, boyun ve gövdenin ağırlığını taşımak ve bu ağırlığı pelvis iskeleti aracılığıyla alt yanlara iletmek; başın ve gövdenin hareketini sağlamak, omuriliği darbelere karşı korumaktır. Omurganın; 7

adet boyun omuru (servikal vertebra), 12 adet göğüs omuru (torakal vertebra), 5 adet bel omuru (lumbal vertebra), 5 adet kuyruk sokumu omuru (sakral vertebra) ve 4 adet de kuyruk omurundan (koksial vertebra) oluşan yapısı ve sırt iskeleti Şekil 2.15’de görülmektedir.



Şekil 2.15. Sırt iskeleti ve vertebralar (Drake, 2004)

Gövdede bulunan diğer kemikler, göğüs kemiği ve kaburgalardır. Kaburgalar sağ tarafta 12, sol tarafta 12 olmak üzere toplam 24 adettir.

Gövde kasları; göğüs kasları, karın kasları, sırt kasları ve pelvis çıkışını kapatan kaslar olarak dört grupta incelenirler. Gövde kasları; baş, omuz, kol ve gövdenin çeşitli hareketleri gerçekleştirmesini sağlarlar. Karın kaslarının en temel görevi karın duvarını güçlendirerek karın boşluğunu korumaktır. Bunun yanı sıra gövdenin fleksiyon ve ekstansiyonunu sağlarlar. Sırt kasları; başa, kola, omuza ve omurgaya çeşitli hareketler yaptırırlar ve vücudun dik durmasına katkı sağlarlar. Pelvis çıkışını

kapatan kaslar, pelvis diyafragması ve ürogenital diyafragma olmak üzere iki yapı meydana getirirler. Pelvis çıkışında birçok kas bulunmaktadır.

2.3. Baş ve Boyun

Baş ve boyun bölgesi anatomik açıdan vücudun en karmaşık bölümlerinden olmasına rağmen biyomekanik açıdan bakıldığında iki uzundan oluşan bu bölgenin hareketleri çok kapsamlı değildir. Baş, kemik ve yumuşak dokulardan oluşan bir seri bölümden meydana gelmektedir. Bunlar; kafatası boşluğu, kulak, cavitas orbitalis, burun boşluğu ve ağız boşluğudur. Başın ön bölümünü oluşturan yüz, orbita ile ağız boşluğunu kontrol eden ve deriyi hareket ettiren bir grup kas içerir. Boyun, baştan omuza ve göğüs kafesine kadar uzanır. Üst sınırını altçene kemiği, alt sınırını kafatasının arkasında yer alan kemik yapıları oluşturur. Boyun, başın konumuna destek verir. Baş, ense kasları sayesinde dik konumunu muhafaza eder. 7 adet servikal vertebra boyun bölgesinin kemik iskeletini oluşturur (Yıldırım, 2007). Bu vertebra sayesinde başın hareketleri her yönde genişler ve öne arkaya doğru eğilme hareketleri 60° , yana eğilme 45° ve sağa sola çevrilme hareketi 90° ye kadar çıkarılabilir (Odar, 1986).

Buraya kadar olan kısımda insan vücudunun bölümleri tanıtılmış, hareketi sağlayan kemik, kas ve eklem yapıları üzerinde durulmuştur. Kas ve kemik oluşumlarının katkısı da göz önünde alınmakla birlikte, hareket yeteneğinin sınırlarını asıl olarak eklem yapıları belirlemektedir. Serbestlik derecesi yüksek olan eklemlerin doğal olarak hareket kabiliyetleri de yüksek olmaktadır. Başlıca uzuvların serbestlik dereceleri ve gerçekleştirdikleri hareketler Tablo 2.1'de verilmektedir.

Tablo 2.1. Bazı uzuvların hareket özellikleri (Hamill, 2009)

Fleks, Fleksiyon; eks, ekstansiyon; hipereks, hiperekstansiyon; hiperfleks, hiperfleksiyon; abduk, abduksiyon; adduk, adduksiyon; hiperadduk, hiperadduksiyon; hiperabduk, hiperabduksiyon; sirkum, sirkumduksiyon; hor, horizontal; rot, rotasyon; prona, pronasyon; supina, supinasyon; opoz, opozisyon; plantarfleks, plantarfleksiyon; dorsalfleks, dorsalfleksiyon; rad, radyal; R/L, sağ-sol; med/lat, medial-lateral; SD, serbestlik derecesi.

Uzuv	Eklem	SD	Hareket
Baş	Vertebralar arası	3	Fleks, eks, hipereks, R/L lat fleks, R/L rot, sirkum
	Atlantoaksiyal	1	R/L rot
Gövde	Vertebralar arası	3	Fleks, eks, hipereks, R/L rot, R/L lat fleks, sirkum
Kol	Omuz	3	Fleks, eks, hipereks, abduk, adduk, hiperabduk, hiperadduk, hor abduk, hor adduk, med/lat rot, sirkum
Kol/omuz	Sternoklaviküler	3	Eleve, depres, abduk, adduk, rot
Ön kol	Dirsek	1	Fleks, eks, hipereks
	Radioulnar	1	Prona, supina,
El	El bileği	2	Fleks, eks, hipereks, rad fleks, ulnar fleks, sirkum
El parmakları	Metakarpofalanjeal	2	Fleks, eks, hipereks, abduk, adduk, sirkum
	İnterfalanksiyal	1	Fleks, eks, hipereks
Başparmak	Karpometakarpal	2	Fleks, eks, abduk, adduk, opoz, sirkum
	Metakarpofalanjeal	1	Fleks, eks
	İnterfalanksiyal	1	
Uyluk	Kalça	3	Fleks, eks, hipereks, abduk, adduk, hiperadduk, hor adduk, hor abduk, med/lat rot, sirkum
Bacak	Diz	2	Fleks, eks, hipereks, med/lat rot
Ayak	Ayak bileği	1	Plantarfleks, dorsalfleks
	Torsatorsal	3	İnversiyon, eversiyon
Ayak parmakları	Metatarso-falanjiyal	2	Fleks, eks, abduk, adduk, sirkum
	İnterfalanksiyal	1	Fleks, eks

BÖLÜM 3. HAREKETİN MODELLENMESİ

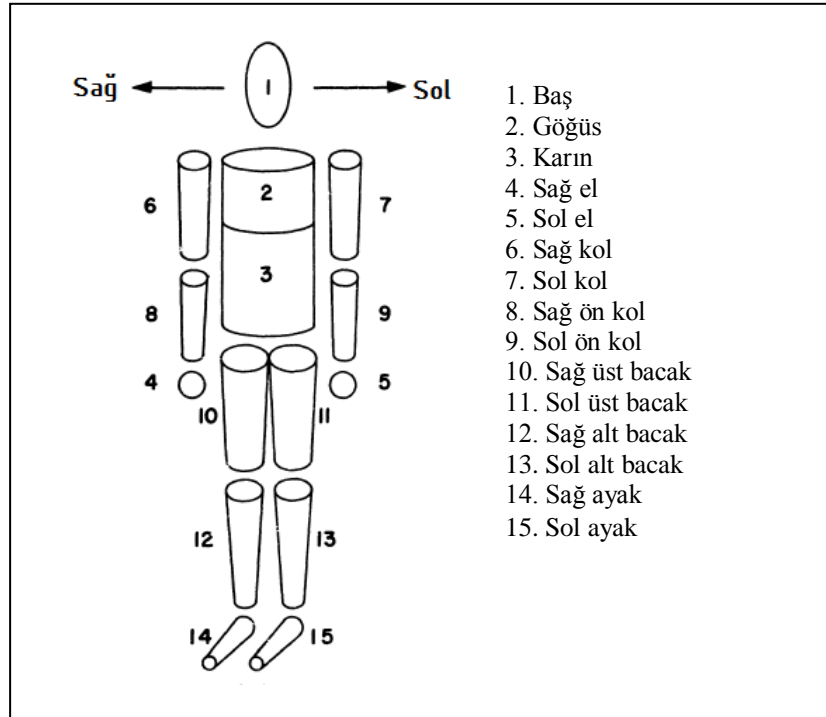
Hareketi oluşturan yapıların orijinaliği, hareketin kendisine de yansımıştır. Aynı ırkın bireyleri arasında bile hareket farklılıkları görülmektedir. Temel olarak bakıldığında hareket, bir kütlenin bir noktadan diğer bir noktaya olan yer değişikliğidir. Bu temel dayanak sayesinde insan hareketi, mekanik olarak incelenebilmektedir. İnsan vücudunun gerçek fiziksel yapısı, sadeleştirilmiş ve basitleştirilmiş modellerle temsil edilmektedir. Temsili modellerin, fizik kuralları dikkate alınarak yapılan analizi sonucunda insan hareketine dair kinematik ve kinetik bilgilere ulaşılır.

3.1. İnsan Vücudunu Temsil Eden Modeller

İnsan gibi karmaşık sistemlerin hareketlerini temsil eden modellerin, sistemin temel yapısına açıklık getiren bir seviyeye indirgenebilmeleri kullanışlı olmalarını sağlamaktadır. Fiziksel temellere dayanmamasına ya da matematiksel olarak analiz edilmemelerine rağmen, basit yapısal modeller hareketin doğasında yer alan bazı noktaların anlaşılmasında faydalı bilgiler sağlamaktadır. Fiziksel modeller, canlılar üzerinde yapılması zor olan gözlemler için kullanılmaktadır. Diğer yandan, bazı fiziksel modeller önerilen mekanizmanın gerçekten çalışıp çalışmayacağını gösterebilirken diğerleri matematiksel modellerin sonuçlarının kontrol edilmesinde kullanılmaktadır. Hareket analizi çalışmalarında insan vücudu çubuk şekiller, 2 boyutlu çerçeveler veya hacimsel olarak temsil edilmektedir (Çilli, 2007).

İnsan vücudunu temsil eden modellerin oluşturulmasına yönelik ilk yaklaşımlardan birini Hanavan gerçekleştirmiştir. Şekil 3.1'de görülen Hanavan modeli ile insan vücudu 15 basit katı cisme ayrılmıştır. Bu modelin avantajı, her cismin kütle merkezi ve atalet momenti değerlerinin basit antropometrik ölçümlerle hesaplanabilmesidir. Modelin en büyük sınırlılığı, cisimlerin katı olarak kabul edilmesidir. Gerçekte vücut

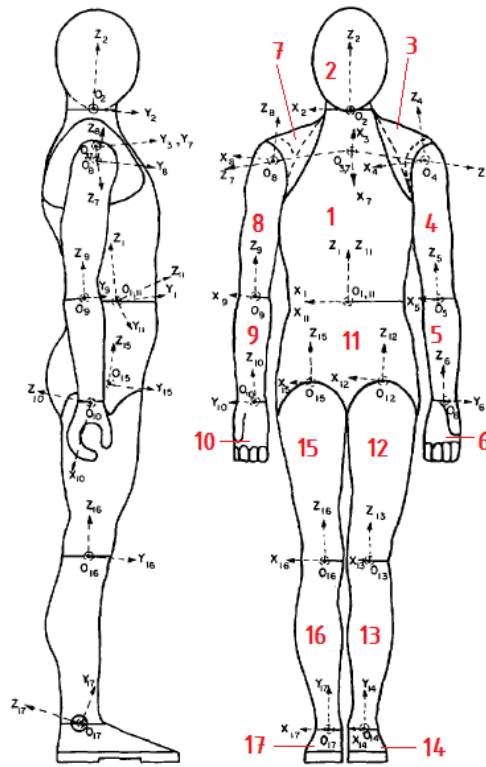
uzuvları elastik yapıdadır, sınırları kesin değildir ve yoğunlukları farklılık gösterir (Enoka, 2002).



Şekil 3.1. Hanavan insan vücudu modeli (Hanavan, 1964)

1980’de Hatze tarafından daha ayrıntılı bir insan vücudu modeli geliştirilmiştir. 242 antropometrik noktadan alınan ölçümler sonucunda 17 parçalı bir model geliştirilmiştir. Vücut, değişik geometrik şekillerdeki daha küçük uzuvlara bölünerek şekil ve yoğunluklar değişken olarak tanımlanmıştır (Enoka, 2002). Şekil 3.2 Hatze tarafından oluşturulan modeli göstermektedir.

İnsan vücudunu oluşturan uzuvların temsilinde, katı çubuklardan oluşan modeller sıklıkla kullanılmaktadır. Bu modellerle, analizler 2 boyuta indirgenebilmekte ve analizlerin çözümü daha kolay hale gelmektedir. Alexander, Hubbard, Trinkle ve Yeadon insan vücudu ve hareketi için 2 boyutlu modeller geliştirmişlerdir (Hubbard, 1989 – Alexander, 1995 – Son, 2004). Geliştirilen bu modeller, insan vücudu ile kıyaslandığında son derece basit olmalarına rağmen, insan vücudunu temsil etme özellikleri yüksektir ve matematiksel işlemlerde kolaylık sağlamaktadırlar.



Şekil 3.2. 17 parçalı insan vücudu modeli (Hatze, 1980)

1, Göğüs; 2, Baş; 3, Sol omuz; 4, Sol kol; 5, Sol ön kol; 6, Sol el; 7, Sağ omuz; 8, Sağ kol; 9, Sağ ön kol; 10, Sağ el; 11, Karın (pelvis) bölgesi; 12, Sol uyluk; 13, Sol bacak; 14, Sol ayak; 15, Sağ uyluk; 16, Sağ bacak; 17, Sağ ayak (Enoka, 2002).

3.2. Antropometrik Modeller

Antropometri, insan vücudunun fiziksel özelliklerinin ölçülmesiyle uğraşan bir bilim dalıdır. Vücudu oluşturan uzuvların uzunlukları, kütleleri, atalet momentleri, kütle merkezlerinin yeri, kas boyları ve kesit alanları gibi veriler ölçüm ve hesaplama yoluyla elde edilir. Vücut uzuvlarını ölçme çalışmaları genel olarak dört gruba ayrılmaktadır; kadavra çalışmaları; örneğin Braune ve Fischer 1889; Dempster 1955; Fischer 1906; Harless 1860, matematiksel modeller, tarama ve görüntüleme teknikleri; örneğin Durkin ve Dowling 2003; Durkin, Dowling ve Andrews 2002; Mungiole ve Martin 1990; Zatsiorsky ve Seluyanov 1983 ve kinematik ölçümler; örneğin Hatze 1975; Dainis 1980; Vaughan, Davis ve O'Connor 1992. Her bir yöntemin olumlu ve olumsuz yönleri mevcuttur (Gordon, 2004).

Kadavra çalışmaları ile uzuvların kütle ve boylarının vücudun toplam kütle ve boyuna oranı, kütle merkezlerinin yeri, tespit edilebilmektedir. Tablo 3.1’de Dempster’in, uzuv parametrelerini gösteren çalışmasına ait bir bölüm yer almaktadır (Gordon, 2004). Dempster, verileri canlı kişilerden, anatomik modellerden ve en önemlisi de (biyomekanik açısından) 8 adet bütün haldeki kadavradan toplamıştır. Çalışmalarının sonunda, uzuvların antropometrik özelliklerini tablolar halinde sunmuştur.

Tablo 3.1. Dempster’in uzuv parametleri (Gordon, 2004)
p, proksimal; d, distal.

Uzuv	Bitiş noktası (proksimalden distale)	Uzuv kütlesi/ toplam kütle (P)	Kütle merkezi/ uzuv boyu		Jirasyon yarıçapı/ uzuv boyu		
			R _p	R _d	K _{cg}	K _p	K _d
El	El bileği merkezinden orta parmağın ikinci eklemine	0.0060	0.506	0.494	0.298	0.587	0.577
Ön kol	Dirsekten el bileği merkezine	0.0160	0.430	0.570	0.303	0.526	0.647
Kol	Omuz ekleminden dirsek merkezine	0.0280	0.436	0.564	0.322	0.542	0.645
Ön kol ve el	Dirsekten el bileği merkezine	0.0220	0.682	0.318	0.468	0.827	0.565
Üst ekstremité	Omuz ekleminden el bileği merkezine	0.0500	0.530	0.470	0.368	0.645	0.596
Ayak	Diz bileğinden ayak topuğuna	0.0145	0.500	0.500	0.475	0.690	0.690
Bacak	Dizden ayak bileği merkezine	0.0465	0.433	0.567	0.302	0.528	0.643
Uyluk	Kalçadan diz merkezine	0.1000	0.433	0.567	0.323	0.540	0.653
Alt ekstremité	Kalçadan ayak bileği merkezine	0.1610	0.477	0.553	0.326	0.560	0.650

Uzuvların atalet özelliklerinin belirlenmesinde matematiksel yöntemlere başvurulmasına Hanavan’ın çalışmaları öncülük etmiştir. Hanavan insan vücudunu basit geometrik şekillere ayırmış (Bkz. Şekil 3.1) ve bu şekillerin atalet özelliklerini matematiksel yöntemlerle hesaplamıştır. Vaughan, Davis ve O’Connor tarafından geliştirilen hesaplama yöntemlerine ait birkaç örnek aşağıda verilmiştir (Gordon, 2004).

Ayağın ekstansiyon ve fleksiyon eksenini için;

$$I_{fle} = 0.00023m_{top} [4(h_m^2) + 3(I_{ayak}^2)] + 0.00022 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \quad (3.1)$$

h_m = malleolus yüksekliği (m), m_{top} = toplam kütle (kg)

Bacağın ekstansiyon ve fleksiyon eksenini için;

$$I_{fle} = 0.00347m_{top} [I_{bacak}^2 + 0.076c_{bacak}^2] + 0.00511 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \quad (3.2)$$

c_{bacak} = bacak çevre uzunluğu (m), m_{top} = toplam kütle (kg)

Uyluğun fleksiyon ve ekstansiyon eksenini için;

$$I_{fle} = 0.00762m_{top} [I_{uyluk}^2 + 0.076c_{uyluk}^2] + 0.001153 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \quad (3.3)$$

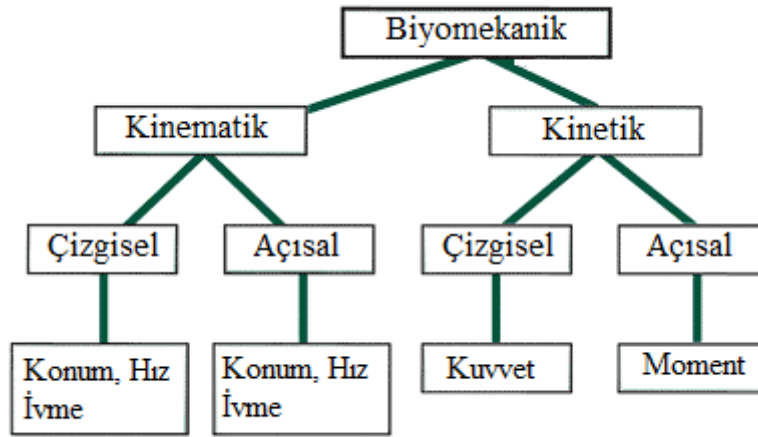
c_{uyluk} = uyluk çevre uzunluğu (m), m_{top} = toplam kütle (kg)

Bir başka yaklaşım olan tarama ve görüntüleme teknikleri ile canlı organizma üzerinde farklı ışınım yöntemleri denenerek, uzuv parametreleri tahmin edilmeye çalışılmaktadır. Zatsiorsky ve Seluyanov, erkek ve kadın denekler üzerine gama ışınları uygulayarak kütle, kütle merkezi ve atalet momenti özelliklerini 3 boyutlu olarak tahmin etmişlerdir. Gama kütle taraması yönteminin yanı sıra fotogrametri, manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve absorpsiyometri gibi yöntemler de bulunmaktadır (Gordon, 2004).

3.3. Hareketin Mekanikliği

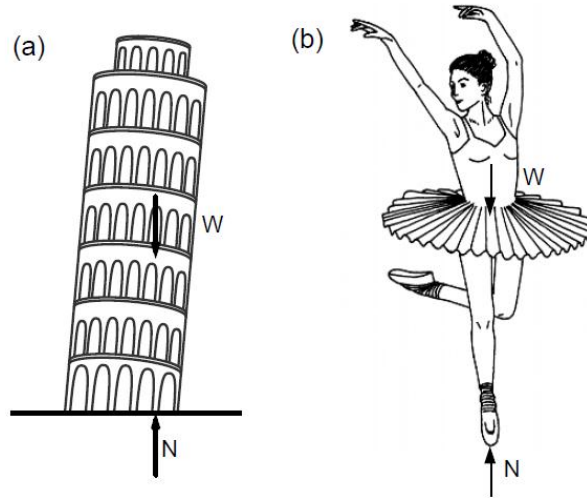
Mekanik bilimi, hareketin araştırılması (kinematik) ve hareketin sebeplerinin araştırılması (kinetik) olarak ayrılmaktadır (Gordon, 2004). Biyomekanikğin incelediği hareket de bu iki temel ayrıma dayanmaktadır. Kinematik analizlerde hareketin sebep ve etkileri göz önüne alınmadan incelemeler yapılır. Kinematik, hareket sonucu oluşan konum, hız ve ivmenin anlaşılmasıyla uğraşmaktadır. Kinetik analizlerde ise harekete neden olan ve hareket sonucu oluşan kuvvetler de göz önüne alınmaktadır. Kinetik, hareketin incelenmesinde kuvvet ve moment kavramlarıyla bağlantılar kurar. Şekil 3.3'de hareket incelemesinin biyomekanik bilimi açısından ele alınışı gösterilmiştir (Hamill, 2009).

Yaşayan bütün hareketli organizmalar, Isaac Newton tarafından 1687’de “Philosophica Naturalis Principia Mathematica” isimli kitapta formüle edilen hareket kanunlarına uyarlar (Tözeren, 2000). Newton’un birinci hareket kanunu, harici bir kuvvetin yokluğunda cismin hareketini tanımlar. Buna göre dışarıdan bir kuvvet uygulanmadıkça, cisim geçerli durumunu muhafaza eder. Hareketin durumu, cismin momentumunu ($p = m \cdot v$) tanımlar. Cisme herhangi bir kuvvet uygulanmazsa momentum sabit kalacaktır. Biyomekanikte karşılaşılan çoğu durumda kütle sabittir. Bundan dolayı, kuvvetin olmaması çizgisel hızın sabit olması demektir.



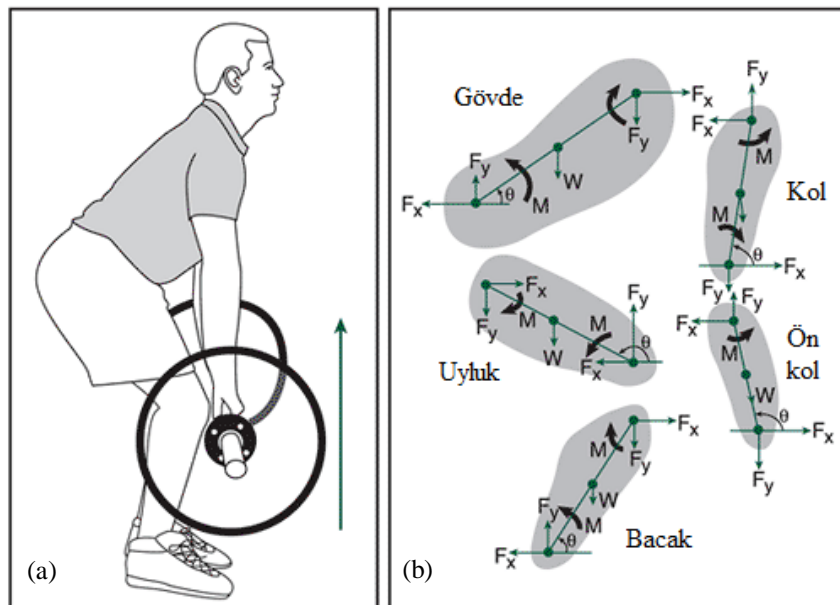
Şekil 3.3. Biyomekanik sınıflandırılması (Hamill, 2009)

Newton’un ikinci hareket kanunu, katı bir cisme harici bir kuvvet uygulandığında cismin nasıl hareket ettiğini tanımlar. Bu durum, cismin uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile orantılı olarak hızlanacağı anlamına gelir. Bu oransallık meşhur Newton denklemi ile ifade edilir ($F = m \cdot a$). Newton’un üçüncü kanunu, iki kütle birbiri ile olan etkileşimini tanımlar. Bu kanun, bir kütle diğer bir kütleye kuvvet uygulaması durumunda, ikinci kütle de birinci kütleye ters yönde ve eş değer bir kuvvet uygulayacağını ifade eder. Bu kanunun biyomekanikteki yaygın bir örneği; yürüme, koşma, ayakta durma, sıçrama gibi hareketler esnasında yer yüzeyi ile temas halinde olan vücuda, yer yüzeyi tarafından zeminden vücudun ağırlık merkezine doğru olacak şekilde bir kuvvetin uygulaması gösterilebilir. Şekil 3.4, yer ile temas halinde olan cisimlere uygulanan tepki kuvvetini göstermektedir. Başka örnekler olarak; bir topla temas halinde olan bir kişinin durumu, sopa, araç – gereç veya herhangi bir el aletiyle etkileşim halinde olan birinin durumu verilebilir. Yönlerin zıtlığından dolayı bu kuvvetlere etki, tepki kuvvetleri denilmektedir (Gordon, 2004).



Şekil 3.4. Cisimlere uygulanan yer tepki kuvveti (Tözeren, 2000)
a. Pisa kulesi, b. Bir balerin, W, kütle'nin ağırlığı; N, yerin cisme uyguladığı kuvvet

Günümüzde fizikçiler, doğada dört adet temel kuvvet olduğunu ileri sürmektedirler. Bunlar; şiddeti yüksek nükleer kuvvetler, şiddeti düşük nükleer kuvvetler, elektromanyetik kuvvet ve yer çekimi kuvvetidir. Yer çekimi kuvveti ve elektromanyetik kuvvet, biyomekanikçilerin ilgi alanına giren kuvvetlerdir. Cismin maruz kaldığı tüm kuvvetler, bu iki kuvvetin kombinasyonundan meydana gelmektedir. Şekil 3.5'de ağırlık kaldırışı yapan bir kişinin uzuvlarında oluşan kuvvet ve momentler görülmektedir.



Şekil 3.5. Ağırlık kaldırışı yapan bir kişi üzerine etki eden kuvvet ve momentlerin serbest cisim diyagramı (Hamill, 2009)
b. Serbest cisim diyagramı; F, kuvvet; M, eklem momentleri; W, ağırlık; θ , yatay eksenle yapılan açı

Newton'un ikinci hareket kanunu, kuvvetlerin anlık veya ortalama olarak hesaplanmasına olanak tanımaktadır. Araştırmacılar, kuvvetin etkisini ve uygulanma süresini bilmek istediklerinde impuls – momentum ilişkilerinden faydalanırlar. Bu ilişkiler direkt olarak Newton'un ikinci hareket kanunundan türetilmişlerdir. Kuvvetler için impuls – momentum ilişkilerinin matematiksel olarak türetilmesi ivmelenme kanunu ile başlar.

$$F = m \cdot a = m \frac{dv}{dt} \quad (3.4)$$

Ardından bu ifade düzenlenir ve

$$F dt = m \cdot dv \quad (3.5)$$

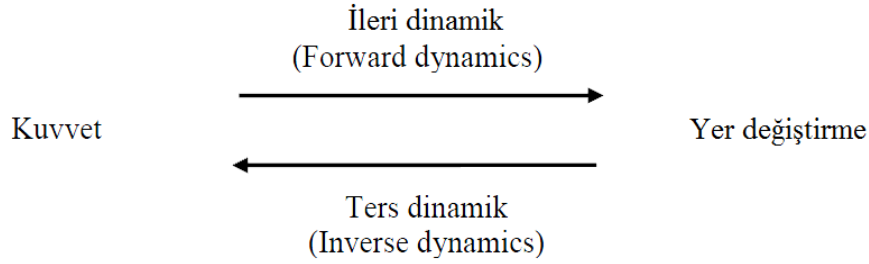
ifadesi elde edilir. Son olarak bu eşitliği zamana göre integre edersek impuls – momentum ilişkisi elde edilmiş olur (Gordon, 2004).

$$\int F dt = m \cdot v_s - m v_i \quad (3.6)$$

İkinci hareket kanunundan türetilen bir başka yöntem de ters dinamik (inverse dynamics) yaklaşımıdır. Ters dinamik yaklaşım, mekaniğin kinematik ve kinetik disiplinleri arasında bağlantı kuran bir alt dalıdır. Bu yaklaşım kuvvet ve momentleri, hareket halindeki cisimlerin kinematik ve atalet özelliklerinden yararlanarak dolaylı olarak belirleyen bir süreci ifade etmektedir. Prensipte ters dinamik yaklaşım, hareket etmeyen cisimler için de uygulanabilir; ancak genellikle hareket halindeki cisimler için uygulanmaktadır.

İnsan hareketlerinin ters dinamik yöntem ile incelenmesine öncülük eden çalışma Wilhelm Braune (1985) ve Otto Fischer (1904) tarafından gerçekleştirilmiştir (Gordon, 2004). Daha sonraları bu çalışma, yürüme (1939) ve koşma (1940) üzerine araştırmalarda bulunan Herbert Elftman tarafından yeniden ele alınmıştır. 1970'lere kadar sadece birkaç ters dinamik çalışma yapılmış olmasına rağmen, ilk ticari kuvvet platformunun yürüyüş esnasında oluşan tepki kuvvetlerini ölçebilmesinin ardından ve bilgisayar sistemleri fiyatlarının ucuzlamasından sonra bu alanda yeni araştırmalar ortaya çıkmıştır. Araştırmaların artmasını sağlayan bir diğer etken de, hareket verilerinin işleme süresini azaltan video veya kızıl ötesi kamera teknolojisine sahip yarı otomatik ve tam otomatik hareket analizi sistemlerinin ortaya çıkmasıdır. Ters dinamik yaklaşım çalışmaları; ağırlık kaldırma; McGill ve Norman 1985, paten;

Koning, de Groot ve van Ingen Schenau 1991, tempolu yürüyüş; Winter 1983, olimpiik yürüyüş; White ve Winter 1985, sürat koşusu; Lemaire ve Robertson 1989, sıçrama; Stefanyshyn ve Nigg 1998 ve kürek çekme; Robertson ve Fortin 1994, Smith 1996 gibi farklı hareketlerde başarıyla uygulanmaktadır (Gordon, 2004). Şekil 3.6'da ters dinamik ve ileri dinamik yaklaşımların kuvvet ve yer değiştirmeye göre çözüm farklılığı görülmektedir.



Şekil 3.6. Dinamik çözümler (Zatsiorsky, 2002)

Görüldüğü gibi hareketin mekanik analizine yönelik, temel bir dayanak noktasından türetilen farklı yaklaşımlar mevcuttur. Her ne kadar yaklaşımlar farklı bile olsa, her biri aynı sonuca ulaşmayı hedeflemektedir. Biyomekanik bilimi, insan hareketini incelerken bu yaklaşımların hepsinden faydalanmaktadır. Kimi zaman her bir uzva gelen yük miktarı araştırılırken kimi zaman da kasların ürettikleri enerji veya hareket için gerekli güç miktarı araştırılır. Bu araştırmaların sonuçları temel alınarak yapılan bir derleme Tablo 3.2'de belirtilmiştir (Hamill, 2009). Bu tabloda farklı hareketler sonucunda oluşan en büyük kuvvet değerleri, vücut ağırlığının bir fonksiyonu olarak ifade edilmiştir.

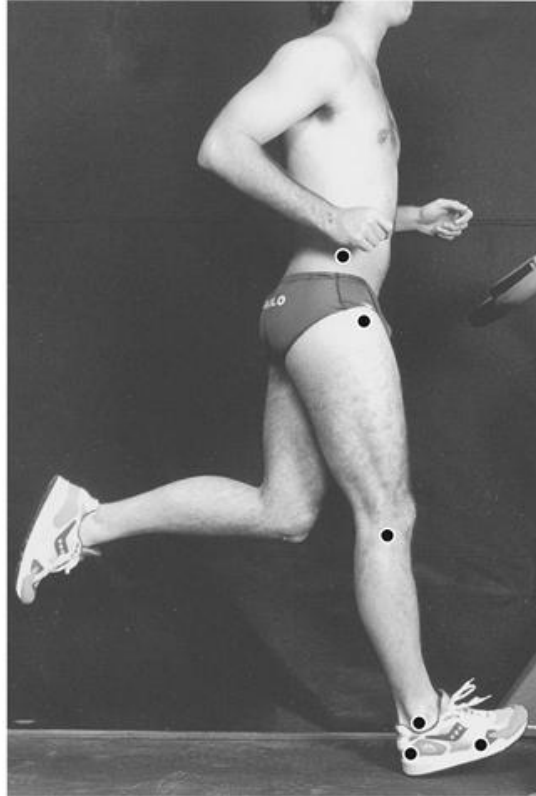
Tablo 3.2. Vücutun hareketleri sırasında oluşan en büyük kuvvetler (Hamill, 2009)
N, Newton (kuvvetin birimi); BW, vücut ağırlığı

Eylem	Bağıl kuvvet (N/BW)
Dikey sıçrama	1.4 – 8.3
Atlama	1.5 – 5.4
0.45m mesafeden sert zemine atlamak	5 – 7
Tek ayak üstünde zıplamak	9.3 – 10.6
Basketbolda ribaunttan iniş	1.3 – 6
Sert zeminde dikey sıçrama	>3
Yumuşak zeminde dikey sıçrama	2
Yüksek atlamada dikey kuvvetler;	
ilk adım	7 – 10
ikinci adım	8 – 12
atlayış	7.1 – 12.2
Yürüyüş;	1 – 1.5
Ayak bileğindeki baskı kuvveti	3 – 5.5
Ayak bileğindeki tepki kuvveti	3.9 – 5.2
Koşma;	2 – 3.5
Ayak bileğindeki kemik kemiğe kuvvet	13
Diz kapağı tendon kuvveti	4.7 – 6.9
Aşıl tendonu kuvvetler;	
yürürken	3.9
koşarken	7.7
Kalça hareketlerinde meydana gelen en büyük kuvvetler;	
yürürken	2.8 – 4.8
tempolu yürürken	5.5
tökezlendiğinde	7.2

3.4. Hareketin Görüntülenmesi ve Analizi

Hareket analizine yönelik ilk çalışmalar, Marey ve Muybridge'in öncülük ettikleri fotoğraflama yöntemlerine dayanmaktadır (Yavuzer, 2007). Tek düzlemde manuel olarak yapılabilen bu işlemler sınırlı analiz imkanı tanımaktadırlar. Verilerin işlenmesi sırasında, her bir kare için tek tek ve el ile gerçekleştirilen sayısallaştırma işlemi yorucu ve zaman alan bir süreç olmaktadır. Bir başka yöntemde de goniometer ve ivmeölçer kullanılarak denek üzerinden doğrudan ölçü alma işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemde bağıl açıları ölçme, uzva takma işleminin güç olması ve uzun hareketlerinin kısıtlanması gibi sorunlar yaşanmaktadır. 20. yüzyılın sonlarına doğru ölçme teçhizatlarında ve teknolojilerinde yaşanan ilerleme ve gelişen bilgisayar sistemleri sayesinde hareketin görüntülenmesi ve analiz edilmesi kolay hale gelerek verilerin işlenmesi hızlanmıştır. Bununla birlikte 3 boyutlu analizler de gerçekleştirilebilmiştir.

Günümüzde gelişen görüntü teknikleri ile yumuşak doku hareketlerinden etkilenmeyen, kameralar tarafından görülebilen ve genellikle deri üzerinden hissedebilen anatomik noktalara işaretleyiciler yerleştirilerek görüntülerin kamera kayıtları oluşturulmaktadır. Şekil 3.7, üzerine işaretleyici yerleştirilmiş bir koşucuyu göstermektedir. Kayıtların her bir karesi ayrı ayrı incelenerek uzuvlara yerleştirilen işaretleyicilerin koordinat değerleri saptanmaktadır. Tanımlanan bir eksen takımına göre koordinatları bilinen işaret noktalarının yer aldığı bir kalibrasyon aparatıyla kameralar kalibre edilmektedirler. Elde edilen ham veriler kinematik modeller çerçevesinde işlenerek uzuv ve eklem açılarının, eklemlerin hız ve ivmelerinin hesaplanması mümkündür. Anatomik işaret noktalarının koordinatları belirlendikten sonra hız ve ivmelerin bulunması için verilere türev alma işlemi uygulanmaktadır. Bu işlem sırasında veride muhtemel saçılma eğilimi ortaya çıkmaktadır. Bu durumun çeşitli nedenleri olmakla birlikte, bunlardan bir tanesi ölçüm frekansının hareketi tam olarak izlemede yetersiz kalmasıdır. Saçılma eğiliminden kaynaklanan hataları en aza indirmek için filtreleme ve yumuşatma teknikleri kullanılmaktadır (Kaptı, 2001).



Şekil 3.7. Sağ bacağına işaretleyiciler yerleştiren koşucunun sagittal düzlemdeki görüntüsü (Hamill, 2009)

3.4.1. Hareket yakalama sistemleri

Günümüzde çok sayıda hareket yakalama sistemi mevcuttur. Genellikle bu sistemler, işaretleyicinin aktif yada pasif olma durumuna göre ikiye ayrılmaktadır. Aktif işaretleyicili sistemler LED teknolojisinden faydalanmaktadırlar. Bu sistemlerde işaretleyicinin takibi sorun yaratmamaktadır ve işaretleyicilerin karışma durumu olmamaktadır. Yüksek örnekleme oranları, frekans kodlu veri sıralama ve çok sayıda işaretleyicinin birlikte kullanılabilmesi gibi avantajlar sunarlar. Fakat bu sistemler, güç kaynağına ve bağlantı kablolarına ihtiyaç duyarlar. Bu durum, hantal olmalarına sebebiyet verir ve laboratuvar ortamında kullanılmalarını sınırlandırır. LED'ler tarafından üretilen ısı, uzun süreli çalışmalarda sorun teşkil edebilir. Pasif işaretleyici sistemler hafiflik, kablosuz olma ve güç ünitesi gerektirmeme gibi avantajlara sahiptirler. Ancak bunlar her bir kamera objektifi için kızılötesi aydınlatma kaynağı gerektirirler. Kameradan gönderilen kızılötesi ışık, işaretleyici aracılığıyla kamera objektifine geri yansıtılır. Kızılötesi ışık, objektifin filtrelerinden geçer ve işaretleyiciyi otomatik olarak ayırt eder. Bu sayede, birbirine çok yakın bir şekilde yerleştirilen işaretleyicilerin karışma ihtimali azaltılmış olur.

Pazarda çok sayıda ticari hareket analizi sistemi vardır. Bunların en çok bilinenleri; APAS (Ariel Dynamics, Inc., ABD), CODA (Charnwood Dynamics Ltd., İngiltere), ELITE (Bioengineering Technology and Systems, İtalya), OPTOTRACK (Northern Digital, Inc., Kanada), PEAK (Peak Performance Technologies, Inc., ABD), QUALISYS (Qualisys Medical AB, İsveç) ve VICON (Vicon Motion Systems Ltd., İngiltere) tarafından geliştirilen sistemlerdir (Civek, 2006). Piyasada bu sistemlerin haricinde de sistemler mevcuttur. Hareket analizi sistemleri her ne kadar gelişmiş teknolojiler kullansalar bile harekete ait kinematik veriler oluşturulurken bir takım hatalar oluşmaktadır. Tablo 3.3'de hareket analizi için kullanılan ticari sistemlerin performansına ait bilgiler verilmiştir (Chiari, 2004).

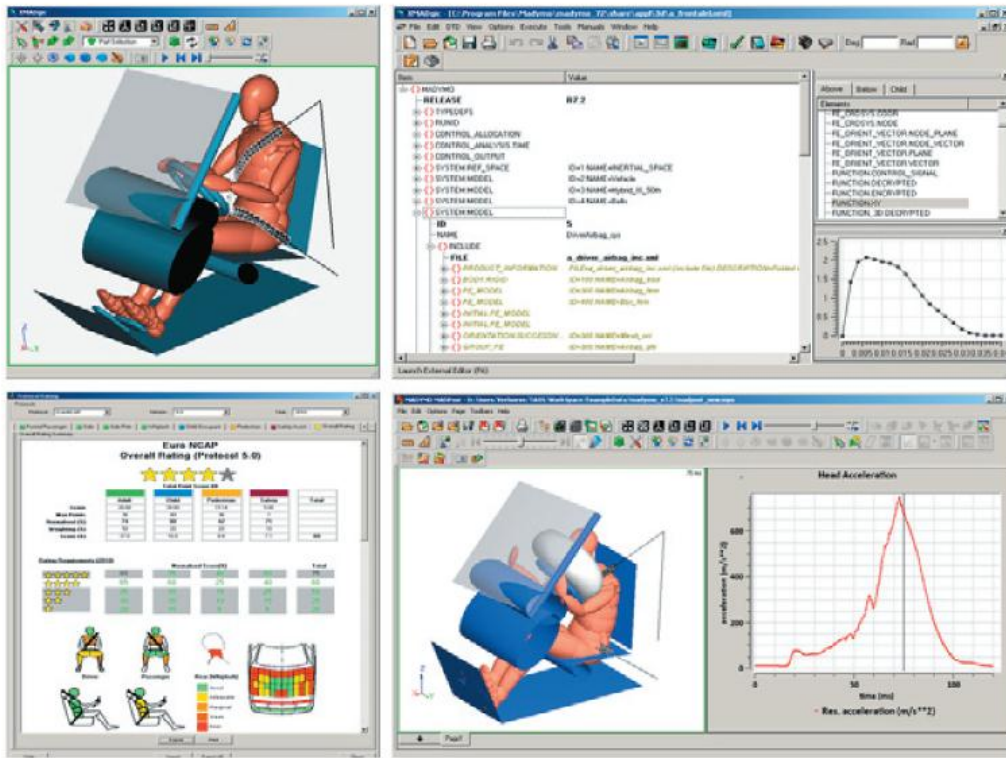
Tablo 3.3. Farklı ticari sistemlerin performans testi sonuçları (Chiari, 2004)
P, pasif; A, aktif; S, statik; D, Dinamik; -, veri yok; n, kamera sayısı

Sistem	İşaretleyici tipi	Örnekleme frekansı (Hz)	Test tipi	Ortalama hata (mm)	Standart sapma (mm)	Maksimum hata (mm)
Peak 5	P	60 – 2000	D	5.3	4.2	+0.6; -14.2
Ariel	P	60 – 400	D	5.0	6.0	+10.8; -26.3
Vicon 370	P	50, 60, 120, 200	D	2.3	1.2	+4.9; -1.6
Elite	P	50, 100	D	3.2	0.9	+0.4; -5.6
Optotrack 3020	A	400/n	D	1.0	0.8	+0.01; -1.2
Kinemetrix 3-D	P	50, 100, 200	D	3.0	3.8	+5.1; -12.1
Peak 5	P	60	D	-	2.04	+8.10; -10.39
Ariel APAS	P	60	D	-	5.36	+13.47; -24.07
Vicon 370	P	60	D	-	0.39	+4.37; -8.57
Elite Plus	P	50	D	-	0.31	+1.19; -0.96
Primas	P	100	D	-	0.14	+4.09; -6.14
Video Locust	P	60	D	-	1.45	+28.23; -7.19
Ariel	P	60	S	1.3/0.5	3.5/7.8	-
Motion Analysis	P	60	D	0.9/4.4	1.39 – 3.04	-
Watsmart	A	-	D	1.5/2.3	2.1 – 3.4	-
Kinemetrix 3-D	P	-	S	0.1/0.5	0.53/0.63	-

3.4.2. İnsan hareketinin analiz edilmesinde kullanılan yazılımlar

Çağımızda gelişmiş bilgisayar sistemleri ve bunlara bağlı yazılımlar çok farklı alanlarda kullanılmaktadır. Yukarıda bahsedilen hareket yakalama sistemleri ile 3B koordinat verileri elde edilmektedir. Bu da sadece kinematik analizlerin yapılabilmesi demektir. Hareketin oluşumuna katkısı olan kuvvetlerin bulunması, eklem momentleri ve kas güçlerinin hesaplanması gibi işlemler için kinetik analizler de gerçekleştirilmelidir. Bu tarz işlemler için geliştirilmiş hem ticari hem de akademik yazılımlar mevcuttur. Biyomekanik, güvenlik, ergonomi ve sportif çalışmalar için tasarlanmış yazılımların ve uygulamaların bazılarını aşağıda değinilmiştir.

MADYMO (MATHematical DYnamic MOdels, Matematiksel dinamik modeller), TASS (TNO Automotive Safety Solitiouns, Hollanda) tarafından taşımacılık sektörüne yönelik güvenlik uygulamaları için geliştirilmiş ticari bir yazılımdır. Oluşturulan insan modelleri ve çarpışma simülasyonlarıyla güvenlik konularına yoğunlaşmış bir program olan MADYMO; otomotiv, havacılık ve savunma sektörlerinin yanı sıra trafik kazası analizleri için uygulamalar sunmaktadır (<http://www.tass-safe.com/en/home>, 2012). Şekil 3.8’de MADYMO programının çalışma alanını gösterilmektedir.



Şekil 3.8. Analiz ve simülasyon sonuçları ile birlikte MADYMO yazılımının çalışma alanları (<http://www.tass-safe.com/en/products/madymo>, 2012)

LifeMOD, Biyomekanik Araştırma Grubu (Biomechanics Research Group) olan LifeModeller Inc., ABD tarafından geliştirilen bir başka ticari insan hareketi simülasyon programıdır. LifeMOD spor ayakkabı tasarımından rehabilitasyon amaçlı kullanılan makinelere kadar farklı alanlarda çalışmalar yapan endüstriler ve disiplinler için çözümler üretmektedir. Koşma, sallanma, çömelme ve sıçrama gibi durumlar göz önüne alınarak oluşturulan insan modeli sayesinde kemikler, kaslar ve dokular arasındaki sayısız etkileşim saniye saniye görülebilmektedir (<http://www.lifemodeller.com/>, 2012).

LifeMOD ile benzerlikler gösteren bir diğer ticari uygulama da AnyBody Technology tarafından geliştirilen The AnyBody Modelling System yazılımıdır. Bu yazılım ortopedi, otomotiv, havacılık ve savunma, iş güvenliği ve tüketici ürünleri için daha ziyade ergonomik çözümler üreten uygulamalar sunmaktadır (<http://www.anybodytech.com/>, 2012).

MSC Software Corporation, ABD firmasının geliştirmiş olduğu Adams (Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems) ürünü, cisimlerin dinamik ve hareket

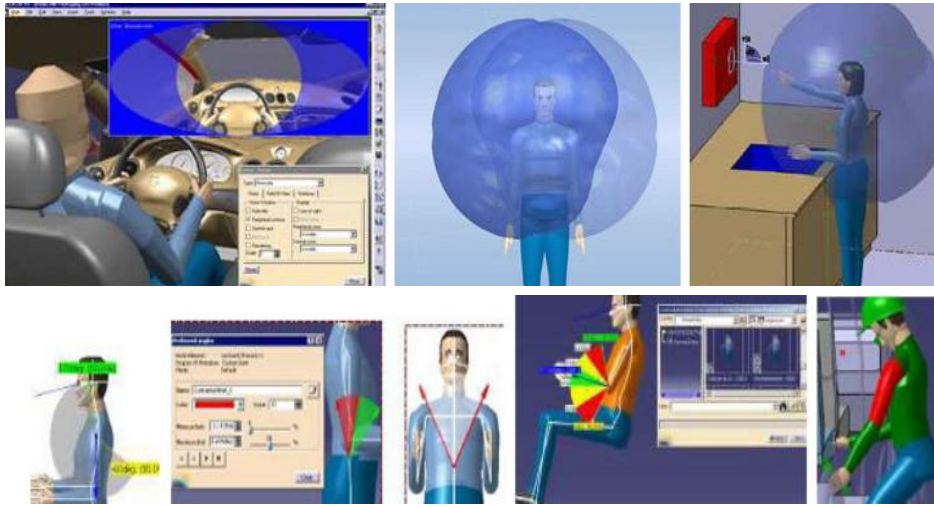
analizlerini gerçekleştiren bir yazılımdır. Mekanik sistemlerin analizleri için geliştirilmiş bir program olsa bile insan hareketiyle ilgili çalışmalar da yapılmaktadır (<http://www.mscsoftware.com/>, 2012).

Stanford Üniversitesi Nöromusküler Biyomekanik Laboratuvarı tarafından yapılan çalışmalar neticesinde birkaç farklı uygulama geliştirilmiştir ve halen çalışmalar devam etmektedir. Ücretsiz olarak edinilen bu yazımlar, akademik çevrede ilgi görmekte ve yapılan yayınlarda yer almaktadır. Bu yazılımlardan biri olan OpenSim, kullanıcılara kas – iskelet modelleri geliştirme ve hareketin dinamik simülasyonlarını yaratma imkanı sunmaktadır. Kütüphanesinde bulunan modellerde değişiklikler yapılarak esnek analizler gerçekleştirilebilmektedir. Bir diğer uygulama olan SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling) ile kas – iskelet modelleri geliştirilebilir, modellerde değişiklikler yapılabilir ve modeller ölçümlere tabi tutulabilir. Halen 200'ün üzerinde biyomekanik laboratuvarında kullanılan bu yazılım ile insan ve hayvan hareketleri üzerine çok farklı modeller oluşturulabilmektedir. İnsan vücudundaki eklemler detaylı olarak modellenebilmekte ve kas tendon bağlantıları yapılabilmektedir. Bu yazılım sayesinde biyomekaniksel analizlere, cerrahi planlamalara ve ergonomi çalışmalarına faydalı çözümler üretilmektedir. Şekil 3.9'da alt ekstremiteye ait bir model görülmektedir (<http://nmbi.stanford.edu/index.htm>, 2012).



Şekil 3.9. Yürüyüş esnasında alt ekstremitе modelinin sagittal düzlemdeki görüntüsü (<http://nmbi.stanford.edu/index.htm>, 2012)

CATIA (Dassault Systems, Fransa) gibi bazı entegre CAD sistemleri de insan hareketleri için simülasyon ve analiz imkanları sunmaktadır. Ergonomik Tasarım ve Analiz modülü içinde bulunan insan oluşturma (Human Builder), insan ölçülerini düzenleme (Human Measurement Editor), insan duruş analizleri (Human Posture Analysis) ve insan hareket analizleri (Human Activity Analysis) araçları ile statik analizler gerçekleştirilmektedir. Bu yazılım sayesinde insan – makine etkileşimleri görülebilmektedir (Lee, 2006). Şekil 3.10’da CATIA Ergonomik Tasarım ve Analiz modülüne ait çalışmalar yer almaktadır.

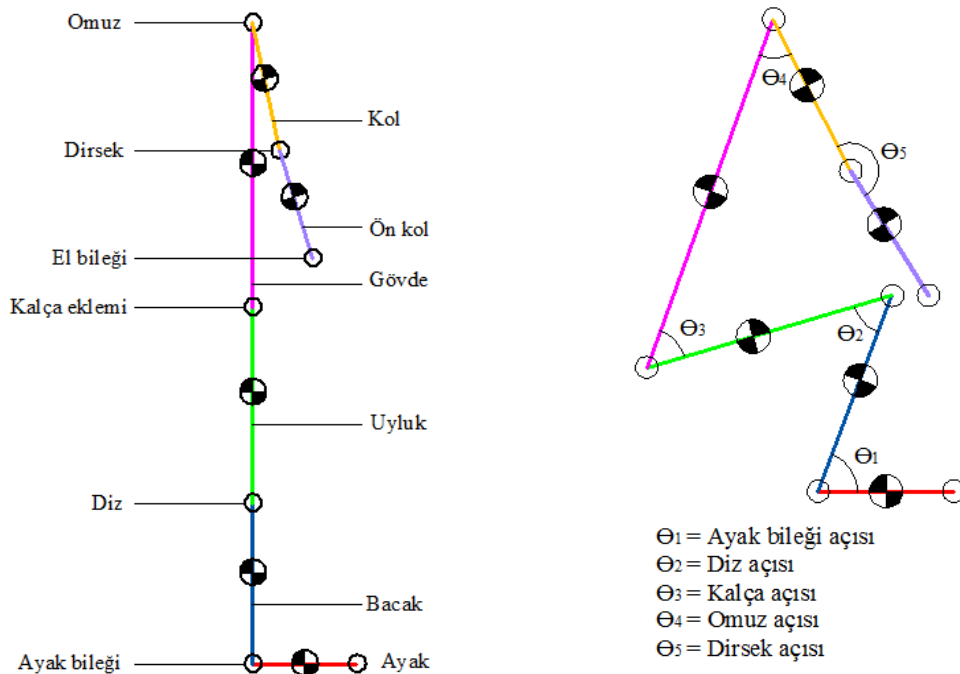


Şekil 3.10. CATIA Ergonomik Tasarım ve Analiz modülü ile gerçekleştirilen çalışmalar (www.grupotomasyon.com.tr, 2012)

BÖLÜM 4. DENEYSEL ÇALIŞMA

4.1. İnsan Vücudu Modelinin Oluşturulması

İnsan vücudunun biyomekanik olarak modellenmesinde eklem – uzuv modelleri sıklıkla kullanılmaktadır. Eklem – uzuv modellerine antropometrik verilerin de eklenmesiyle anlamlı analizler gerçekleştirmek mümkündür. Bu çalışmada, alt ekstremitenin öncülük ettiği hareketlerin incelenmesine odaklanılmıştır. Bundan dolayı insan vücudu; ayak, bacak, uyluk, gövde, kol ve ön kol olmak üzere toplam 6 katı uzuvdan oluşan ve açık zincir mekanik yapıya sahip bir eklem-uzuv modeli ile temsil edilmiştir. İncelenen hareketlerde vücut simetrik olarak hareket ettiği için ikişer adet olan uzuvların sadece birer adedi modele eklenmiştir (el, modele dahil edilmemiştir). Şekil 4.1’de insan vücudunun eklem – uzuv modeli görülmektedir.



Şekil 4.1. İnsan vücudunun sagittal düzlemdeki eklem – uzuv modeli ve eklem açıları

Dinamik analizler için gerekli uzuv boyları, uzuv ağırlıkları, uzuv atalet momentleri, uzuv kütle merkezlerinin yeri gibi verilerin elde edilmesi için antropometrik modellerden ve bilgisayar yazılımlarından faydalanılmıştır.

4.1.1. Uzuv kütlelerinin hesaplanması

Uzuv kütlelerinin belirlenmesinde, kadavra çalışmalarına dayalı olarak Dempster tarafından geliştirilen uzuv parametrelerinden yararlanılmıştır. Dempster, çalışmaları neticesinde uzuv kütlelerini, toplam vücut kütlelerinin (m_t) oranı şeklinde ifade etmiştir (Bkz. Tablo 3.1). Bu çalışmaya dayanarak hesaplanan uzuv kütleleri aşağıda belirtilmiştir (bu tez çalışmasındaki gönüllü deneğin kütlesi 70.2 kg, boyu 174 cm'dir).

Ayağın kütlesi (m_a);

$$m_a = 0.0145 \cdot m_t \quad \rightarrow \quad m_a = 0.0145 \cdot 70.2 = 1.018 \text{ kg} \quad (4.1)$$

Bacağın kütlesi (m_b);

$$m_b = 0.0465 \cdot m_t \quad \rightarrow \quad m_b = 0.0465 \cdot 70.2 = 3.264 \text{ kg} \quad (4.2)$$

Uyluğun kütlesi (m_u);

$$m_u = 0.1 \cdot m_t \quad \rightarrow \quad m_u = 0.1 \cdot 70.2 = 7.02 \text{ kg} \quad (4.3)$$

Gövdenin kütlesi (m_g) hesaplanırken, baş ve boyun bölgelerinin kütleleri de işleme dahil edilmiştir. Ancak, sagittal düzlemde vücudun yarısı baz alınarak modelleme işlemi yapıldığı için hesaplanan gövde kütlelerinin yarısı modele dahil edilmiştir.

$$m_g = 0.578 \cdot m_t \quad \rightarrow \quad m_g = 0.578 \cdot 70.2 = 40.57 \text{ kg} \quad (4.4)$$

Kolun kütlesi (m_k);

$$m_k = 0.028 \cdot m_t \quad \rightarrow \quad m_k = 0.028 \cdot 70.2 = 1.965 \text{ kg} \quad (4.5)$$

Ön kolun kütlesi ($m_{ök}$);

$$m_{ök} = 0.016 \cdot m_t \quad \rightarrow \quad m_{ök} = 0.016 \cdot 70.2 = 1.123 \text{ kg} \quad (4.6)$$

4.1.2. Uzun boylarının hesaplanması

Uzun kütlelerinde olduğu gibi uzun boylarının hesaplanmasında da antropometrik çalışmalardan faydalanılmaktadır. Bu çalışmaların bazılarında uzun boyları, toplam vücut boyunun oranı şeklinde belirtilmiştir (Kaptı, 2001). Bu tez çalışması kapsamında uzun boyları belirlenirken, Chandler ve arkadaşları tarafından ortaya konulan raporun sonuçlarından yararlanılmıştır. Chandler ve arkadaşları, farklı yaş ve fiziksel özelliklerdeki 6 adet tüm haldeki insan kadavrası üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada, çeşitli ölçümler ve hesaplamalar yaparak insan vücudunun antropometrik özelliklerini incelemişlerdir (Chandler, 1975). Ortalama vücut boyunun 172.15 cm olduğu bu çalışmadan faydalanılarak; ayak boyu (l_a) 24.33 cm, bacak boyu (l_b) 37.53 cm, uyluk boyu (l_u) 45.82 cm, gövde boyu (l_g) 66.44 cm, kol boyu (l_k) 30.52 cm, ön kol boyu ($l_{ök}$) 26.3 cm olarak belirlenmiştir.

4.1.3. Uzun kütle merkezlerinin belirlenmesi

İnsan vücudunu oluşturan uzuvların kütle merkezlerinin belirlenmesinde de antropometrik çalışmalardan yararlanılmaktadır. Bu çalışmada, uzuvların kütle merkezlerinin yeri bulunurken Dempster'in uzun parametrelerinden faydalanılmıştır (Gordon, 2004). Uzuvların, proksimal uçtan itibaren kütle merkezlerinin yeri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

Proksimal uçtan itibaren ayağın kütle merkezinin yeri (R_a);

$$R_a = 0.5 \cdot l_a \rightarrow R_a = 0.5 \cdot 24.33 = 12.16 \text{ cm} \quad (4.7)$$

Proksimal uçtan itibaren bacağın kütle merkezinin yeri (R_b);

$$R_b = 0.433 \cdot l_b \rightarrow R_b = 0.433 \cdot 37.53 = 16.25 \text{ cm} \quad (4.8)$$

Proksimal uçtan itibaren uyluğun kütle merkezinin yeri (R_u);

$$R_u = 0.433 \cdot l_u \rightarrow R_u = 0.433 \cdot 45.82 = 19.84 \text{ cm} \quad (4.9)$$

Proksimal uçtan itibaren gövdenin kütle merkezinin yeri (R_g);

$$R_g = 0.495 \cdot l_g \rightarrow R_g = 0.495 \cdot 66.44 = 32.88 \text{ cm} \quad (4.10)$$

Proksimal uçtan itibaren kolun kütle merkezinin yeri (R_k);

$$R_k = 0.436 \cdot l_k \rightarrow R_k = 0.436 \cdot 30.52 = 13.3 \text{ cm} \quad (4.11)$$

Proksimal uçtan itibaren ön kolun kütle merkezinin yeri ($R_{ök}$);

$$R_{ök} = 0.43 \cdot l_{ök} \rightarrow R_{ök} = 0.43 \cdot 26.3 = 11.31 \text{ cm} \quad (4.12)$$

4.1.4. Uzun atalet momentlerinin hesaplanması

Ayak, bacak, uyluk, kol ve ön kolun atalet momentlerinin belirlenmesinde Chandler ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarından faydalanılmıştır. Gövdenin atalet momentinin belirlenmesinde SolidWorks yazılımından destek alınmıştır. Chandler ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmadaki referans eksen takımı, modelin analizinin gerçekleştirileceği SimMechanics yazılımının referans eksen takımı ile uyumsuzluklar göstermektedir. Bu uyumsuzluğu ortadan kaldırmak için SolidWorks yazılımında insan gövdesinin katı modeli oluşturularak gerekli atalet momenti hesaplaması burada gerçekleştirilmiştir. Uzunların, farklı çalışmalardan ve bilgisayar yazılımlarından faydalanılarak elde edilen antropometrik özellikleri Tablo 4.1’de belirtilmiştir.

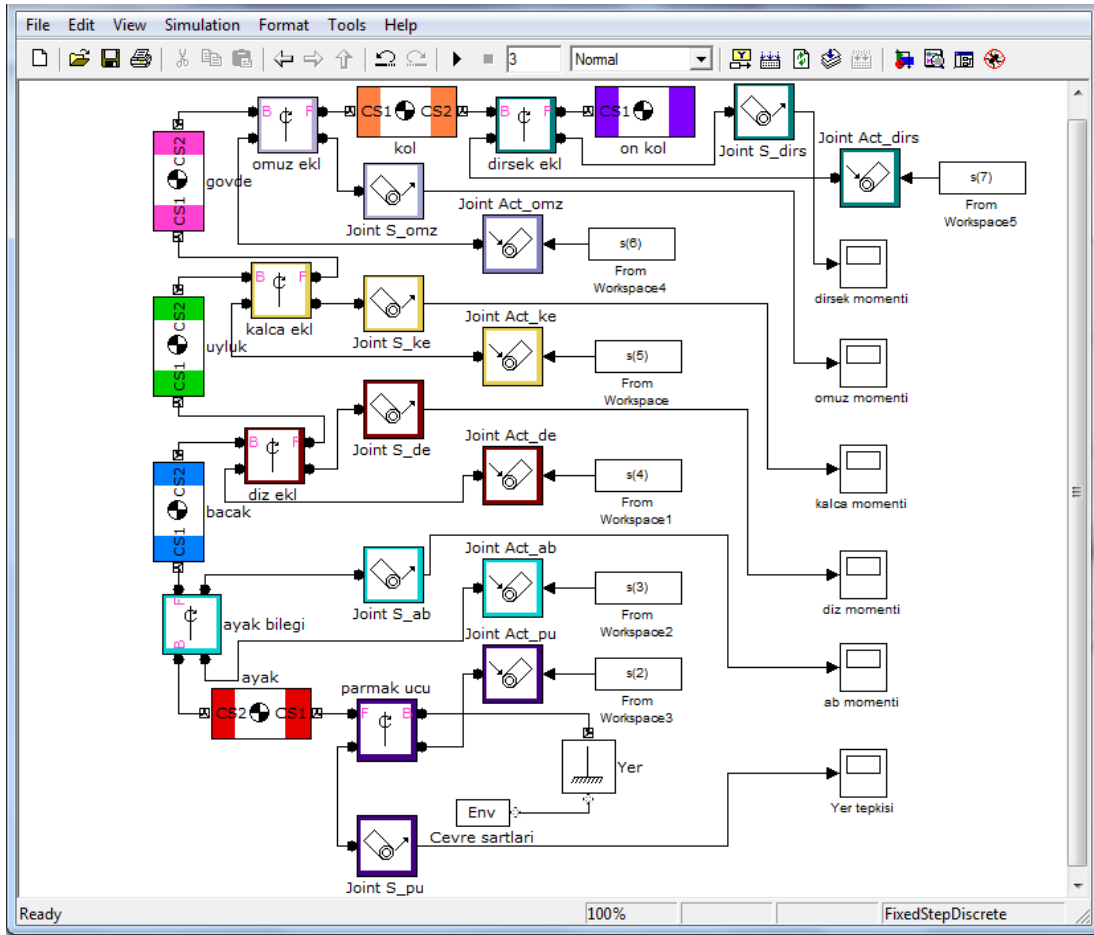
Tablo 4.1. Uzunların antropometrik özellikleri

Uzun	Kütlesi (g)	Boy (cm)	Kütle merkezi (cm)	Atalet momenti ($\text{g} \cdot \text{cm}^2$)		
				I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}
Ayak	1018	24.33	12.16	$7 \cdot 10^3$	$30 \cdot 10^3$	$33 \cdot 10^3$
Bacak	3264	37.53	16.25	$329 \cdot 10^3$	$29 \cdot 10^3$	$391 \cdot 10^3$
Uyluk	7020	45.82	19.84	$1157 \cdot 10^3$	$224 \cdot 10^3$	$1137 \cdot 10^3$
Gövde	20285	66.44	32.88	$19744 \cdot 10^3$	$9325 \cdot 10^3$	$12736 \cdot 10^3$
Kol	1965	30.52	13.3	$132 \cdot 10^3$	$22 \cdot 10^3$	$133 \cdot 10^3$
Ön kol	1123	26.3	11.31	$64.5 \cdot 10^3$	$8.8 \cdot 10^3$	$66.9 \cdot 10^3$

4.2. Eklem - Uzun Modelinin SimMechanics Yazılımıyla Oluşturulması

Hareketlerin dinamik analizini gerçekleştirmek ve benzetimini yapmak için SimMechanics yazılımı kullanılmıştır. Oluşturulan eklem – uzun modeli SimMechanics ortamında modellenmiştir. SimMechanics, Simulink ve MATLAB araçlarından da yararlanarak, fiziksel sistemlerin blok diyagramları şeklinde

modellendiği, katı cisimlerin ve bu cisimlere ait hareketlerin Newton dinamiği yasalarına göre çözümlendiği bir yazılımdır. Bu yazılımla, uygun araçlar seçilerek mekanik sistemlerin fiziksel ve kütle özellikleri belirlenebilir, bu özelliklere uygun hareketler tanımlanabilir ve cisimlerin hareketi dinamik olarak incelenebilir (SimMechanics User's Guide, 2008). SimMechanics yazılımı, mekanik sistemler için geliştirilmiş bir program olmasına rağmen insan hareketinin dinamik olarak incelenmesinde de kullanılmaktadır (Mehmood, 2008 – Daumas, 2005 – Hernandez - Santos, 2011 – Franchi, 2009 – Wang, 2006 – Jamshidi, 2009 – Hajny, 2010 – Winder, 2008 – Hang, 2011 – Kailai, 2009).

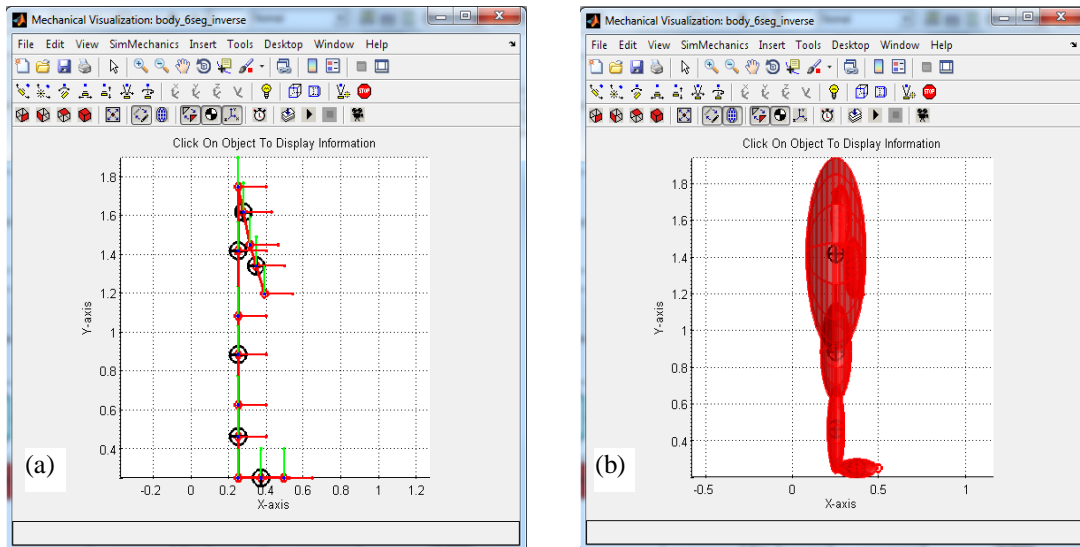


Şekil 4.2.Eklem-uzuv modelinin SimMechanics yapısı

Bu tez kapsamında, SimMechanics yazılımı ile oluşturulan modele Şekil 4.2’de yer verilmiştir. Sagittal düzlemde (SimMechanics referans eksen takımına göre XY düzlemi) 2 boyutlu olarak oluşturulan model ile alt ekstremite ve kolların gerçekleştirdiği simetrik hareketler, dinamik olarak analiz edilebilmektedir. İnsana

yönelik bir hareket inceleneceğinden dolayı, benzetim işlemi gerçekleştirilirken ters dinamik (inverse dynamics) yaklaşım ile çözüme ulaşılmıştır. SimMechanics yazılımı, ters dinamik çözümler için 2 farklı türde analiz seçeneği sunmaktadır. Bunlar; “inverse dynamics” ve “kinematics” yöntemleridir. Mekanik açıdan açık zincir modeller çözümlenirken inverse dynamics yöntemi kullanılmaktadır (SimMechanics User’s Guide, 2008).

6 uzvu birbirine bağlayan 7 eklem her biri, z ekseninde dairesel hareket yapacak şekilde tek serbestlik derecesine sahip olarak modellenmiştir. Vücudu oluşturan uzuvlar, katı cisimler olarak kabul edilmiştir. Hareket esnasında meydana gelen yer tepki kuvvetlerinin etki noktasının ayakucu olduğu varsayılmıştır. Modelin, yer çekimi etkisini oluşturan zemin ile bağlantısı da ayakucundan gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.3’de modelin simülasyon ekranındaki görüntüsü görülmektedir.

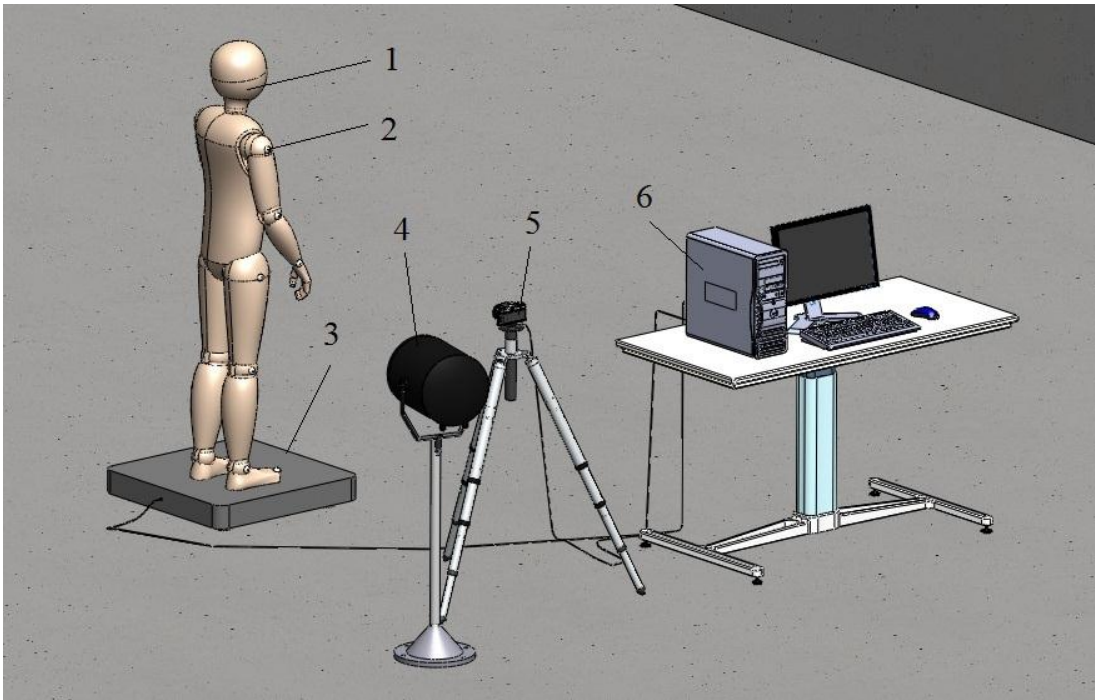


Şekil 4.3. SimMechanics simülasyon ekranı, a. Modelin kütle merkezleri ve eksen takımları ile birlikte görüntüsü, b. Modelin atalet özellikleriyle birlikte görüntüsü

4.3. Hareket Analizi

SimMechanics yazılımı kullanılarak oluşturulan model ters dinamik yöntem kullanılarak çözüleceğinden, modeldeki her bir eklem hareketinin tam olarak bilinmesi gerekmektedir. Eklemleri harekete geçirmek için gerekli olan açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme değerlerinin tespit edilebilmesi için

antropometrik özellikleri SimMechanics yazılımı ile oluşturulan modele de aktarılan gönüllü kişinin (hareketlere mani olacak herhangi bir engeli bulunmayan sağlıklı, 26 yaşında bir erkek denek), farklı durumlardaki hareketlerinin analizi gerçekleştirilmiştir. Bu analiz için saniyede 25 kare görüntü yakalama özelliği olan bir dijital kamera, aydınlatma sistemi ve dikey yöndeki tepki kuvvetlerini ölçen bir kuvvet platformu (veri toplama hızı 500 Hz, Kistler Quatro Jump) ve bu platforma ait yazılım, bilgisayar ve yansıtma özelliği olan işaretleyiciler kullanılmıştır. Şekil 4.4’de deney ortamının CAD yazılımında oluşturulmuş modeline yer verilmiştir.



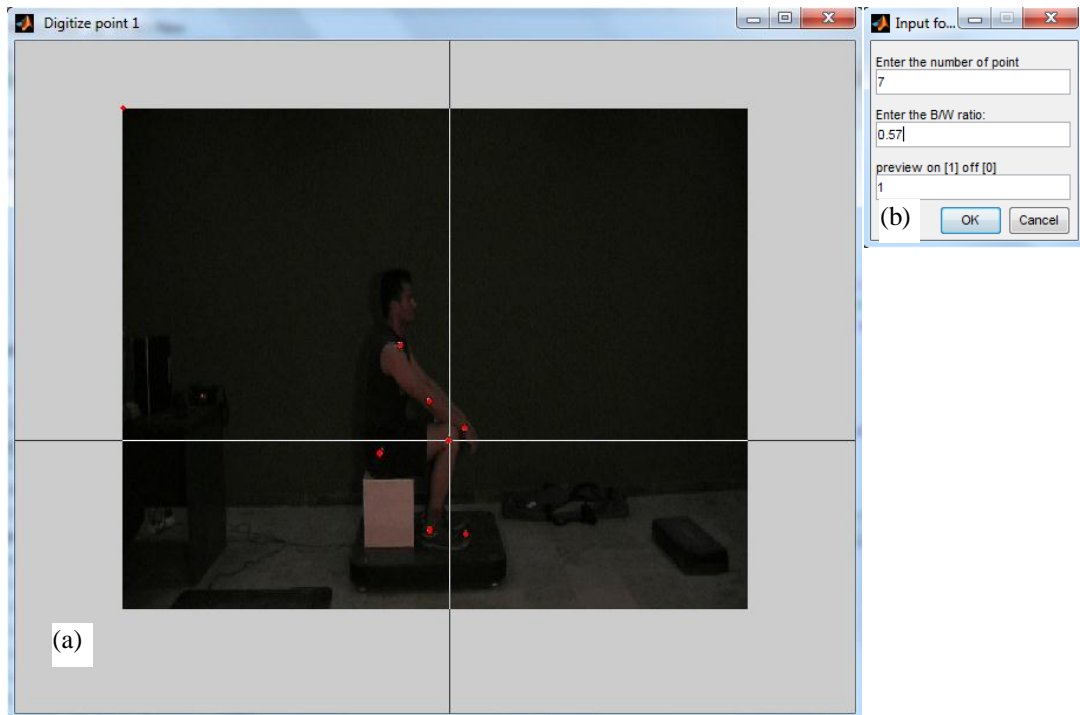
Şekil 4.4. Deney ortamının CAD modeli. 1; gönüllü denek, 2; işaretleyici, 3; kuvvet platformu, 4; ışık sistemi, 5; dijital kamera, 6; bilgisayar seti

Ayakucu, ayak bileği, diz, kalça, omuz, dirsek ve el bileği noktalarına yerleştirilen işaretleyiciler üzerine ışık etki ettirilmiş ve bu sayede kameradaki görüntülerinin belirginleşmesi sağlanmıştır. Ayrıca kameranın enstantane hızı artırılarak hareket halindeki görüntünün daha net hale gelmesi amaçlanmıştır. Denek, önceden planlanmış hareketleri (oturulan farklı yükseklikten kalkma, yere çömelip kalkma, yerdeki bir yükü belirli bir mesafeden kaldırma ve farklı yüksekliklerdeki basamakları çıkma) yaparken görüntüler kameraya kaydedilmiştir. Aynı zamanda hareketler esnasında oluşan yer tepki kuvvetleri, kuvvet platformu aracılığıyla

ölçülmüştür. Her bir hareket için kuvvet platformunun kalibrasyonu tekrar yapılmıştır.

4.3.1. Hareketin sayısallaştırılması

7 antropometrik noktaya yerleştirilen işaretleyicilerin koordinat değerlerinin elde edilmesi için görüntünün sayısallaştırılması gerekmektedir. Kamera görüntülerindeki işaretleyicilerin konumlarının tespit edilebilmesi için MATLAB (versiyon 7.6.0) yazılımında oluşturulan bir programdan yararlanılmıştır. Bu program çalıştırdıktan sonra sayısallaştırılacak görüntü seçilmekte, koordinatları belirlenecek noktaların sayısı belirtilmekte ve ışık yoğunluğuna olan duyarlılık ayarlanmaktadır. Program, hareket halindeki görüntüde işaretleyicilerin yerini algılayarak her bir görüntü karesindeki koordinat değerlerini tespit etmektedir. Ardından bu koordinat verilerinin hangi noktalara ait olduğunu belirtmek için görüntü üzerindeki noktaların yeri fare yardımıyla tıklanarak belirlenmektedir. Seçme işlemi bir kez yapıldıktan sonra elde edilen koordinat değerleri bir dosyaya yazdırılarak kullanılabilir hale gelmektedir. Programın çalışma esnasındaki görüntüsü Şekil 4.5’de gösterilmiştir.

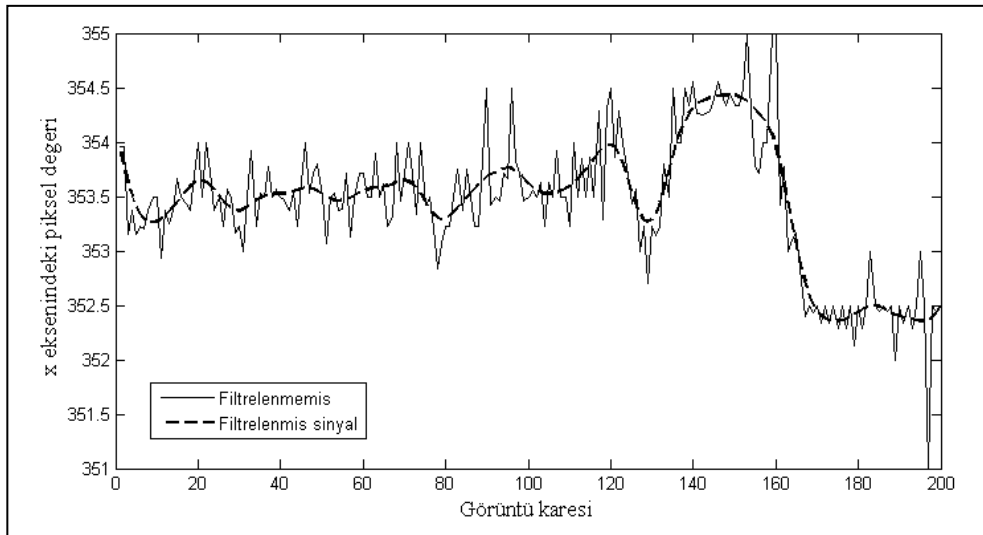


Şekil 4.5. Programın ekran görüntüleri, a. Noktaların fare ile tıklanarak belirtilmesi, b. Programın başlangıç ekranı

Bu tez çalışması kapsamında incelenen hareketler, iki boyutlu olduğundan sayısallaştırma işlemi gerçekleştirilirken kamera kalibrasyonu yapılmamıştır. Kalibrasyon yapılmamasının bir diğer sebebi, elde edilen konum verilerin açısal yer değiştirmenin hesaplanması sırasında kullanılacak olmasıdır. Dolayısıyla, verilerin piksel veya uzunluk birimleri cinsinden olması sonucu değiştirmemektedir. İncelenen hareketlerin üç boyutlu olması durumunda, iki boyutlu görüntülerden üç boyutlu bilgi elde edebilmek için kalibrasyon işlemi uygulanmalıdır. Literatürde çok çeşitli kamera kalibrasyon yöntemleri mevcuttur. Bunlar doğrusal, doğrusal olmayan ve multi-step teknikleri olarak sayılabilir (Taşdemir, 2009).

4.3.2. Sayısallaştırılan hareketin filtrelenmesi

Sayısallaştırılarak koordinatları elde edilen noktaları gürültüden kurtarmak ve konum verilerini hareketin doğasına uygun hale getirmek için filtreleme işlemi uygulanmıştır. Bu işlem, MATLAB ortamında konum verilerine "Low-pass digital filter" tekniğinin uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir. Bu sayede sayısallaştırma işlemi sırasında oluşan hataların yumuşatılması da sağlanmıştır. Şekil 4.6, 20 cm yükseklikten kalkış hareketi esnasında ayak bileğindeki işaretleyicinin x eksenindeki hareketinin filtreleme durumunu açıklamaktadır.



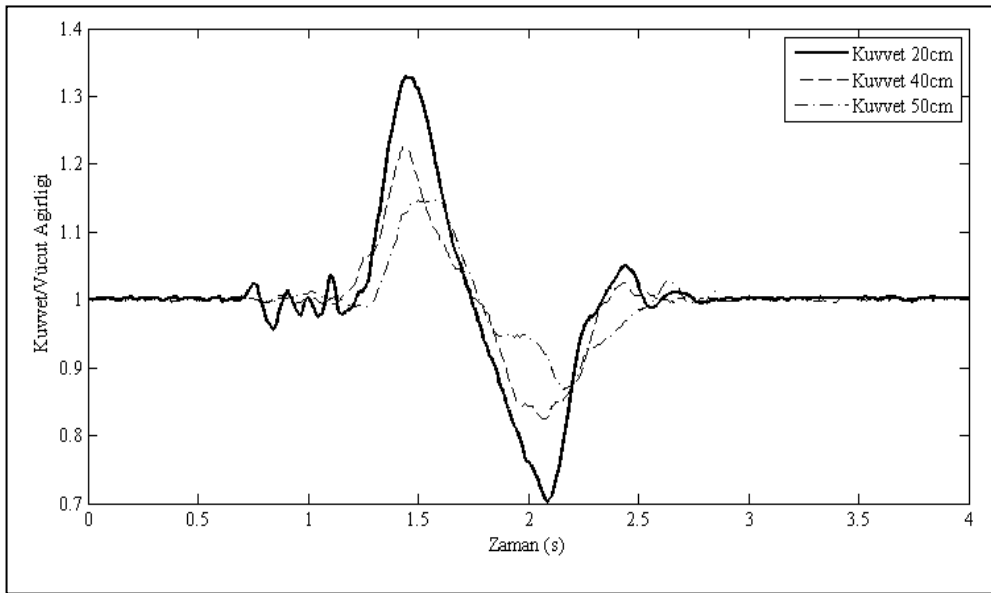
Şekil 4.6. Filtreleme uygulaması

4.4. Bulgular

Bu bölümde oturlan farklı yüksekliklerden kalkış, yere çömelip kalkma, belirli bir mesafeden yük kaldırma ve farklı yüksekliklerdeki basamakları çıkma hareketlerinin hem deneysel hem de SimMechanics ortamında oluşturulan modelden elde edilen bulgularına yer verilmiştir. Bulguların karşılaştırması yapılarak, oluşturulan modelin doğruluğu hakkında fikir edinilmiştir.

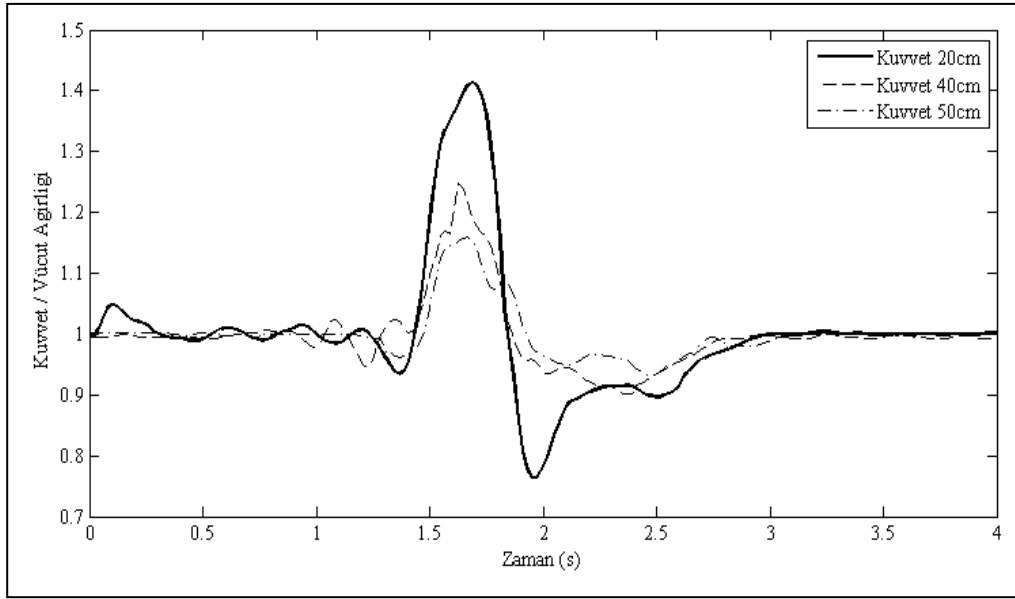
4.4.1. Farklı yüksekliklerden kalkış hareketine ait bulgular

Bu tez çalışmasında 20 cm, 40 cm ve 50 cm yüksekliğinde oturmakta olan deneğin, bulunduğu yükseklikten kalkış hareketi incelenmiştir (Bkz. Ek E.1). Şekil 4.7’de farklı yüksekliklerden kalkarken oluşan yer tepki kuvvetlerinin vücut ağırlığına oranı gösterilmiştir. Bu kuvvetler, hareket analizi sırasında kuvvet platformundan elde edilen dikey yöndeki yer tepki kuvvetleridir. En büyük yer tepki kuvvetinin 20 cm yükseklikten kalkarken oluştuğu görülmektedir. En az kuvvet ise en yüksek mesafe olan 50 cm’den kalkış hareketinde meydana gelmektedir.



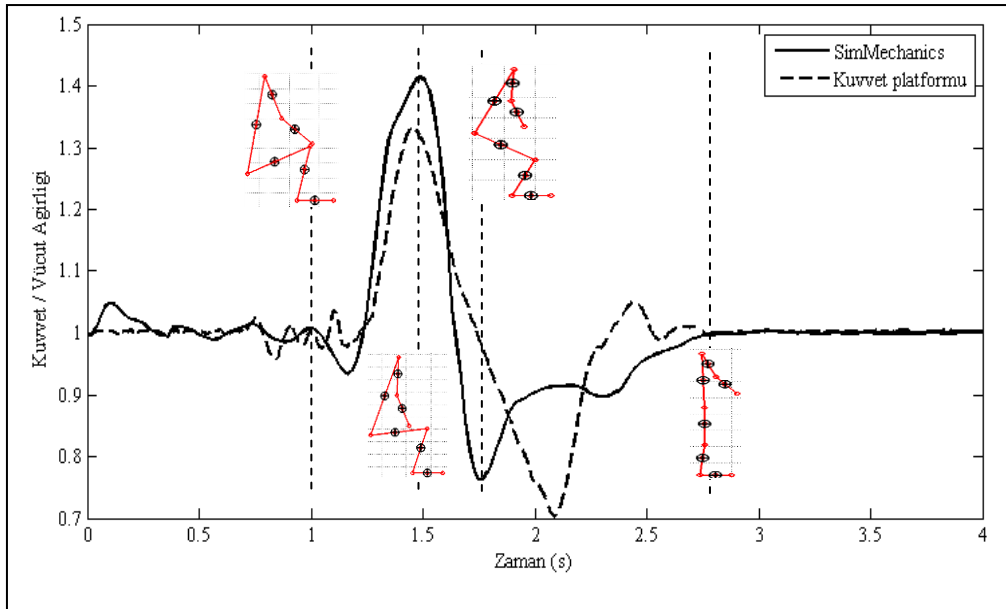
Şekil 4.7. Farklı yüksekliklerden kalkış hareketi esnasında oluşan yer tepki kuvvetleri

Şekil 4.8 aynı hareketin SimMechanics yazılımında oluşturulan modelinin simülasyonu sonucu meydana gelen yer tepki kuvvetlerini göstermektedir.



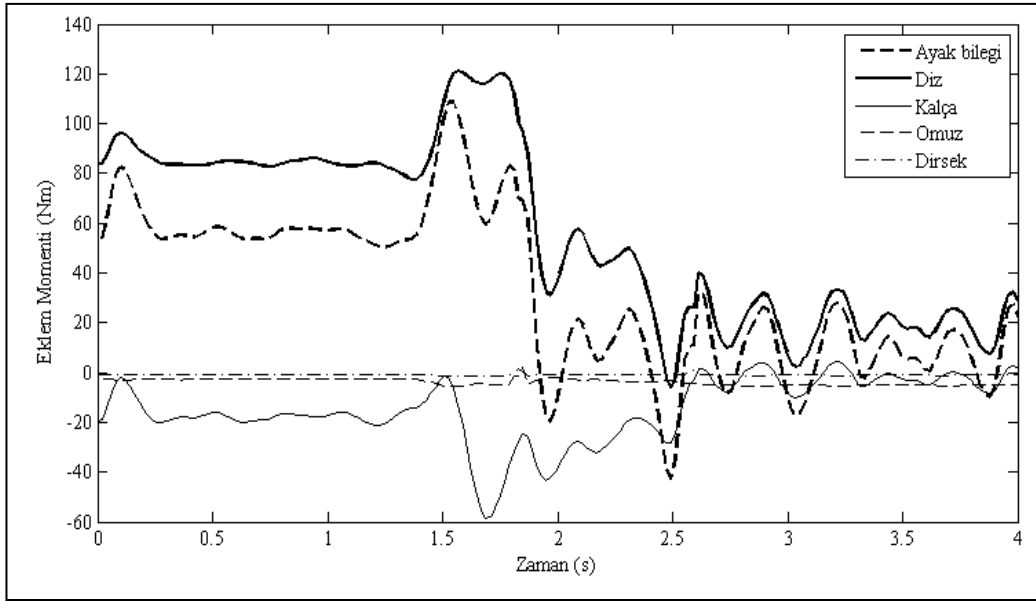
Şekil 4.8. SimMechanics'te oluşturulan modelden elde edilen simülasyon sonuçları

Şekil 4.9'da en büyük kuvvetin oluştuğu 20 cm'den kalkış hareketi sırasında meydana gelen kuvvetin, kuvvet platformundan ve SimMechanics yazılımında oluşturulan modelden elde edilen verilerinin karşılaştırmasına yer verilmiştir.



Şekil 4.9. 20 cm yükseklikten kalkış hareketi sırasında oluşan kuvvetin karşılaştırılması

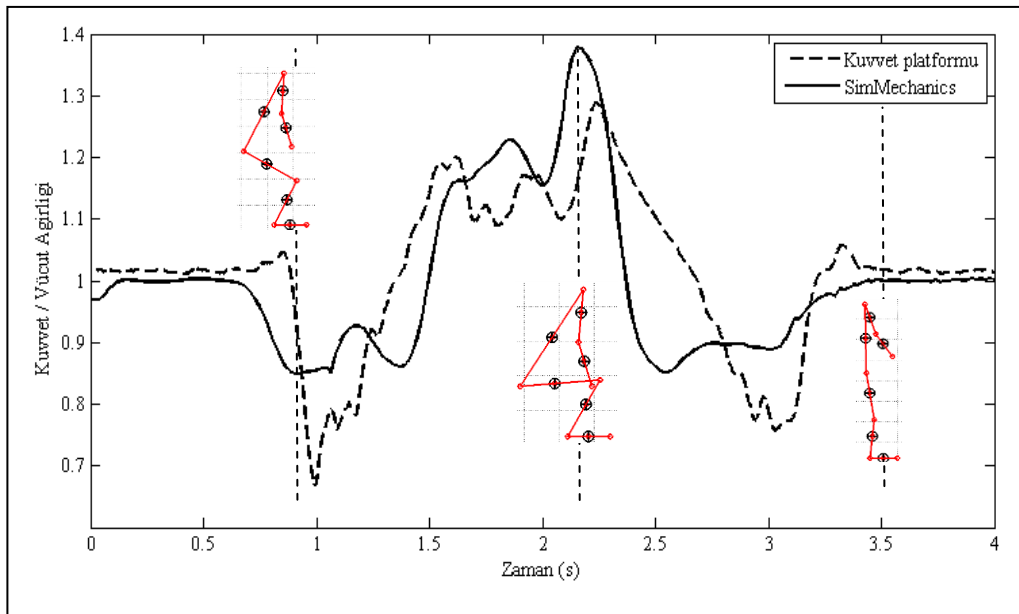
Şekil 4.10'da SimMechanics yazılımında hesaplanan eklem momentleri görülmektedir. Hesaplanan momentler, en büyük yer tepki kuvvetinin oluştuğu 20 cm'den kalkış hareketi esnasında eklemlerde oluşan momentlerdir.



Şekil 4.10. 20 cm'den kalkış hareketi sırasında oluşan eklemler momentleri

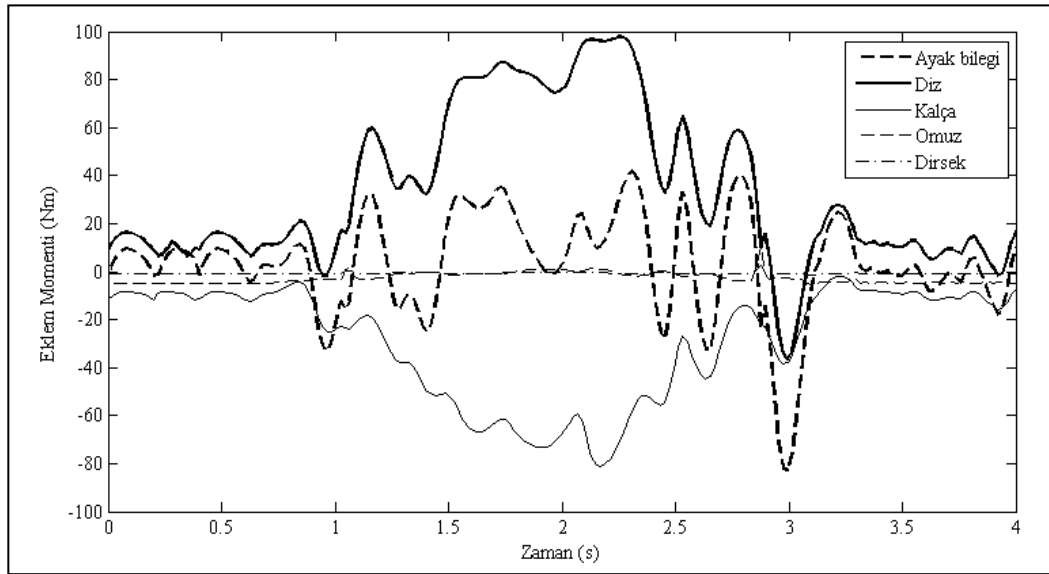
4.4.2. Çömeliş kalkma hareketine ait bulgular

Bu çalışmada incelenen bir diğer hareket, dik olarak ayakta dururken yere çömeliş tekrar aynı pozisyona gelme hareketidir (Bkz. Ek E.2). Şekil 4.11'de çömeliş kalkma hareketi sırasında meydana gelen yer tepki kuvvetinin, kuvvet platformu ve SimMechanics'de oluşturulan modelden elde edilen verileri karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.11. Çömeliş kalkma sırasında meydana gelen yer tepki kuvveti

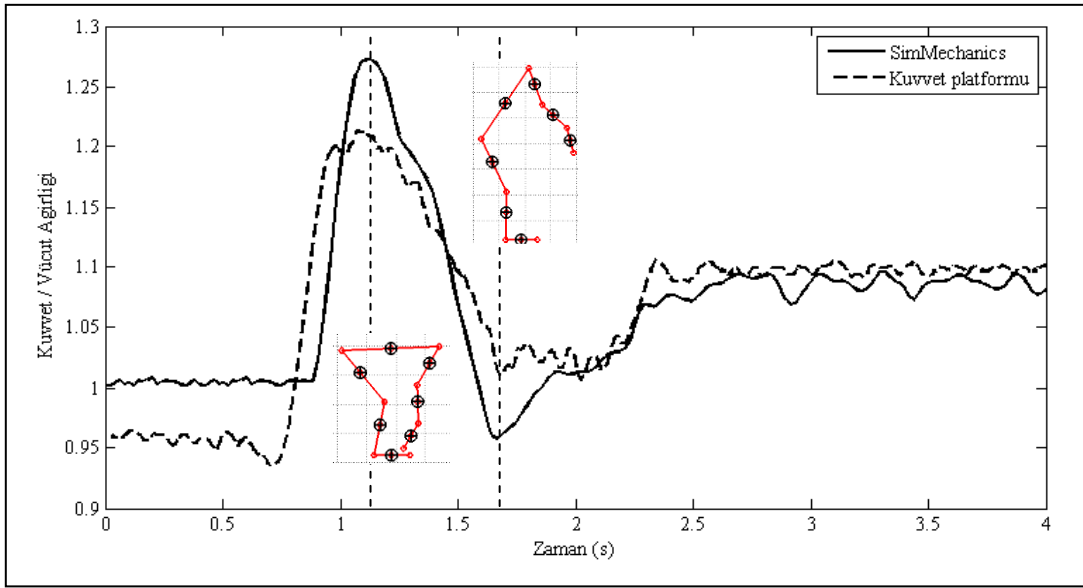
Şekil 4.12, SimMechanics yazılımında hesaplanan çömelip kalkma hareketine ait eklem momentlerini göstermektedir.



Şekil 4.12. Çömelip kalkma hareketi sırasında oluşan eklem momentleri

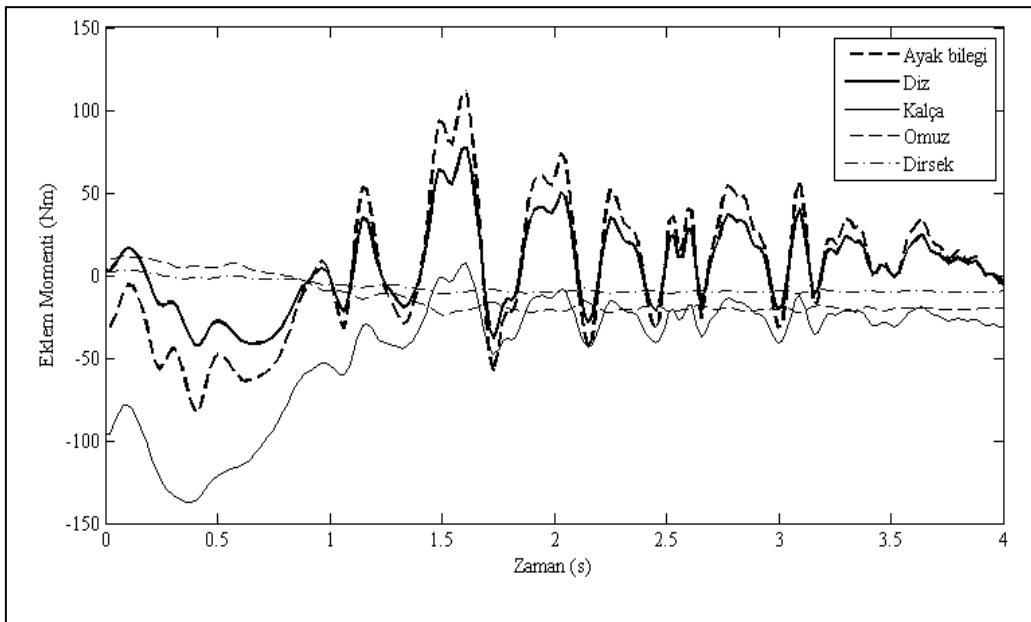
4.4.3. Yerden yük kaldırma hareketine ait bulgular

Yerden yük kaldırma hareketi incelenirken gönüllü denek, 6.75 kg ağırlığında ve 20cm x 20cm x 40cm boyutlarındaki ahşap kutuyu, 5.5 cm mesafeden kaldırmıştır (Bkz. Ek E.3). Bu mesafe ölçülürken, deneğin ayakucu ile kutu arasında kalan uzaklık referans alınmıştır. Deneğin üzerinde bulunduğu kuvvet platformu ile kutunun aynı yükseklikte konumlandırılması sağlanmıştır. Kaldırılan kutu, SimMechanics yazılımında oluşturulan modele katı cisim olarak eklenmiş ve el bileği ile kaynaklı birleştirme yapacak şekilde mafsallandırılmıştır. Analiz işlemi vücudun yarısı referans alınarak gerçekleştirildiği için, kutu ağırlığının yarısı modele dahil edilmiştir. Kaldırma işlemi gerçekleşirken denek, el bileğine yerleştirilen işaretleyici ile kutunun kütle merkezinin çakışmasını sağlayacak şekilde kaldırış yapmıştır. Şekil 4.13'de belirli bir uzaklıktaki yükü kaldırma işlemi esnasında meydana gelen dikey yöndeki yer tepki kuvvetinin, kuvvet platformu ve SimMechanics yazılımında oluşturulan modele ait verilerinin karşılaştırmasına yer verilmiştir.



Şekil 4.13. Yük kaldırma hareketine ait kuvvet verilerinin karşılaştırılması

Şekil 4.14'de dikey yöndeki yer tepki kuvvetinin ölçüldüğü 5.5 cm mesafeden yapılan yük kaldırma hareketi esnasında, eklemlerde meydana gelen momentlere yer verilmiştir. Bu momentler SimMechanics yazılımıyla hesaplanmıştır.

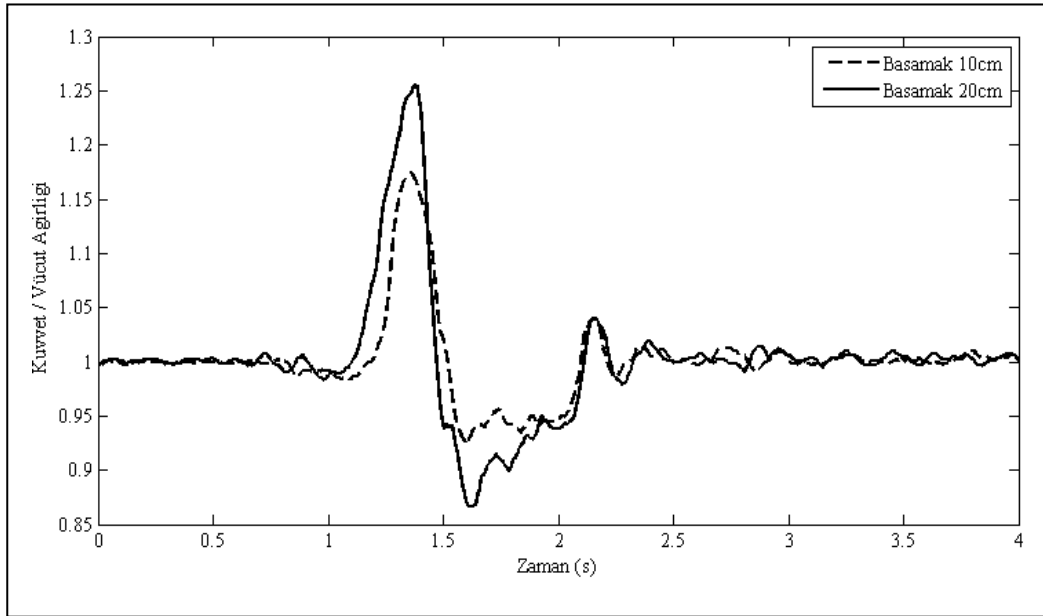


Şekil 4.14. 5.5 cm mesafeden yapılan yük kaldırışı sırasında meydana gelen eklem momentleri

4.4.4. Basamak çıkma hareketine ait bulgular

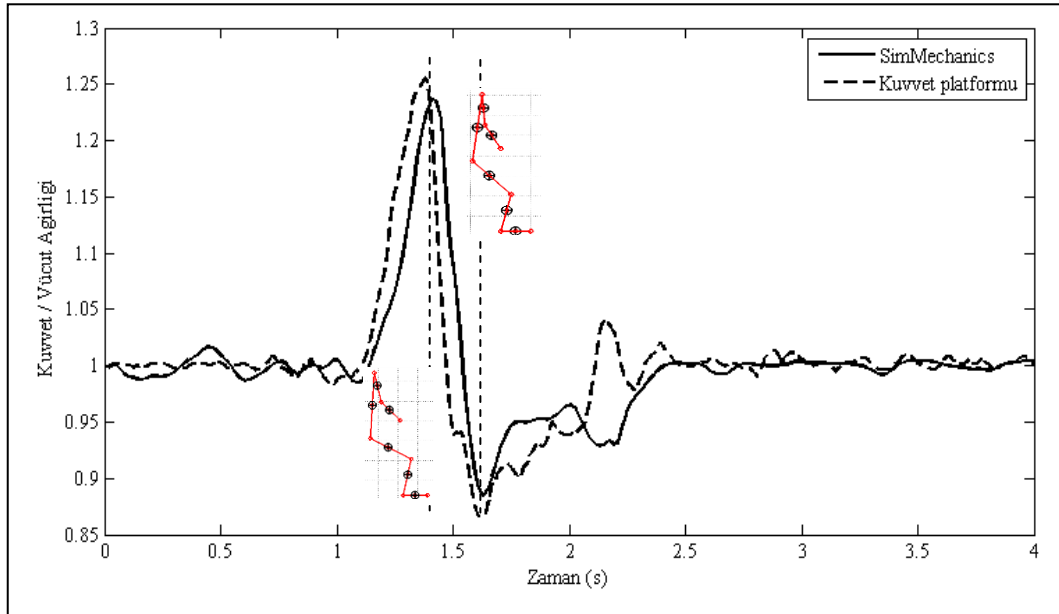
Basamak çıkma hareketi incelenirken gönüllü denek 10 cm ve 20 cm yüksekliğindeki basamaklara basarak tek ayağı üzerinde yükselmiştir (Bkz. Ek E.4). Şekil 4.15'de

basamak çıkma hareketi sırasında oluşan dikey yöndeki yer tepki kuvvetinin, kuvvet platformu ile ölçülen verileri görülmektedir.



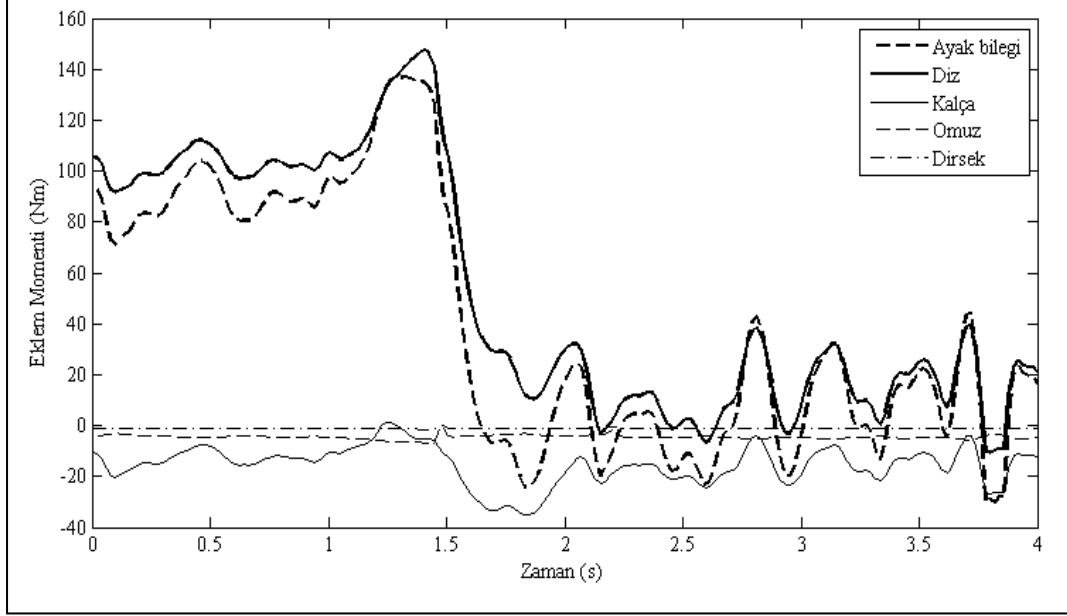
Şekil 4.15. Basamak çıkma hareketi sırasında kuvvet platformunda oluşan kuvvetler

Şekil 4.16 en büyük yer tepki kuvvetinin oluştuğu 20 cm yüksekliğindeki basamağa çıkma hareketi esnasında oluşan kuvvete ait, kuvvet platformundan ve SimMechanics yazılımından elde edilen verilerin karşılaştırmasını göstermektedir.



Şekil 4.16. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma hareketi esnasında oluşan yer tepki kuvvetinin karşılaştırılması

Şekil 4.17’de 20 cm yüksekliğindeki basamağa çıkma hareketi sırasında oluşan eklem momentleri görülmektedir. Sonuçlar, SimMechanics yazılımıyla yapılan simülasyona dayanmaktadır.



Şekil 4.17. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkış esnasında oluşan eklem momentleri

BÖLÜM 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında insan hareketinin sagittal düzlemdeki hareketleri 2 boyutlu olarak incelenmiş, oluşturulan model ile farklı simülasyonlar gerçekleştirilmiş ve elde edilen bulgular karşılaştırılmıştır. Oturulan farklı yüksekliklerden kalkış hareketi esnasında en büyük yer tepki kuvvetinin 20 cm yükseklikten kalkma sırasında olduğu tespit edilmiştir. En küçük yer tepki kuvvetinin ise 50 cm yükseklikten kalkma hareketinde olduğu belirlenmiştir. Oturma yüksekliği arttıkça oluşan yer tepki kuvvetinin azaldığı görülmektedir. Oturma yüksekliği arttıkça vücudun dik konuma gelmesi için gerekli yer değiştirme miktarı azaldığından ve yer çekimine karşı daha az iş yapıldığından oluşan yer tepki kuvveti azalmaktadır. Yer tepki kuvvetinin yanı sıra eklemleri hareket ettirmek için gerekli momentlerde de değişme olmaktadır.

Deneğin, oturmakta olduğu 40 cm yükseklikten kalkış hareketinin benzetimi sonucunda hesaplanan maksimum yer tepki kuvveti Hang ve Zhaoli tarafından gerçekleştirilen oturup kalkma hareketinin incelenmesine yönelik çalışmanın sonuçları ile benzerlikler sergilemektedir. Hang ve Zhaoli, çalışmalarında insan vücudunu bacak, uyluk, gövde ve baş olmak üzere toplam 4 uzuvdan oluşan bir yapıda modellemişlerdir. SimMechanics yazılımında gerçekleştirilen benzetim sonucunda hesaplanan maksimum yer tepki kuvvetinin vücut ağırlığının yaklaşık 1.25 katına karşılık geldiği görülmektedir (Hang, 2011).

Oturulan farklı yüksekliklerden kalkış hareketleri sırasında meydana gelen eklem momentleri SimMechanics yazılımında gerçekleştirilen benzetim işlemi ile hesaplanmış ve en büyük eklem momentlerinin diz ekleminde olduğu anlaşılmıştır. Margaret ve arkadaşları, sağlıklı bireyler ile Parkinson hastalığı olan bireylerin oturup kalkma davranışları arasındaki farklılıkları incelemişlerdir. Margaret ve arkadaşlarının çalışmasında hesaplanan en büyük eklem momentlerinin de diz ekleminde olduğu görülmektedir (Margaret, 2003).

Çömeliip kalkma hareketine ait bulgular incelendiğinde, hareketin yapısı iki farklı evreye ayrılabilir. Birinci evre, dik konumda duruştan kalçanın yere en çok yaklaştığı ana kadar geçen çömelme evresidir. Bu evrede oluşan yer tepki kuvveti incelendiğinde vücut ağırlığının altında bir kuvvet oluştuğu görülmektedir. Çömelme evresinde yer çekiminin harekete katkısı pozitif olduğundan oluşan yer tepki kuvveti doğal olarak daha azdır. İkinci evre, yere inişin tamamlanıp yukarıya doğru kalkma hareketinin gerçekleştiği kalkma evresidir. Bu esnada yer çekimine karşı bir iş yapıldığından yer tepki kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık 1.3 katına kadar çıkmaktadır. Bu evrenin sonuna doğru yer tepki kuvveti, tekrar vücut ağırlığının yaklaşık 0.75 katına kadar inmektedir. Bu durum, vücudun ulaştığı belli bir yükseklikten sonra ivmesinin azalmasından kaynaklanmaktadır. Bu ivme azalması hareket analizinden elde edilen yer değiştirme verilerinden gözlemlenebilmektedir. Çömeliip kalkma hareketi sırasında oluşan maksimum yer tepki kuvveti, 20 cm yükseklikten kalkış hareketi esnasında oluşan maksimum yer tepki kuvvetine çok yakındır. İki hareketin, hareket analizi verileri incelendiğinde çömeliip kalkma hareketi sırasında kalçanın yere en çok yaklaştığı noktada kalça ile kuvvet platformu arasındaki uzaklığın yaklaşık 20 cm olduğu anlaşılmaktadır. Bu durum kalkma evresinin, 20 cm yükseklikten kalkış ile benzer davranışı sergilediğini açıklamaktadır.

Yerden yük kaldırma hareketine ait bulgular değerlendirildiğinde, 5.5 cm uzaklıktan yapılan kaldırış esnasında meydana gelen yer tepki kuvvetinin, vücut ağırlığının yaklaşık 1.2 katı olduğu görülmektedir. Oluşan maksimum momentlere bakıldığında, 20 cm yükseklikten kalkış hareketinde oluşan momentlerden daha düşük olduğu anlaşılmaktadır. Bu durum kaldırılan yükün, vücut ağırlığına oranının düşük olmasından ve vücudun sadece üst bölgesinin hareket etmesinden kaynaklanmaktadır. İlaveten, vücudun kendi ağırlığı altında gerçekleştirilen hareketlerde omuz ve dirsek eklemlerinde oluşan momentler neredeyse sıfır olmasına rağmen yük kaldırma hareketi esnasında oluşan momentlerin nispeten daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Basamak çıkma hareketine ait bulgulara bakıldığında en büyük yer tepki kuvvetinin 20 cm yüksekliğindeki basamağı çıkarken oluştuğu açıkça görülmektedir. Bu

yükseklikteki basamağı çıkarken oluşan yer tepki kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık 1.25 katıdır. Oluşan eklem momentleri, incelenen hareketler içindeki en yüksek momentlere karşılık gelmektedir. Basamak çıkma hareketinde vücut ağırlığı tek bir ayak tarafından taşındığından eklemlerde oluşan momentler de artmaktadır.

İncelenen tüm hareketlere bakıldığında, yerden yük kaldırma hareketi hariç en büyük eklem momentlerinin diz ekleminde olduğu görülmektedir. Diz ekleminin ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri sırasında oluşan momentleri taşıyabilme kabiliyetinin yüksek olduğu anlaşılmaktadır.

Bu tez çalışması göstermiştir ki, SimMechanics yazılımı nispeten karmaşık olmayan insan hareketlerinin mekanik açıdan incelenmesinde faydalı sonuçlar ortaya koymaktadır. Hareket analizleri sırasında ölçülen kuvvet platformu verileri ile SimMechanics yazılımında gerçekleştirilen simülasyon verileri incelendiğinde, oluşan yer tepki kuvvetlerinin çok benzer sonuçlar sergilediği görülmektedir. Benzetim işlemi sonucunda elde edilen tepki kuvveti verileri ile kuvvet platformu tarafından ölçülen yer tepki kuvvetleri arasında oluşan farklılıkların başlıca sebepleri aşağıda belirtilmiştir:

- a) Uzuvarların katı cisimler olarak kabul edilerek yumuşak doku hareketlerinin göz ardı edilmesi,
- b) Yer tepki kuvvetinin ayakucu noktasında oluştuğunun varsayılması,
- c) Antropometrik parametrelerin belirlenmesinde kullanılan yöntemlerin deneğin özelliklerini temsil edebilme durumu,
- d) Görüntülerin sayısallaştırılması amacıyla MATLAB ortamında oluşturulan programın hassasiyeti.

İnsan hareketlerinin SimMechanics yazılımı kullanılarak gerçekleştirilen dinamik analizleri, karmaşık hareket denklemlerine ihtiyaç duyulmaksızın hızlı bir şekilde yapılabilmektedir. Ayrıca SimMechanics'in sunduğu kolaylıklar sayesinde modelde değişiklikler yapılmak suretiyle esnek analizler gerçekleştirilebilir. Bu çalışmada yer tepki kuvvetlerinin karşılaştırılması yapılmış ve modelin doğruluğu kontrol edilmiştir. Ardından, doğrudan ölçülemeyen ancak bir takım yaklaşımlarla hesaplanabilen eklem momentleri tespit edilmiştir. Bu çalışmada yer verilmemesine

rağmen SimMechanics yazılımının sunduğu olanaklarla eklemlerde oluşan dikey ve yatay kuvvetler kolaylıkla hesaplanabilmektedir.

İki boyutlu hareketlerin analiz edilmesinde, görüntülerin tek kamerayla izlenmesinin yeterli olduğu anlaşılmıştır. Ayrıca görüntülerin sayısallaştırılması işlemi için MATLAB yazılımında geliştirilen kodların başarılı sonuçlar verdiği görülmektedir. Daha karmaşık ve daha fazla sayıda uzuvdan oluşan hareketlerin incelenmesi sırasında hareket analizleri için geliştirilmiş ticari yazılımlardan ve görüntü işleme sistemlerinden yararlanılabilir.

Bu çalışmanın ardından gerçekleştirilecek ileriki çalışmaların başında insan vücudunun 3 boyutlu olarak modellenmesi gelmektedir. SimMechanics yazılımının sunduğu farklı araçlar kullanılarak 3 boyutlu modeller oluşturulabilir. Daha fazla sayıda kamera ve hareket analizi yazılımları kullanılarak simülasyon işlemi hassas bir şekilde gerçekleştirilebilir.

Kuvvet platformu tarafından ölçülen yer tepki kuvvetleri, SimMechanics yazılımında oluşturulan modelin simülasyonu sonucunda hesaplanan kuvvetlerle karşılaştırılmış ve yakın sonuçların elde edildiği görülmüştür. Hareket analizi işleminden elde edilen konum verileri, Bölüm 3'de bahsedilen (Bkz. 3.4.2), insan hareketlerinin biyomekaniksel analizlerini gerçekleştiren yazılımlardan birine yüklenerek simülasyon işlemi gerçekleştirilebilir. Bu işlem sonucunda elde edilen eklem momentleri verileri ile SimMechanics yazılımından elde edilen veriler karşılaştırılarak oluşturulan modelin doğruluğu daha açık bir şekilde ölçülebilir.

Bu tez çalışmasında dinamik analizler gerçekleştirilirken ters dinamik yöntem (inverse dynamics) kullanılmıştır. Bilinen bir hareket sonucunda oluşan kuvvet ve momentler hesaplanmıştır. Gelecek çalışma olarak ileri dinamik yöntem (forward dynamics) kullanılarak vücuda etkiyen kuvvet ve momentlerin değiştirilmesiyle vücudun nasıl bir hareket sergileyeceği incelenebilir. Bu işlem için yine SimMechanics yazılımından faydalanılabilir. Oluşturulacak modele bir takım hareket sınırlamaları eklenerek insan vücudunun doğasına aykırı hareketlerin oluşması engellenebilir.

Hareket analizinden elde edilen konum verileri ve simülasyonlar sonucunda hesaplanan kuvvet ve moment verileri kullanılarak protez ve ortez tasarımı çalışmalarında bulunulabilir. Ayrıca SimMechanics yazılımı kullanılarak hesaplanan dikey ve yatay yöndeki eklem kuvvetleri, kemiklere yönelik mukavemet çalışmalarında kullanılabilir. Bir diğer çalışma olarak, antropometrik özelliklerin belirlenmesinde bilgisayar yazılımlarından faydalanmak gösterilebilir.

KAYNAKLAR

- ACAR, M., İki ayaklı yürüme hareketinin modellenmesi ve kontrolü, Y. Lisans tezi, İ.T.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Bölümü, 2007.
- ALEXANDER, R., M., Simple models of human movement, *Appl Mech*, 48, 461-470, 1995.
- AMCA, A., M., HARBİLİ, E., ARITAN, S., Koparma kaldırışının biyomekanik analizi için mekanik model geliştirilmesi, *Hacettepe Spor Bilimleri Dergisi*, 21, 1, 21-29, 2010.
- BOBBERT, M., F., SCHAMHARDT, H., C., NIGG, B., M., Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data, *J. Biomechanics*, 24, 12, 1095-1105, 1991.
- CAVANAGH, P., R., MARIO, A., L., Ground reaction forces in distance running, *J. Biomechanics*, 13, 397-406, 1980.
- CHANDLER, R., F., CLAUSER, C., E., MCCONVILLE, J., T., REYNOLDS, H., M., YOUNG, J., W., Investigation of inertial properties of the human body, Aerospace Medical Research Laboratory, DOT-HS-017-2-315-1A, 1-162, Washington D.C., 1975.
- CHIARI, L., CROCE, U., D., LEARDINI, A., CAPPOZZO, A., Human movement analysis using stereophotogrammetry part 2: Instrumental errors, *Gait and Posture*, 21, 197-211, 2004.
- ÇİVEK, E., Comparison of kinematic results between METU-KISS & Ankara University-Vicon gait analysis systems, Y. Lisans Tezi, O.D.T.Ü., Makina Mühendisliği Bölümü, 2006.
- ÇETİN, H., N., Biomekanik, Hakan Basın Yayın Dağıtım, 3, Ankara, 2011.
- ÇİLLİ, M., İnsan hareketinin modellenmesi ve benzeşiminde temel bileşenler analizi yönteminin kullanılması, Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2007.
- DAUMAS, B., XU, W., L., BRONLUND, J., Jaw mechanism modeling and simulation, *Mechanism and Machine Theory*, 40, 821-833, 2005.
- DRAKE, R., L., VOGL, W., MITCHELL, A., W., M., Gray's anatomy for students, Churchill Livingstone Elsevier, Canada, 2004.

ENOKA, R., M., Neuromechanics of human movement, 3rd edition, Human Kinetics, USA, 2002.

ERİŞÖZ, T., KURUL, G., ŞAŞMAZ, İ., ÖKTEN, K., H., Anatomi, T.C. Sağlık Bakanlığı Ortopedi Teknisyen Okulu, İstanbul, 1994.

FRANCHI, D., MAURIZU, A., PLACIDI, G., A numerical hand model for a virtual glove rehabilitation system, International Workshop on Medical Measurement and Applications, Italy, 41-44, 2009.

FUNG, Y., C., Biomechanics: motion, flow, stress, and growth, Springer-Verlag, 1, New York, 1990.

GLEASON, M., W., Shock and awe: the performance dimension of Galen's anatomy demonstrations, Stanford University, Version 5, 1-30, 2007.

GORDON, D., ROBERTSON, E., CALDWELL, G., E., HAMILL, J., KAMEN, G., WHITTLESEY, S., N., Research methods in biomechanics, Human Kinetics, USA, 2004.

HAJNY, O., FARKASOVA, B., A study of gait and posture with the use of cyclograms, Acta Polytechnica, 50, 4, 48-51, 2010.

HAMILL, J., KNUTZEN, K., M., Biomechanical basis of human movement, 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, China, 2009.

HANAVAN, E., P., A mathematical model of the human body, United States Air Force, AD 608468, 1-73, USA, 1964.

HANG, S., ZHAOLI, M., Kinematics simulation of sit to stand based on SimMechanics, International Conference on Future Computer Science and Education, China, 59-61, 2011.

HARBİLİ, E., ARITAN, S., Elit haltercilerde koparma tekniğinin karşılaştırmalı biyomekanik analizi, Hacettepe Spor Bilimleri Dergisi, 16, 3, 124-134, 2006.

HATZE, H., Neuromusculoskeletal control systems modeling – a critical survey of recent developments, IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATIC CONTROL, AC-25, 3, 1980.

HERNANDEZ-SANTOS, C., SOTO, R., RODRIGUEZ, E., Design and dynamic modeling of humanoid biped robot e-Robot, Electronics Robotics and Automotive Conference, 191-196, 2011.

HILL, P., HERBERT S., Eadweard Muybridge and the Kingston Museum bequest, Film History, 10, 98-107, 1998.

<http://eliot84.wordpress.com/> (Erişim tarihi: Şubat 2012)

<http://www.anybodytech.com/> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

<http://www.deutsches-museum.de> (Erişim tarihi: şubat 2012)

<http://www.grupotomasyon.com.tr> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

<http://www.lifemodeler.com/> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

<http://www.mssoftware.com/> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

<http://nmb.stanford.edu/index.htm> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

<http://www.tass-safe.com/en/home> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

<http://www.tass-safe.com/en/products/madymo> (Erişim tarihi: Nisan 2012)

HUBBARD, M., HIBBARD, R., L., YEADON, M., R., KOMOR, A., A multisegment dynamic model of ski jumping, *INTERNATIONAL JOURNAL OF SPORT BIOMECHANICS*, 5, 258-274, 1989.

İNAL, H., S., Spor biyomekaniği temel prensipler, Nobel Yayın Dağıtım, 1-2, Ankara, 2004.

JAMSHIDI, N., ROSTAMI, M., NAJARIAN, S., SAADATNIA, M., FIROOZ S., Modelling of human walking to optimise the function of ankle-foot orthosis in Guillan-Barre patients with drop foot, *Singapore Med J*, 50, 4, 412-417, 2009.

KAILAI, W., TAGAWA, Y., SHIBA, N., Simulation of human body motion under the condition of weightlessness, *International Joint Conference*, Japan, 3835-3839, 2009.

KAPTI, A., O., İnsan alt ekstremitesinin incelenmesi ve aktif diz üstü protezi tasarımı, Doktora tezi, İ.T.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, 2001.

LEE, K., CAD systems for human –centered design, *Computer-Aided Design & Applications*, 3, 5, 615-628, 2006.

MARGARET, K., Y., M., ORON, L., JOSEPH, M., CHRISTINA, W., Y., H., Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease, *Clinical Biomechanics*, 18, 197-206, 2003.

MARTIN, R., B., BURR, D., B., SHARKEY, N., A., Skeletal tissue mechanics, Springer-Verlag, New York, 1998.

MEHMOOD, A., CAMESCASSE, B., OUEZDOU, F., B., CHENG, G., Simulation and design of 3-DOF eye mechanism using Listing's Law, *International Conference on Humanoid Robots*, Korea, 429-434, 2008.

MURRAY, P., DROUGHT, A., B., KORY, R., C., Walking patterns of normal

man, THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY, 46-A, 2, 335-360, 1964.

NANDY, K., Identification of human walking patterns using 3-D dynamic modeling, Y. Lisans tezi, University of Maryland, Department of Electrical And Computer Engineering, 2006.

ODAR, İ., V., Anatomi ders kitabı, Birinci cilt, Hacettepe Taş Kitapçılık, 1-274, Ankara, 1986.

REVERON, R., R., Andreas Vesalius (1514-1564). Fundador de la anatomia humana moderna, Int. J. Morphol., 25, 4, 847-850, 2007.

SimMechanics User's Guide, The Math Works Inc., 1-846, 2008.

SON, W., KIM, K., AMATO, N., M., TRINKLE, J., C., A generalized framework for interactive dynamic simulation for multi rigid bodies, IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS-PART B: CYBERNETICS, 34, 2, 912-924, 2004.

TAŞDEMİR, Ş., ÜRKMEZ, A., YAKAR, M., İNAL, Ş., Sayısal görüntü analiz işleminde kamera kalibrasyon parametrelerinin belirlenmesi, 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu, Karabük, 87-92, 2009.

TÖZEREN, A., Human body dynamics classical mechanics and human movement, Springer-Verlag, New York, 2000.

WANG, L., DENG, Z., ZHANG, L., MENG, Q., Analysis of assistant robotic leg on MATLAB, International Conference on Mechatronics and Automation, China, 1092-1096, 2006.

WINDER, S., B., ESPOSITO, J., M., Modeling and control of an upper-body exoskeleton, 40th Southeastern Symposium on System Theory, USA, 263-268, 2008.

WINTER, D., A., Biomechanics and motor control of human movement, 2nd Edition, John Wiley & Sons, Canada, 1990.

YAVUZER, G., The use of computerized gait analysis in the assessment of neuromusculoskeletal disorders, Journal of Physical Medicine and Rehabilitation Sciences, 10, 2, 043-045, 2007.

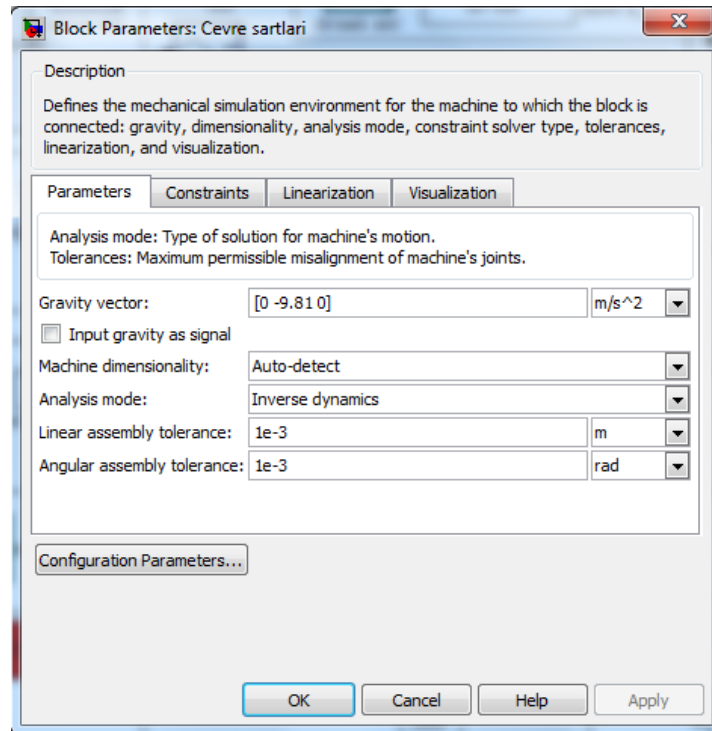
YILDIRIM, M., Tıp Fakültesi öğrencileri için Gray's anatomi, Güneş Kitabevi, 2-11: 468-604: 608-745: 748-762, Ankara, 2007.

ZATSIORSKY V., M., Kinetics of human motion, Human Kinetics, USA, 2007.

EKLER

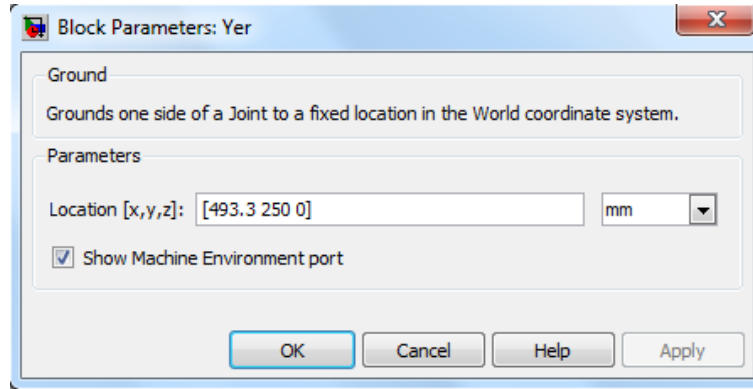
Ek A. SimMechanics Yazılımında Oluşturulan Modelin Blok Parametreleri

Ek A.1



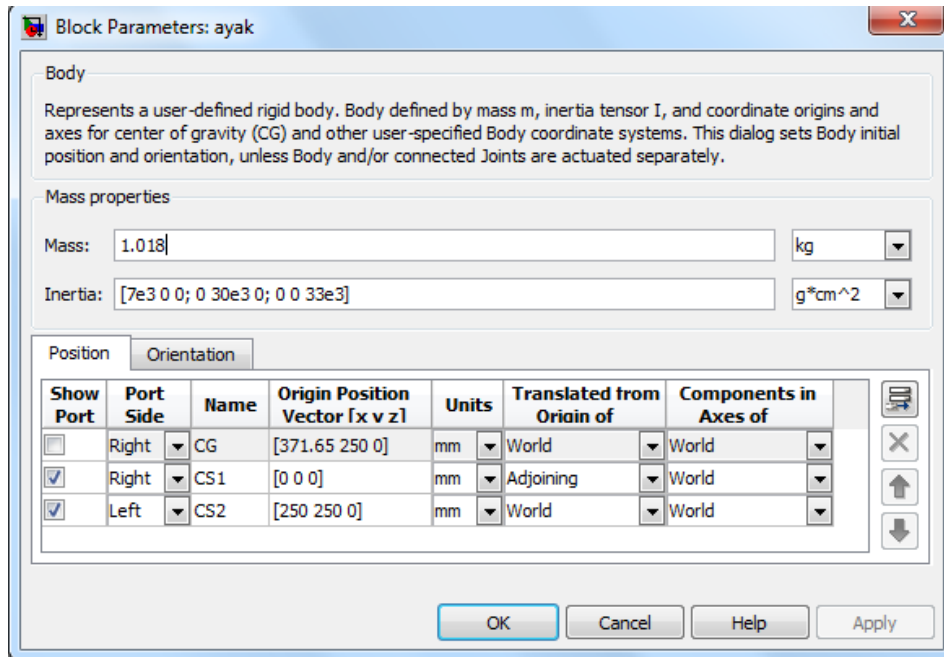
Şekil A.1. Çevre şartlarının parametreleri

Ek A.2



Şekil A.2. Yer parametreleri

Ek A.3



Şekil A.3. Ayak parametreleri

Ek A.4

Block Parameters: bacak

Body

Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass m , inertia tensor I , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately.

Mass properties

Mass: 3.264 kg

Inertia: [392e3 0 0; 0 29e3 0; 0 0 391e3] g*cm²

Position Orientation

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x v z]	Units	Translated from Origin of	Components in Axes of
<input type="checkbox"/>	Bottom	CG	[250 462.8 0]	mm	World	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Bottom	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Top	CS2	[250 625.3 0]	mm	World	World

OK Cancel Help Apply

Şekil A.4. Bacak parametreleri

Ek A.5

Block Parameters: uyluk

Body

Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass m , inertia tensor I , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately.

Mass properties

Mass: 7.02 kg

Inertia: [1157e3 0 0; 0 224e3 0; 0 0 1137e3] g*cm²

Position Orientation

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x v z]	Units	Translated from Origin of	Components in Axes of
<input type="checkbox"/>	Bottom	CG	[250 885.07 0]	mm	World	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Bottom	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Top	CS2	[250 1083.5 0]	mm	World	World

OK Cancel Help Apply

Şekil A.5. Uyluk parametreleri

Ek A.6

Block Parameters: govde

Body
Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass m , inertia tensor I , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately.

Mass properties

Mass: kg

Inertia: g*cm²

Position **Orientation**

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x v z]	Units	Translated from Oriain of	Components in Axes of
<input type="checkbox"/>	Bottom	CG	[250 1419.02 0]	mm	World	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Bottom	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Top	CS2	[250 1747.9 0]	mm	World	World

OK Cancel Help Apply

Şekil A.6. Gövde parametreleri

Ek A.7

Block Parameters: kol

Body
Represents a user-defined rigid body. Body defined by mass m , inertia tensor I , and coordinate origins and axes for center of gravity (CG) and other user-specified Body coordinate systems. This dialog sets Body initial position and orientation, unless Body and/or connected Joints are actuated separately.

Mass properties

Mass: kg

Inertia: g*cm²

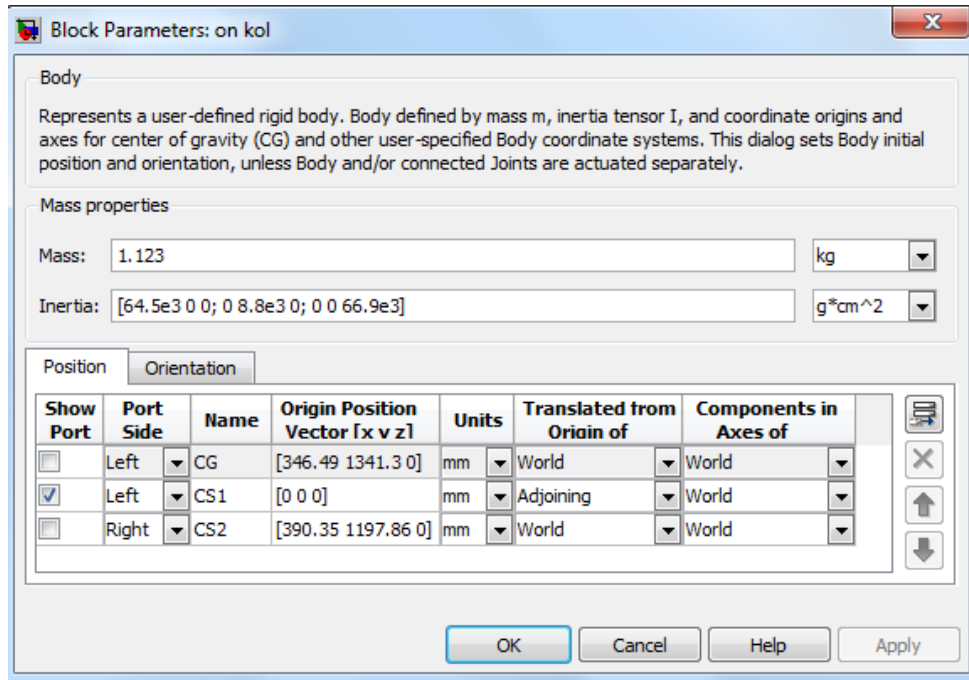
Position **Orientation**

Show Port	Port Side	Name	Origin Position Vector [x v z]	Units	Translated from Oriain of	Components in Axes of
<input type="checkbox"/>	Left	CG	[277.65 1617.8 0]	mm	World	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Left	CS1	[0 0 0]	mm	Adjoining	World
<input checked="" type="checkbox"/>	Right	CS2	[313.45 1449.37 0]	mm	World	World

OK Cancel Help Apply

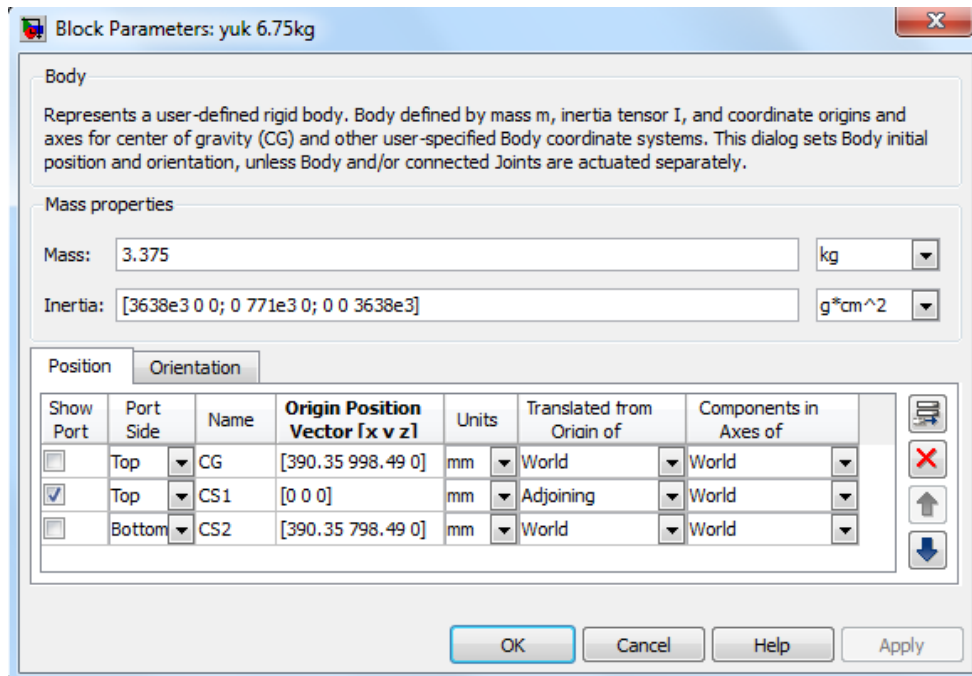
Şekil A.7. Kol parametreleri

Ek A.8



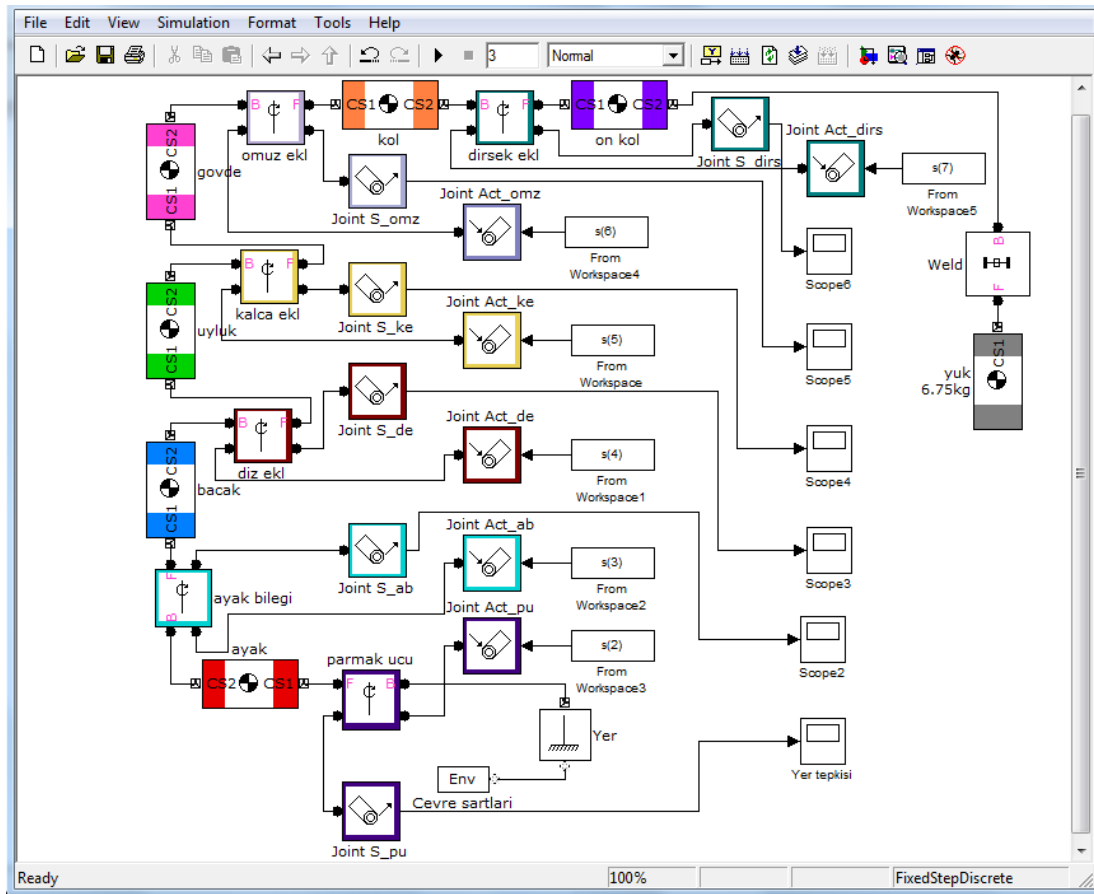
Şekil A.8. Ön kol parametreleri

Ek A.9

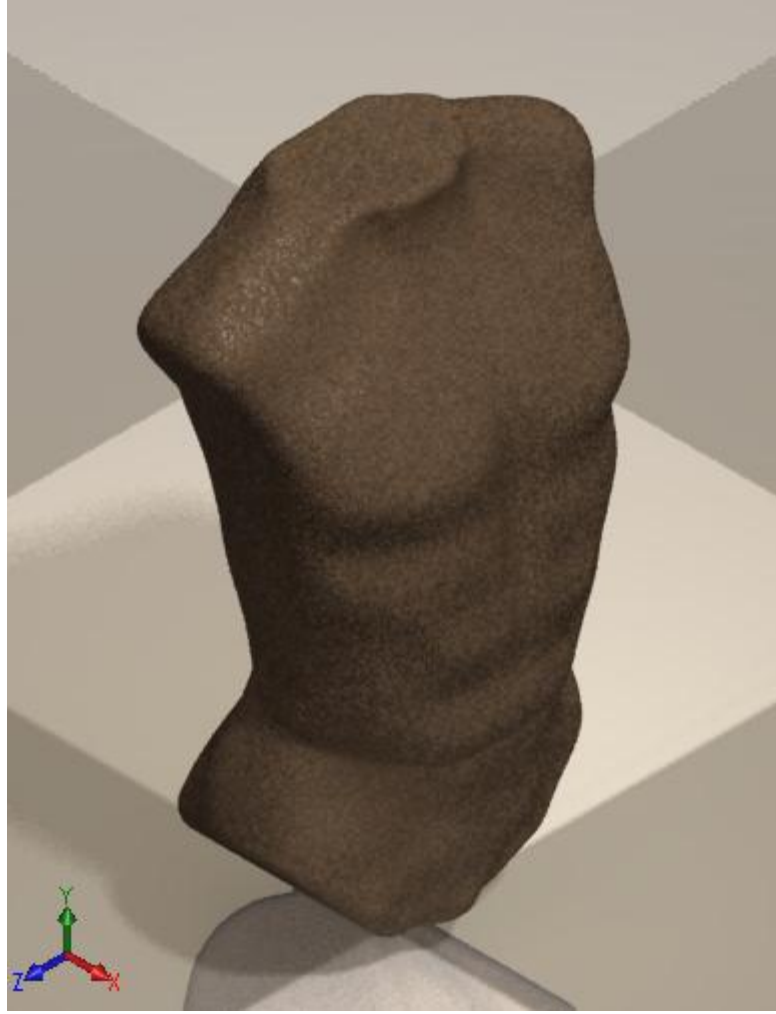


Şekil A.9. Yük parametreleri

Ek A.10



Şekil A.10. SimMechanics modeline yükün eklenmesi

Ek B

Şekil B. Gövdenin CAD modeli

Ek C. 20 cm Yükseklikten Kalkış Hareketine Ait Konum Verileri

Ek C.1

Tablo C.1. İşaretleyicilerin X eksenindeki piksel cinsinden konumları

Görüntü karesi	Parmak ucu	Ayak bileği	Diz	Kalça	Omuz	Dirsek	El bileği
1	394,26	353,95	376,78	296,2	320,36	352,6	394,25
2	394,6	353,79	376,47	296,3	320,32	352,79	394,26
3	394,93	353,63	376,18	296,38	320,28	352,97	394,26
4	395,21	353,5	375,92	296,46	320,24	353,12	394,27
5	395,44	353,4	375,72	296,53	320,22	353,24	394,28
6	395,62	353,33	375,58	296,57	320,2	353,34	394,29
7	395,74	353,29	375,5	296,6	320,19	353,41	394,3
8	395,82	353,27	375,47	296,62	320,19	353,47	394,32
9	395,87	353,26	375,47	296,62	320,2	353,52	394,33
10	395,88	353,27	375,5	296,62	320,22	353,56	394,35
11	395,88	353,29	375,53	296,61	320,25	353,6	394,36
12	395,86	353,32	375,57	296,59	320,28	353,62	394,38
13	395,84	353,36	375,6	296,58	320,31	353,64	394,4
14	395,83	353,4	375,62	296,58	320,34	353,66	394,41
15	395,81	353,45	375,63	296,57	320,36	353,67	394,43
16	395,8	353,5	375,64	296,57	320,38	353,68	394,44
17	395,81	353,55	375,65	296,58	320,39	353,69	394,44
18	395,82	353,59	375,66	296,59	320,4	353,69	394,45
19	395,83	353,62	375,66	296,61	320,4	353,7	394,45
20	395,85	353,64	375,66	296,63	320,4	353,7	394,45
21	395,86	353,64	375,66	296,66	320,39	353,7	394,45
22	395,86	353,63	375,65	296,68	320,39	353,71	394,44
23	395,85	353,6	375,64	296,7	320,39	353,73	394,44
24	395,84	353,56	375,63	296,72	320,39	353,75	394,44
25	395,83	353,51	375,63	296,73	320,41	353,78	394,44
26	395,81	353,46	375,63	296,75	320,43	353,81	394,44
27	395,8	353,43	375,63	296,76	320,45	353,84	394,45
28	395,78	353,39	375,65	296,76	320,47	353,87	394,46
29	395,76	353,38	375,66	296,76	320,48	353,89	394,46
30	395,74	353,37	375,67	296,76	320,49	353,9	394,46
31	395,72	353,38	375,68	296,76	320,49	353,91	394,47
32	395,71	353,4	375,69	296,76	320,49	353,91	394,47
33	395,7	353,43	375,71	296,76	320,49	353,92	394,47
34	395,7	353,46	375,73	296,76	320,49	353,93	394,48
35	395,71	353,48	375,75	296,75	320,49	353,95	394,48
36	395,72	353,5	375,78	296,75	320,49	353,98	394,49
37	395,73	353,52	375,8	296,75	320,49	354	394,49
38	395,74	353,53	375,82	296,76	320,49	354,02	394,5

39	395,75	353,53	375,83	296,77	320,49	354,04	394,5
40	395,76	353,53	375,84	296,78	320,49	354,06	394,5
41	395,76	353,53	375,84	296,8	320,5	354,07	394,5
42	395,76	353,53	375,84	296,82	320,5	354,09	394,51
43	395,76	353,54	375,84	296,83	320,51	354,1	394,51
44	395,77	353,56	375,84	296,84	320,52	354,1	394,51
45	395,77	353,57	375,84	296,85	320,53	354,1	394,51
46	395,78	353,58	375,84	296,85	320,55	354,09	394,51
47	395,79	353,58	375,84	296,85	320,56	354,09	394,51
48	395,79	353,57	375,84	296,85	320,57	354,07	394,51
49	395,79	353,55	375,83	296,84	320,58	354,05	394,51
50	395,78	353,52	375,82	296,83	320,58	354,03	394,51
51	395,78	353,5	375,8	296,82	320,58	354,01	394,51
52	395,78	353,48	375,77	296,81	320,58	353,99	394,5
53	395,78	353,47	375,74	296,81	320,58	353,98	394,5
54	395,79	353,46	375,72	296,82	320,57	353,98	394,5
55	395,8	353,46	375,69	296,84	320,57	353,98	394,5
56	395,82	353,47	375,68	296,85	320,56	353,99	394,5
57	395,83	353,49	375,68	296,86	320,56	353,99	394,5
58	395,84	353,51	375,68	296,88	320,56	353,99	394,5
59	395,85	353,53	375,69	296,89	320,56	353,99	394,51
60	395,85	353,55	375,7	296,91	320,57	353,99	394,51
61	395,85	353,57	375,71	296,92	320,58	353,99	394,52
62	395,85	353,58	375,72	296,92	320,6	353,98	394,53
63	395,85	353,58	375,72	296,92	320,61	353,97	394,54
64	395,85	353,59	375,72	296,91	320,62	353,96	394,54
65	395,86	353,59	375,71	296,9	320,62	353,95	394,54
66	395,86	353,6	375,69	296,88	320,62	353,95	394,54
67	395,87	353,61	375,68	296,87	320,61	353,94	394,54
68	395,87	353,63	375,67	296,85	320,59	353,95	394,54
69	395,87	353,64	375,67	296,83	320,58	353,96	394,53
70	395,87	353,65	375,68	296,82	320,56	353,98	394,52
71	395,87	353,64	375,71	296,81	320,56	354,01	394,52
72	395,86	353,61	375,74	296,8	320,55	354,04	394,51
73	395,84	353,57	375,78	296,79	320,55	354,07	394,5
74	395,82	353,52	375,81	296,79	320,56	354,1	394,5
75	395,79	353,46	375,85	296,79	320,57	354,12	394,5
76	395,76	353,39	375,88	296,8	320,59	354,14	394,5
77	395,74	353,34	375,91	296,81	320,61	354,16	394,5
78	395,71	353,3	375,92	296,83	320,63	354,17	394,51
79	395,7	353,29	375,93	296,84	320,66	354,18	394,52
80	395,68	353,3	375,93	296,85	320,68	354,19	394,53
81	395,67	353,32	375,93	296,85	320,71	354,2	394,54
82	395,66	353,36	375,93	296,85	320,74	354,21	394,55
83	395,66	353,4	375,92	296,85	320,77	354,23	394,56

84	395,66	353,45	375,91	296,85	320,79	354,24	394,57
85	395,66	353,49	375,9	296,87	320,81	354,26	394,58
86	395,68	353,53	375,89	296,89	320,81	354,27	394,59
87	395,71	353,56	375,89	296,92	320,81	354,27	394,58
88	395,74	353,6	375,88	296,96	320,8	354,26	394,58
89	395,78	353,64	375,87	297,01	320,78	354,23	394,56
90	395,82	353,68	375,84	297,05	320,75	354,2	394,54
91	395,85	353,7	375,82	297,1	320,73	354,16	394,51
92	395,88	353,72	375,79	297,14	320,72	354,12	394,47
93	395,9	353,74	375,76	297,17	320,72	354,08	394,44
94	395,91	353,75	375,72	297,19	320,74	354,05	394,4
95	395,93	353,76	375,68	297,19	320,79	354,03	394,38
96	395,93	353,76	375,63	297,19	320,87	354,05	394,38
97	395,92	353,74	375,58	297,18	321	354,12	394,42
98	395,91	353,7	375,54	297,15	321,19	354,27	394,52
99	395,89	353,66	375,49	297,11	321,46	354,51	394,69
100	395,87	353,62	375,45	297,08	321,8	354,86	394,96
101	395,84	353,59	375,42	297,04	322,26	355,34	395,35
102	395,82	353,56	375,41	297,02	322,82	355,95	395,88
103	395,8	353,54	375,41	297,02	323,51	356,7	396,55
104	395,78	353,53	375,44	297,05	324,33	357,57	397,35
105	395,75	353,53	375,5	297,13	325,28	358,55	398,27
106	395,72	353,53	375,6	297,26	326,34	359,62	399,29
107	395,7	353,54	375,73	297,44	327,51	360,77	400,38
108	395,69	353,55	375,9	297,67	328,78	361,98	401,52
109	395,69	353,57	376,1	297,96	330,12	363,23	402,68
110	395,7	353,59	376,33	298,28	331,51	364,5	403,84
111	395,72	353,62	376,58	298,64	332,94	365,77	404,97
112	395,75	353,66	376,85	299,01	334,39	367,03	406,06
113	395,77	353,7	377,12	299,39	335,84	368,27	407,11
114	395,8	353,75	377,38	299,75	337,27	369,5	408,13
115	395,83	353,8	377,62	300,09	338,69	370,71	409,14
116	395,86	353,85	377,83	300,38	340,08	371,93	410,15
117	395,9	353,9	378	300,63	341,45	373,15	411,2
118	395,93	353,95	378,12	300,82	342,8	374,4	412,31
119	395,96	353,97	378,19	300,96	344,15	375,69	413,49
120	395,97	353,97	378,22	301,04	345,52	377,03	414,76
121	395,95	353,95	378,21	301,07	346,93	378,45	416,14
122	395,91	353,88	378,19	301,07	348,39	379,96	417,64
123	395,84	353,79	378,15	301,06	349,91	381,56	419,27
124	395,76	353,68	378,13	301,08	351,49	383,27	421,02
125	395,66	353,56	378,14	301,16	353,13	385,05	422,86
126	395,57	353,44	378,2	301,33	354,81	386,89	424,77
127	395,48	353,35	378,35	301,6	356,5	388,75	426,7
128	395,4	353,29	378,61	302	358,2	390,6	428,6

129	395,33	353,26	379,02	302,53	359,84	392,37	430,41
130	395,28	353,29	379,57	303,19	361,42	394,03	432,09
131	395,25	353,35	380,29	303,96	362,88	395,52	433,56
132	395,25	353,45	381,15	304,85	364,22	396,8	434,79
133	395,26	353,58	382,15	305,84	365,41	397,86	435,73
134	395,29	353,72	383,26	306,91	366,44	398,68	436,39
135	395,33	353,86	384,44	308,05	367,33	399,26	436,75
136	395,37	353,99	385,65	309,24	368,09	399,6	436,83
137	395,42	354,11	386,84	310,46	368,74	399,72	436,65
138	395,47	354,2	387,99	311,69	369,31	399,64	436,23
139	395,51	354,27	389,04	312,91	369,8	399,4	435,6
140	395,56	354,32	389,97	314,11	370,25	399,02	434,79
141	395,6	354,36	390,76	315,28	370,65	398,53	433,83
142	395,64	354,38	391,39	316,39	371,02	397,96	432,74
143	395,67	354,39	391,86	317,44	371,36	397,31	431,55
144	395,7	354,4	392,17	318,44	371,68	396,61	430,29
145	395,72	354,41	392,31	319,38	371,95	395,86	428,97
146	395,72	354,42	392,3	320,27	372,18	395,09	427,63
147	395,72	354,43	392,14	321,14	372,36	394,29	426,27
148	395,71	354,43	391,84	322,01	372,5	393,49	424,92
149	395,68	354,43	391,4	322,9	372,58	392,69	423,59
150	395,66	354,43	390,85	323,83	372,61	391,9	422,29
151	395,62	354,42	390,2	324,81	372,59	391,12	421,03
152	395,59	354,4	389,45	325,86	372,53	390,36	419,83
153	395,56	354,37	388,63	326,99	372,42	389,61	418,69
154	395,53	354,34	387,74	328,19	372,27	388,87	417,61
155	395,53	354,29	386,79	329,47	372,07	388,15	416,6
156	395,53	354,25	385,81	330,83	371,83	387,44	415,65
157	395,54	354,21	384,79	332,27	371,54	386,74	414,77
158	395,56	354,16	383,75	333,77	371,22	386,07	413,94
159	395,59	354,08	382,68	335,33	370,86	385,41	413,17
160	395,62	353,96	381,59	336,94	370,45	384,76	412,44
161	395,66	353,8	380,48	338,59	370	384,1	411,74
162	395,7	353,62	379,35	340,26	369,49	383,43	411,06
163	395,73	353,42	378,21	341,94	368,93	382,76	410,41
164	395,75	353,23	377,06	343,59	368,33	382,09	409,77
165	395,78	353,04	375,93	345,22	367,7	381,42	409,14
166	395,8	352,88	374,82	346,8	367,05	380,75	408,54
167	395,83	352,73	373,76	348,32	366,38	380,09	407,95
168	395,86	352,61	372,75	349,78	365,73	379,44	407,36
169	395,89	352,52	371,82	351,15	365,09	378,81	406,78
170	395,92	352,45	370,98	352,45	364,48	378,2	406,19
171	395,94	352,41	370,22	353,65	363,89	377,62	405,58
172	395,96	352,38	369,57	354,78	363,32	377,06	404,95
173	395,98	352,36	369	355,84	362,78	376,54	404,29

174	395,99	352,36	368,51	356,83	362,3	376,06	403,6
175	396	352,36	368,1	357,75	361,86	375,64	402,87
176	396,01	352,36	367,76	358,61	361,5	375,26	402,11
177	396,02	352,38	367,47	359,4	361,22	374,94	401,33
178	396,03	352,39	367,24	360,13	361,01	374,67	400,53
179	396,05	352,41	367,06	360,79	360,88	374,44	399,74
180	396,06	352,44	366,94	361,38	360,8	374,24	398,98
181	396,07	352,46	366,87	361,9	360,76	374,05	398,26
182	396,08	352,48	366,86	362,35	360,76	373,88	397,59
183	396,07	352,5	366,91	362,74	360,79	373,7	396,99
184	396,05	352,5	367	363,07	360,83	373,53	396,46
185	396,02	352,49	367,12	363,34	360,89	373,37	395,99
186	396	352,47	367,26	363,55	360,94	373,21	395,59
187	395,99	352,45	367,41	363,71	360,98	373,06	395,24
188	395,99	352,43	367,54	363,82	361,01	372,92	394,96
189	396	352,41	367,64	363,87	361,03	372,81	394,73
190	396,02	352,4	367,71	363,87	361,05	372,71	394,57
191	396,03	352,39	367,74	363,83	361,05	372,65	394,47
192	396,04	352,38	367,73	363,75	361,04	372,6	394,42
193	396,04	352,37	367,69	363,64	361,03	372,57	394,42
194	396,04	352,37	367,62	363,5	361,03	372,57	394,47
195	396,04	352,36	367,53	363,34	361,03	372,58	394,57
196	396,03	352,35	367,44	363,16	361,04	372,6	394,71
197	396,04	352,36	367,36	362,97	361,06	372,63	394,89
198	396,06	352,39	367,29	362,79	361,09	372,68	395,1
199	396,11	352,44	367,25	362,62	361,12	372,73	395,33
200	396,18	352,5	367,22	362,47	361,16	372,78	395,57

Ek C.2

Tablo C.2. İşaretleyicilerin Y eksenindeki piksel cinsinden konumları

Görüntü karesi	Parmak ucu	Ayak bileği	Diz	Kalça	Omuz	Dirsek	El bileği
1	87,19	87,19	191,95	179,87	300,76	237,63	206,72
2	87,01	88,14	192,31	179,75	301,47	238,06	207
3	86,85	89,03	192,64	179,64	302,12	238,48	207,26
4	86,73	89,8	192,94	179,55	302,69	238,84	207,47
5	86,63	90,43	193,18	179,48	303,15	239,13	207,62
6	86,58	90,89	193,37	179,42	303,49	239,36	207,73
7	86,54	91,2	193,51	179,38	303,73	239,51	207,79
8	86,53	91,39	193,6	179,35	303,88	239,61	207,82
9	86,51	91,48	193,66	179,33	303,97	239,66	207,85
10	86,5	91,5	193,68	179,31	304	239,68	207,86
11	86,49	91,48	193,67	179,29	303,99	239,68	207,88
12	86,48	91,43	193,65	179,27	303,96	239,66	207,89
13	86,48	91,39	193,62	179,26	303,93	239,63	207,9
14	86,49	91,34	193,6	179,26	303,89	239,6	207,91
15	86,51	91,31	193,58	179,27	303,86	239,58	207,92
16	86,53	91,29	193,56	179,27	303,84	239,55	207,92
17	86,57	91,27	193,54	179,28	303,82	239,52	207,92
18	86,6	91,26	193,53	179,29	303,82	239,5	207,92
19	86,63	91,26	193,52	179,29	303,82	239,48	207,92
20	86,65	91,25	193,52	179,29	303,84	239,46	207,92
21	86,66	91,25	193,53	179,29	303,86	239,45	207,93
22	86,65	91,24	193,54	179,28	303,9	239,43	207,94
23	86,62	91,23	193,56	179,27	303,93	239,42	207,95
24	86,59	91,23	193,58	179,26	303,97	239,41	207,96
25	86,54	91,23	193,59	179,25	304,01	239,41	207,96
26	86,49	91,23	193,6	179,25	304,03	239,41	207,96
27	86,44	91,24	193,59	179,24	304,04	239,4	207,96
28	86,4	91,24	193,57	179,24	304,04	239,4	207,94
29	86,38	91,25	193,55	179,23	304,03	239,39	207,92
30	86,38	91,26	193,51	179,22	304,01	239,38	207,9
31	86,4	91,27	193,48	179,21	303,99	239,36	207,88
32	86,43	91,27	193,44	179,2	303,95	239,35	207,86
33	86,47	91,28	193,41	179,2	303,92	239,34	207,84
34	86,51	91,28	193,38	179,2	303,88	239,34	207,82
35	86,54	91,28	193,35	179,2	303,84	239,35	207,81
36	86,56	91,28	193,33	179,21	303,81	239,36	207,79
37	86,57	91,28	193,33	179,23	303,79	239,37	207,78
38	86,57	91,28	193,33	179,25	303,77	239,39	207,77
39	86,55	91,28	193,35	179,27	303,76	239,41	207,77
40	86,54	91,28	193,38	179,28	303,75	239,42	207,77
41	86,52	91,29	193,41	179,3	303,76	239,44	207,77

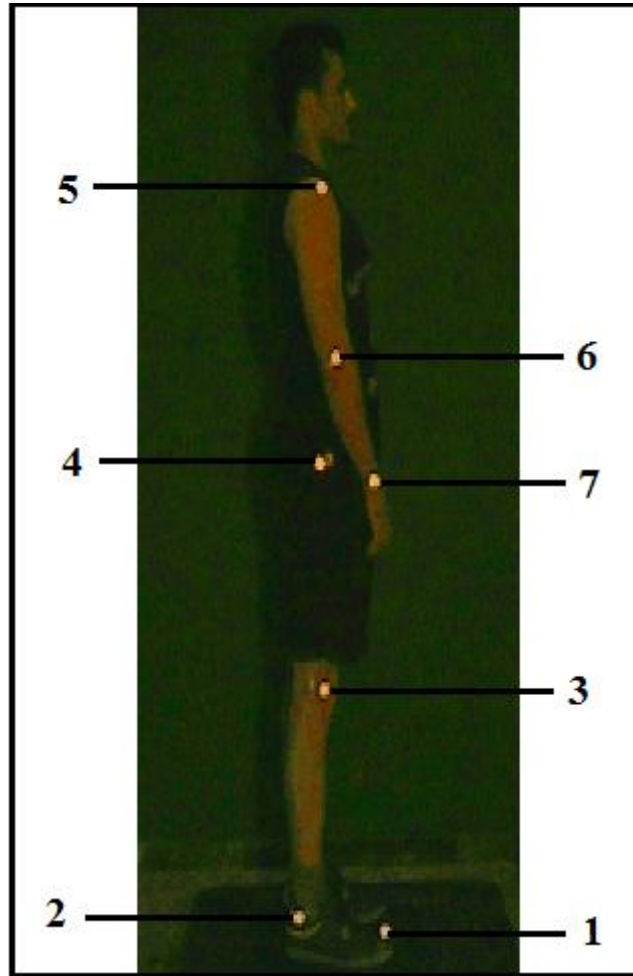
42	86,5	91,29	193,45	179,3	303,78	239,46	207,78
43	86,48	91,3	193,49	179,31	303,8	239,48	207,79
44	86,47	91,31	193,53	179,31	303,83	239,52	207,8
45	86,46	91,32	193,56	179,31	303,87	239,55	207,82
46	86,45	91,32	193,58	179,31	303,91	239,59	207,83
47	86,45	91,32	193,59	179,31	303,95	239,61	207,84
48	86,44	91,31	193,59	179,31	303,98	239,63	207,86
49	86,43	91,3	193,6	179,31	304,01	239,63	207,86
50	86,41	91,29	193,6	179,31	304,03	239,62	207,87
51	86,39	91,27	193,6	179,31	304,04	239,6	207,87
52	86,37	91,26	193,6	179,31	304,05	239,57	207,87
53	86,36	91,25	193,6	179,31	304,04	239,54	207,87
54	86,36	91,24	193,61	179,3	304,02	239,5	207,86
55	86,36	91,23	193,61	179,29	303,99	239,47	207,84
56	86,38	91,23	193,62	179,28	303,95	239,43	207,82
57	86,4	91,24	193,62	179,27	303,91	239,41	207,79
58	86,43	91,24	193,62	179,27	303,87	239,39	207,77
59	86,45	91,25	193,62	179,27	303,84	239,38	207,75
60	86,48	91,27	193,62	179,29	303,83	239,39	207,73
61	86,51	91,28	193,62	179,3	303,83	239,4	207,73
62	86,53	91,29	193,62	179,32	303,85	239,42	207,73
63	86,53	91,3	193,61	179,34	303,88	239,44	207,74
64	86,54	91,32	193,62	179,36	303,92	239,45	207,75
65	86,53	91,32	193,63	179,37	303,95	239,46	207,77
66	86,52	91,33	193,64	179,38	303,98	239,47	207,79
67	86,51	91,32	193,64	179,37	304	239,46	207,81
68	86,5	91,3	193,65	179,36	304,01	239,43	207,82
69	86,49	91,28	193,65	179,34	304,01	239,39	207,82
70	86,48	91,25	193,64	179,33	304	239,35	207,82
71	86,47	91,23	193,64	179,31	303,98	239,31	207,8
72	86,45	91,21	193,65	179,31	303,97	239,27	207,78
73	86,44	91,2	193,65	179,31	303,97	239,23	207,75
74	86,42	91,2	193,66	179,32	303,96	239,2	207,72
75	86,4	91,2	193,68	179,34	303,96	239,19	207,68
76	86,38	91,21	193,7	179,36	303,96	239,18	207,64
77	86,37	91,22	193,71	179,38	303,95	239,18	207,6
78	86,35	91,23	193,72	179,39	303,94	239,19	207,57
79	86,35	91,24	193,73	179,4	303,92	239,19	207,55
80	86,35	91,25	193,72	179,4	303,89	239,2	207,53
81	86,35	91,25	193,72	179,39	303,88	239,21	207,51
82	86,35	91,26	193,71	179,39	303,87	239,21	207,5
83	86,35	91,26	193,72	179,38	303,87	239,22	207,5
84	86,35	91,26	193,72	179,37	303,87	239,23	207,5
85	86,34	91,25	193,73	179,36	303,88	239,24	207,51
86	86,33	91,25	193,73	179,35	303,9	239,24	207,52

87	86,32	91,24	193,74	179,34	303,91	239,24	207,52
88	86,31	91,23	193,74	179,33	303,93	239,23	207,53
89	86,32	91,22	193,74	179,32	303,94	239,22	207,53
90	86,33	91,21	193,74	179,3	303,96	239,19	207,51
91	86,35	91,21	193,74	179,29	303,98	239,15	207,49
92	86,38	91,2	193,73	179,27	303,98	239,11	207,45
93	86,42	91,2	193,71	179,26	303,98	239,06	207,39
94	86,47	91,2	193,7	179,26	303,98	239,02	207,32
95	86,51	91,2	193,68	179,26	303,97	239,01	207,25
96	86,56	91,2	193,68	179,27	303,96	239,02	207,17
97	86,61	91,2	193,68	179,29	303,96	239,06	207,09
98	86,66	91,21	193,69	179,33	303,96	239,15	207,03
99	86,71	91,22	193,72	179,38	303,97	239,29	206,98
100	86,75	91,23	193,75	179,46	303,99	239,47	206,96
101	86,79	91,24	193,78	179,56	304,02	239,68	206,98
102	86,82	91,24	193,82	179,68	304,04	239,91	207,03
103	86,84	91,24	193,85	179,81	304,06	240,13	207,1
104	86,85	91,25	193,88	179,95	304,07	240,31	207,19
105	86,86	91,25	193,89	180,11	304,06	240,44	207,27
106	86,85	91,26	193,89	180,28	304,04	240,5	207,29
107	86,85	91,27	193,87	180,47	304	240,48	207,22
108	86,83	91,29	193,83	180,68	303,93	240,36	207,03
109	86,81	91,33	193,76	180,91	303,84	240,15	206,7
110	86,78	91,37	193,68	181,16	303,71	239,85	206,21
111	86,74	91,43	193,57	181,41	303,54	239,48	205,59
112	86,69	91,49	193,45	181,67	303,32	239,05	204,84
113	86,63	91,55	193,33	181,92	303,04	238,59	204,02
114	86,56	91,6	193,22	182,15	302,69	238,11	203,16
115	86,49	91,63	193,12	182,37	302,3	237,65	202,3
116	86,43	91,66	193,04	182,56	301,87	237,19	201,47
117	86,37	91,67	193	182,71	301,43	236,76	200,68
118	86,32	91,67	192,99	182,8	300,97	236,37	199,97
119	86,3	91,66	193,01	182,83	300,49	236,02	199,34
120	86,32	91,63	193,06	182,82	300	235,71	198,81
121	86,39	91,59	193,12	182,79	299,49	235,46	198,39
122	86,52	91,53	193,19	182,75	298,98	235,24	198,09
123	86,7	91,47	193,25	182,73	298,48	235,08	197,93
124	86,93	91,41	193,29	182,75	298,02	234,97	197,92
125	87,2	91,36	193,28	182,85	297,63	234,92	198,06
126	87,48	91,33	193,21	183,06	297,37	234,95	198,36
127	87,75	91,31	193,07	183,39	297,27	235,09	198,8
128	88	91,3	192,88	183,87	297,37	235,37	199,38
129	88,19	91,32	192,63	184,55	297,71	235,8	200,1
130	88,31	91,35	192,32	185,43	298,33	236,43	200,94
131	88,35	91,39	191,96	186,57	299,26	237,28	201,92

132	88,32	91,44	191,55	187,97	300,56	238,36	203,04
133	88,21	91,5	191,1	189,67	302,25	239,72	204,31
134	88,04	91,57	190,62	191,68	304,38	241,37	205,74
135	87,84	91,65	190,12	194,01	306,98	243,33	207,36
136	87,63	91,73	189,62	196,68	310,04	245,61	209,17
137	87,42	91,8	189,15	199,68	313,57	248,24	211,18
138	87,22	91,88	188,72	202,99	317,53	251,21	213,4
139	87,04	91,94	188,35	206,61	321,91	254,51	215,84
140	86,88	92	188,06	210,5	326,65	258,13	218,52
141	86,75	92,04	187,86	214,64	331,72	262,06	221,43
142	86,64	92,07	187,76	218,98	337,07	266,27	224,56
143	86,56	92,08	187,75	223,48	342,66	270,74	227,93
144	86,5	92,08	187,84	228,11	348,45	275,44	231,52
145	86,45	92,06	188,04	232,84	354,4	280,33	235,33
146	86,41	92,03	188,36	237,63	360,47	285,4	239,33
147	86,38	92	188,79	242,48	366,63	290,61	243,51
148	86,35	91,95	189,33	247,35	372,83	295,92	247,87
149	86,32	91,91	189,98	252,24	379,05	301,32	252,37
150	86,29	91,86	190,72	257,14	385,24	306,78	256,99
151	86,27	91,81	191,54	262,03	391,38	312,27	261,72
152	86,25	91,77	192,44	266,89	397,45	317,78	266,51
153	86,24	91,74	193,39	271,7	403,42	323,26	271,34
154	86,23	91,71	194,39	276,43	409,26	328,7	276,19
155	86,24	91,69	195,44	281,05	414,95	334,08	281
156	86,24	91,68	196,53	285,51	420,46	339,35	285,76
157	86,25	91,67	197,62	289,8	425,76	344,47	290,43
158	86,25	91,67	198,72	293,87	430,83	349,42	294,96
159	86,24	91,67	199,79	297,71	435,62	354,13	299,33
160	86,22	91,68	200,84	301,27	440,1	358,56	303,48
161	86,2	91,71	201,85	304,55	444,26	362,68	307,38
162	86,18	91,73	202,8	307,54	448,05	366,44	311
163	86,17	91,76	203,68	310,21	451,46	369,83	314,31
164	86,16	91,78	204,47	312,56	454,46	372,82	317,26
165	86,16	91,8	205,16	314,58	457,04	375,39	319,83
166	86,18	91,8	205,74	316,27	459,18	377,53	322,01
167	86,2	91,8	206,23	317,65	460,91	379,23	323,77
168	86,24	91,79	206,62	318,73	462,22	380,52	325,11
169	86,28	91,78	206,92	319,53	463,14	381,39	326,03
170	86,32	91,77	207,15	320,11	463,69	381,89	326,54
171	86,36	91,76	207,29	320,49	463,92	382,04	326,65
172	86,38	91,75	207,38	320,71	463,86	381,89	326,4
173	86,39	91,75	207,41	320,82	463,59	381,49	325,84
174	86,39	91,75	207,41	320,84	463,14	380,89	325,01
175	86,37	91,75	207,38	320,8	462,57	380,14	323,96
176	86,35	91,75	207,35	320,74	461,93	379,3	322,77

177	86,32	91,74	207,31	320,66	461,24	378,41	321,49
178	86,28	91,74	207,28	320,58	460,54	377,51	320,17
179	86,25	91,73	207,25	320,5	459,85	376,65	318,89
180	86,21	91,73	207,22	320,42	459,19	375,85	317,67
181	86,17	91,72	207,19	320,34	458,58	375,13	316,55
182	86,12	91,71	207,17	320,28	458,06	374,5	315,56
183	86,07	91,7	207,15	320,22	457,61	373,98	314,72
184	86,02	91,69	207,13	320,18	457,25	373,56	314,03
185	85,97	91,68	207,11	320,16	456,98	373,23	313,49
186	85,94	91,68	207,08	320,15	456,78	372,99	313,07
187	85,92	91,68	207,05	320,14	456,65	372,81	312,76
188	85,92	91,69	207,01	320,13	456,58	372,68	312,54
189	85,93	91,7	206,97	320,12	456,55	372,59	312,37
190	85,95	91,72	206,94	320,11	456,53	372,53	312,26
191	85,98	91,73	206,91	320,09	456,51	372,49	312,18
192	86,01	91,74	206,9	320,08	456,49	372,47	312,13
193	86,03	91,75	206,91	320,06	456,47	372,46	312,11
194	86,04	91,74	206,95	320,05	456,43	372,46	312,12
195	86,04	91,73	207,01	320,03	456,38	372,46	312,17
196	86,02	91,7	207,1	320	456,35	372,47	312,24
197	85,99	91,66	207,22	319,97	456,33	372,47	312,34
198	85,95	91,62	207,36	319,93	456,32	372,48	312,45
199	85,9	91,57	207,51	319,88	456,32	372,49	312,58
200	85,85	91,51	207,66	319,84	456,34	372,49	312,71

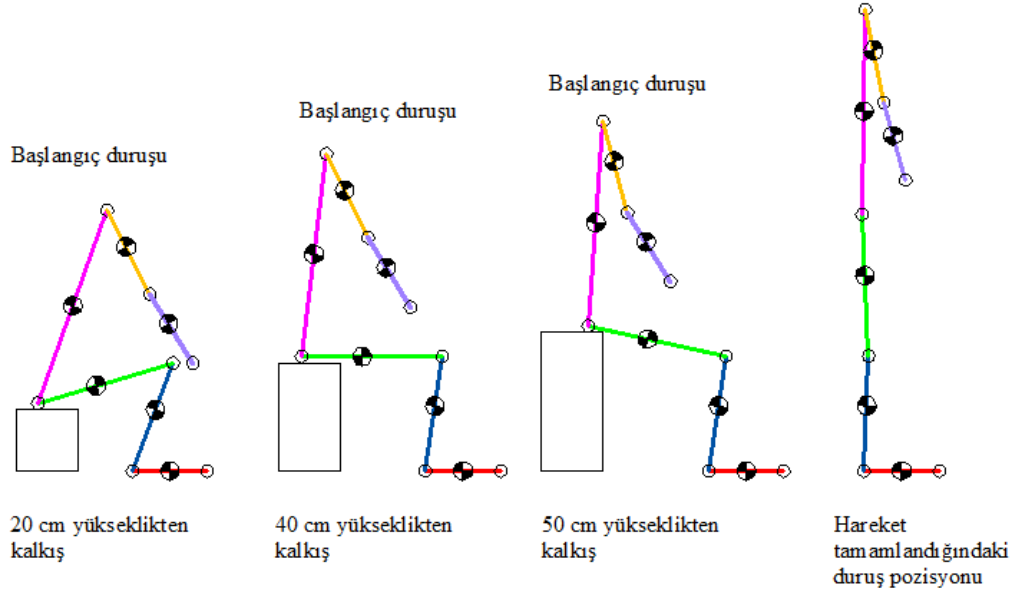
Ek D. İşaretleyicilerin Denek Üzerindeki Yerleşimleri



Şekil D. İşaretleyicilerin yerleşimi. 1; parmak ucu noktası, 2; ayak bileği eklemi, 3; diz eklemi, 4; kalça eklemi, 5; omuz eklemi, 6; dirsek eklemi, 7; el bileği eklemi

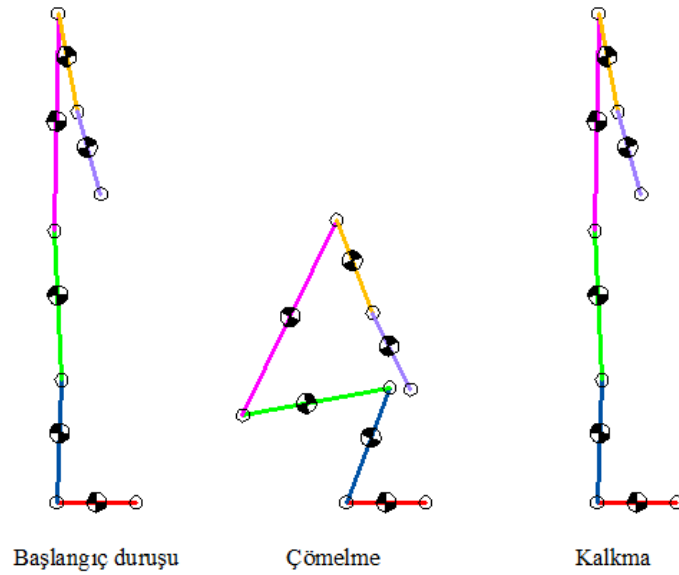
Ek E. İncelenen Hareketlerin Eklem-Uzuv Modeli ile Gösterimi

Ek E.1



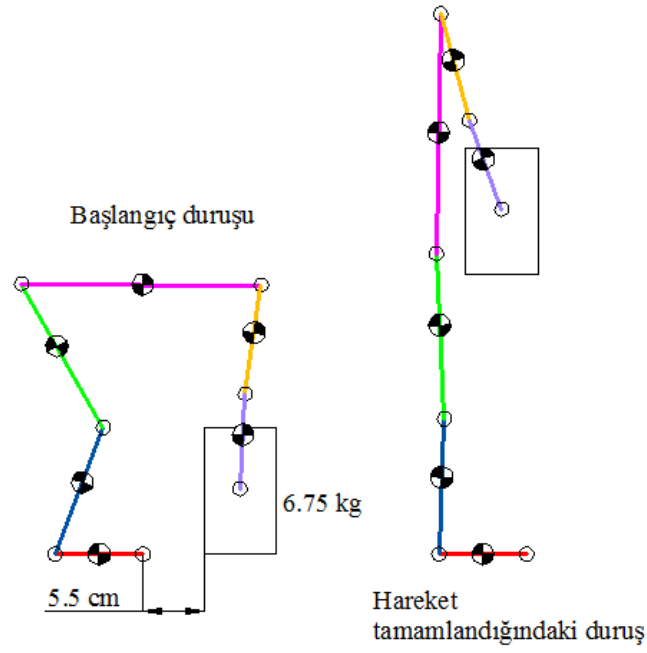
Şekil E.1. Farklı yüksekliklerden kalkış hareketi

Ek E.2



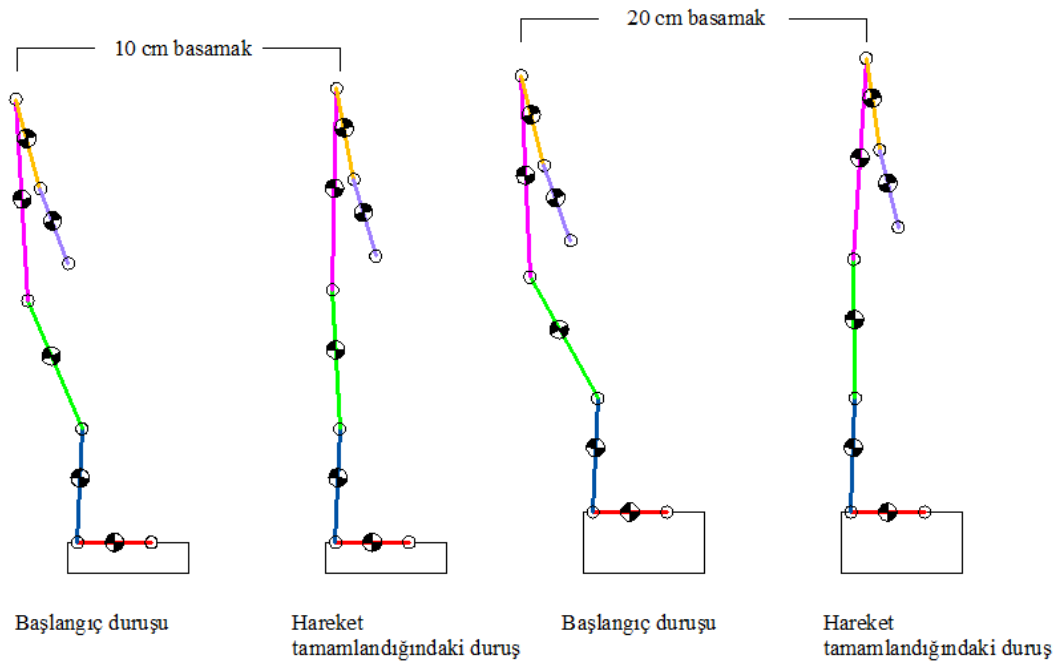
Şekil E.2. Çömelip kalkma hareketi

Ek E.3



Şekil E.3. Yerden yük kaldırma hareketi

Ek E.4

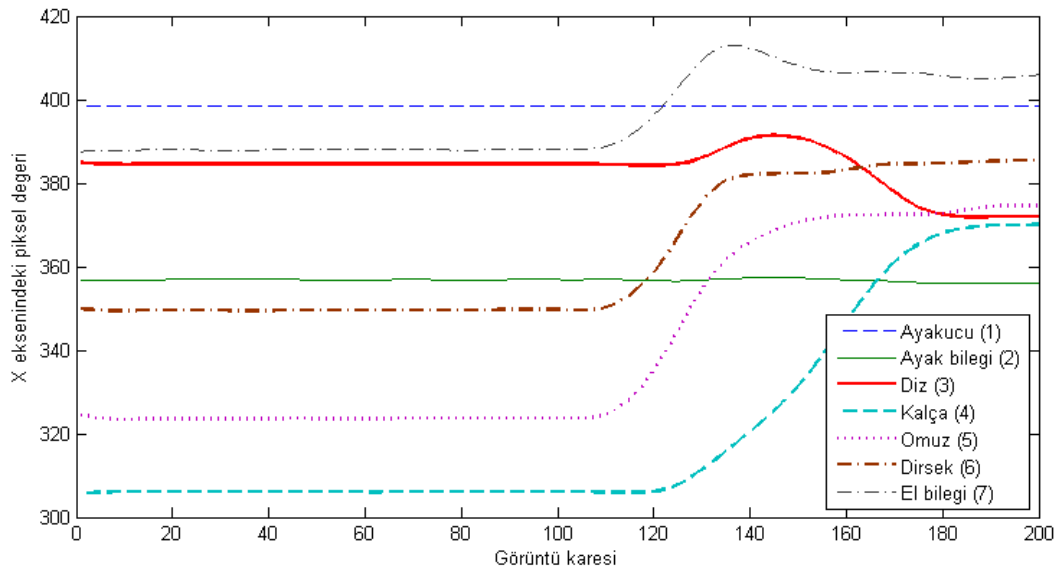


Şekil E.4. Basamak çıkma hareketi

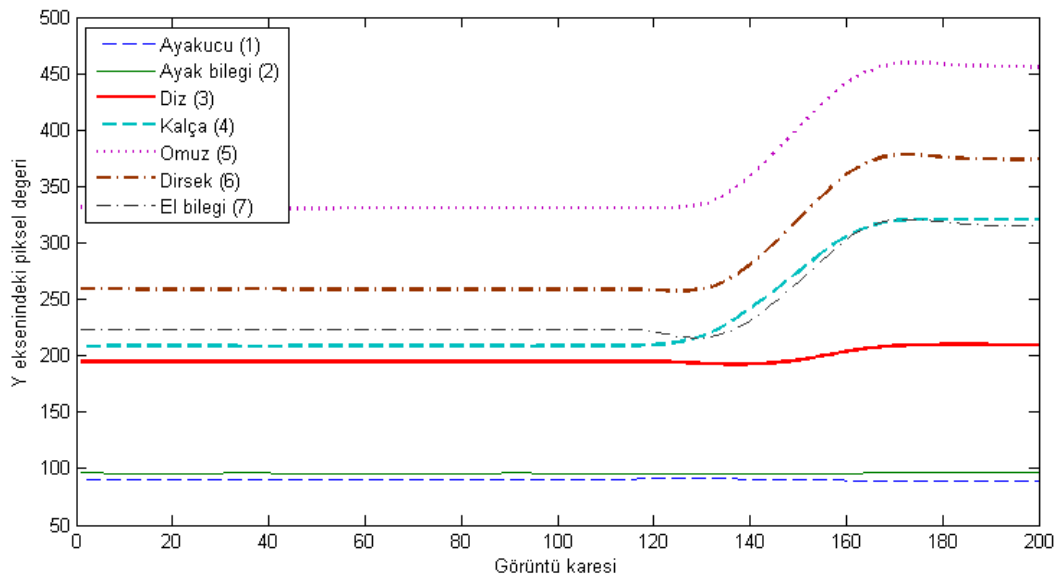
Ek F. İşaretleyicilerin İncelenen Hareketler Esnasındaki Değişim Grafikleri

Bu bölümde sunulan veriler, işaretleyicilerin hareket analizinden elde edilen koordinat değerlerinden yararlanılarak MATLAB ortamında oluşturulan kodlarla hesaplanmıştır.

Ek F.1. 40 cm yükseklikten kalkış esnasındaki değişim

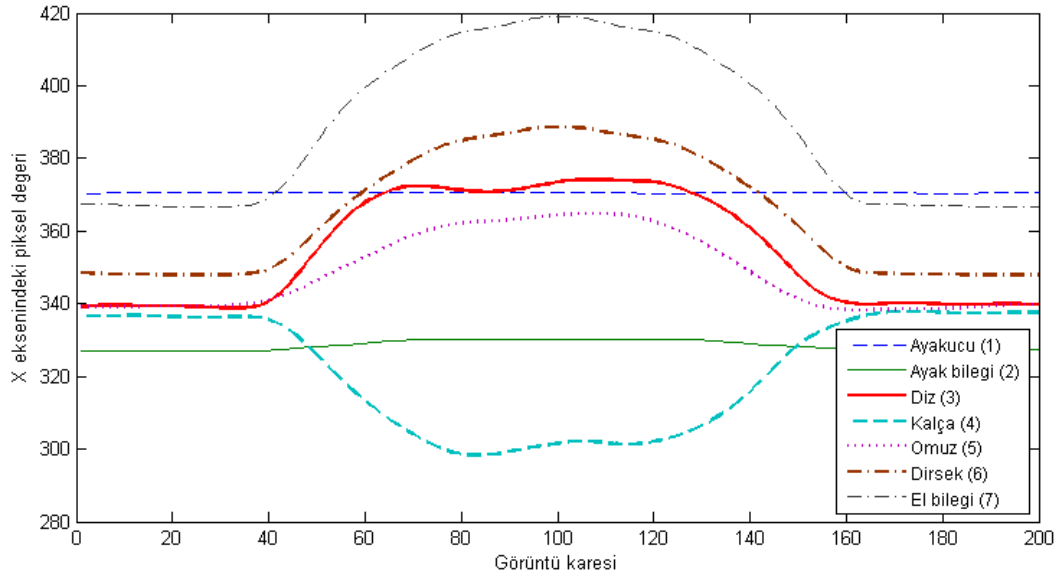


Şekil F.1a. İşaretleyicilerin 40 cm yükseklikten kalkış esnasında X eksenindeki değişimi

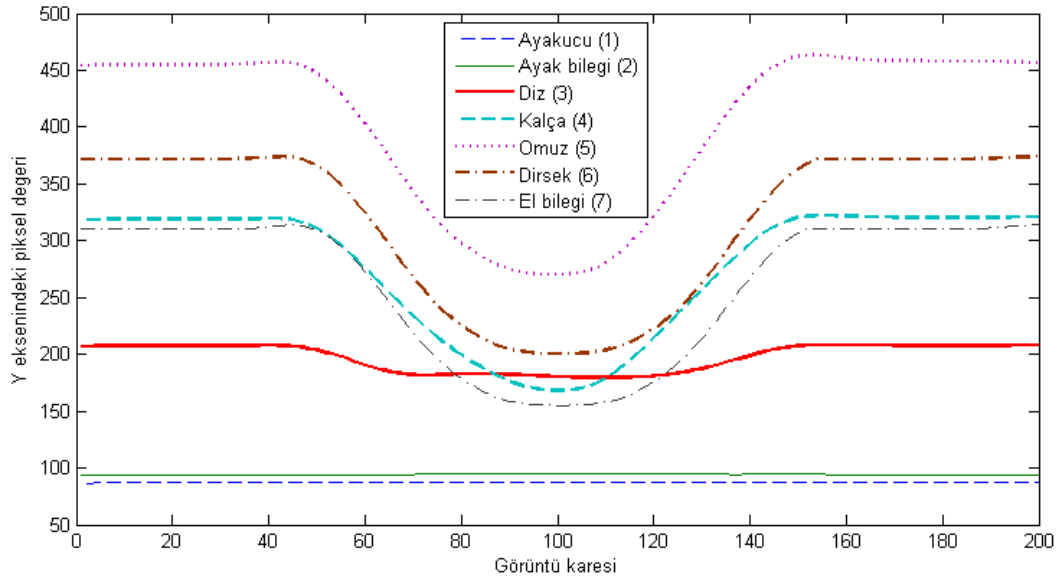


Şekil F.1b. İşaretleyicilerin 40 cm yükseklikten kalkış esnasında Y eksenindeki değişimi

Ek F.2. Çömelip kalkma esnasındaki değişim

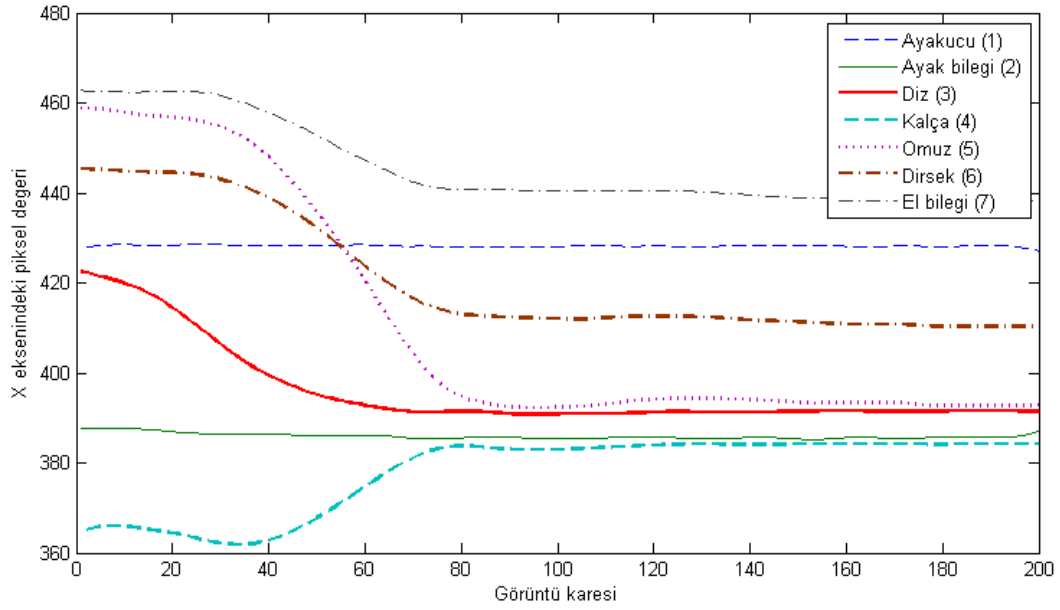


Şekil F.2a. İşaretleyicilerin çömelip kalkma esnasında X eksenindeki değişimi

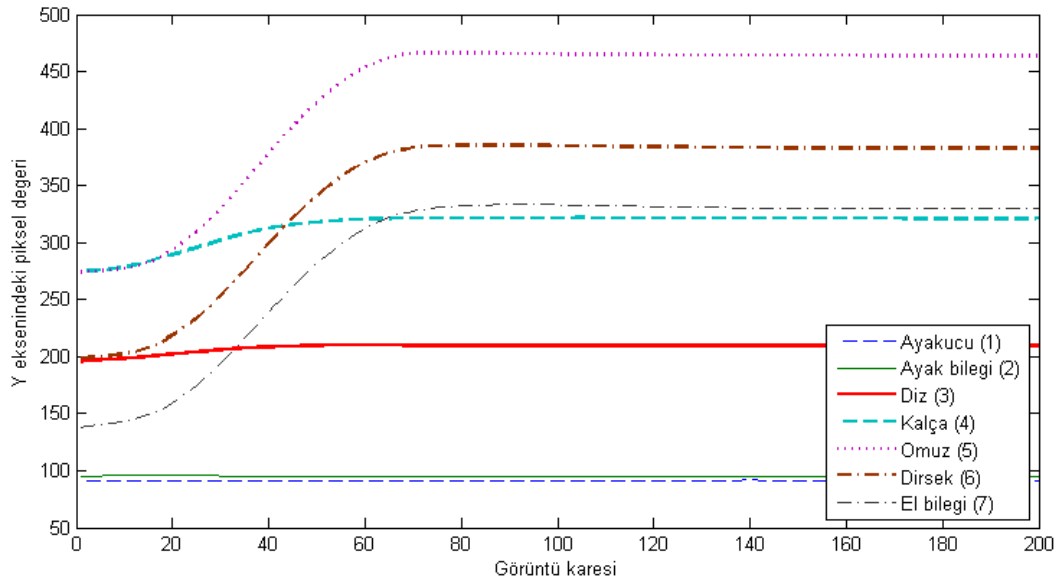


Şekil F.2b. İşaretleyicilerin çömelip kalkma esnasında Y eksenindeki değişimi

Ek F.3. Yerden yük kaldırma esnasındaki değişim

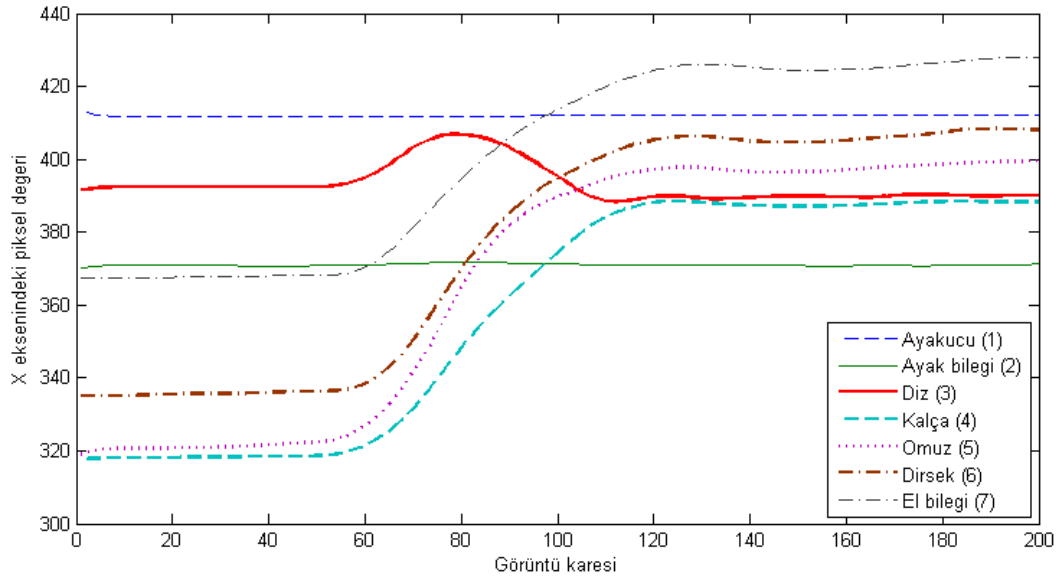


Şekil F.3a. İşaretleyicilerin yerden yük kaldırma esnasında X eksenindeki değişimi

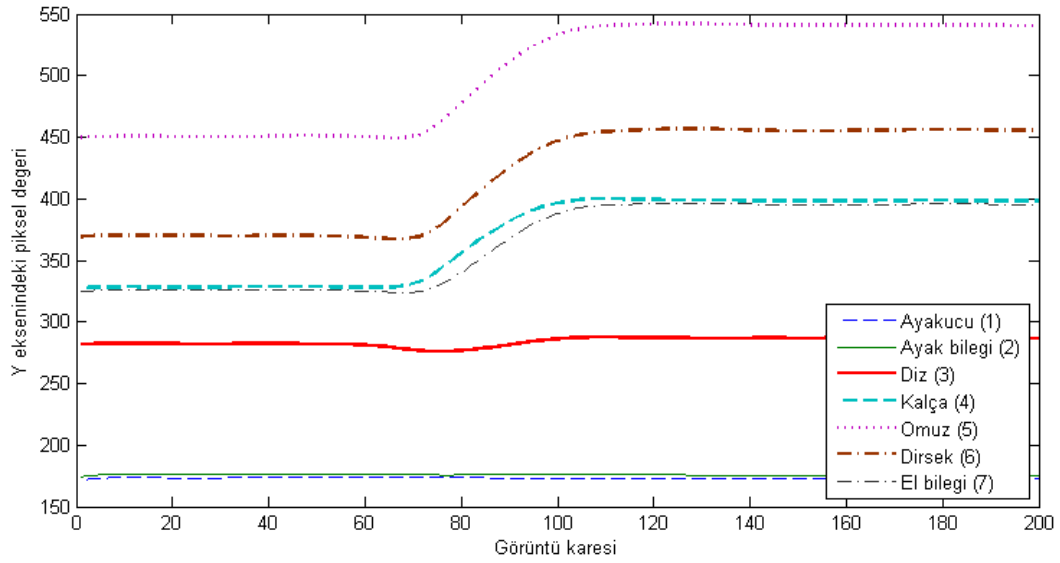


Şekil F.3b. İşaretleyicilerin yerden yük kaldırma esnasında Y eksenindeki değişimi

Ek F.4. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasındaki değişim



Şekil F.4a. İşaretleyicilerin 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında X eksenindeki değişimi

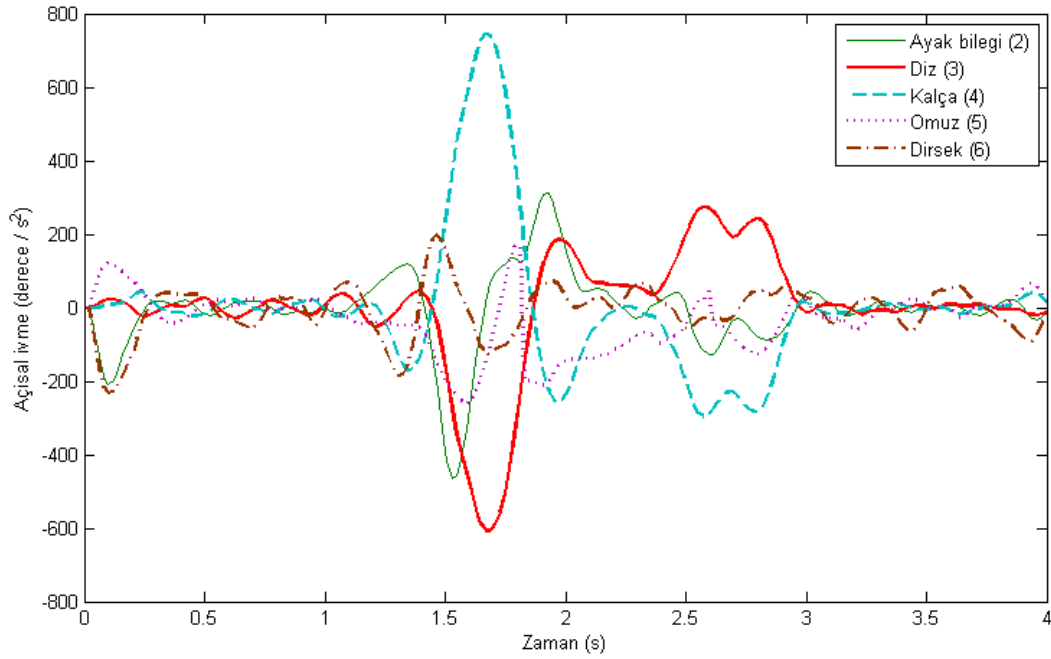


Şekil F.4b. İşaretleyicilerin 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında Y eksenindeki değişimi

Ek G. Eklemlerin Açısal İvme Değişim Grafikleri

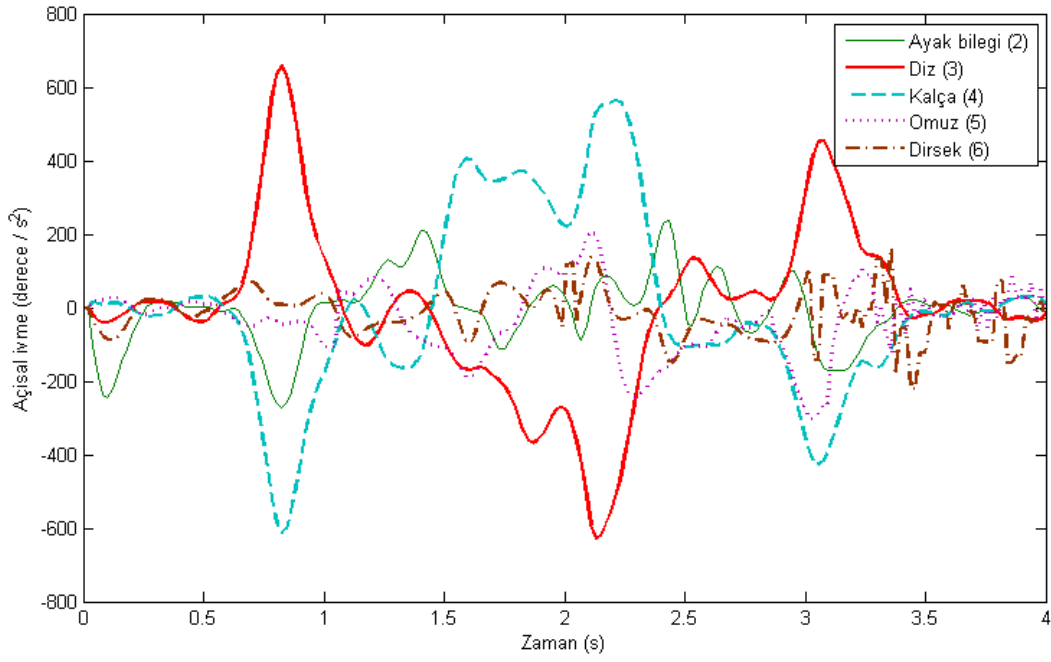
İncelenen tüm hareketlerde ayak tabanı sürekli olarak zemin ile temas halinde olduğundan ayakucu noktasında, hareket analizi programının hassasiyetine bağlı olarak meydana gelen çok küçük değişimler göz ardı edilerek, ayakucu noktasındaki açısal yer değiştirme sıfır olarak kabul edilmiştir. Dolayısıyla ayakucu noktasının açısal hızı ve açısal ivmesi de sıfırdır. El bileği eklemine bağlı herhangi bir uzuv olmadığından bu eklemden açısal yer değiştirme söz konusu değildir. Açısal ivme değerleri, MATLAB ortamında oluşturulan kodlarla hesaplanmıştır.

Ek G.1



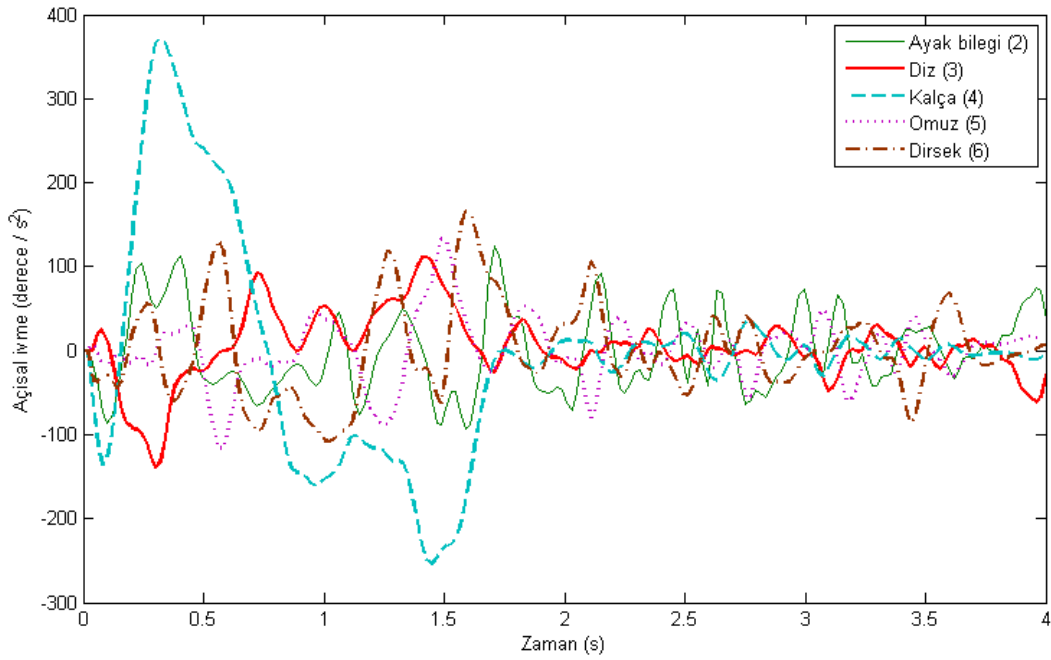
Şekil G.1. Eklemlerin 20 cm yükseklikten kalkış esnasındaki açısal ivme değişimi

Ek G.2



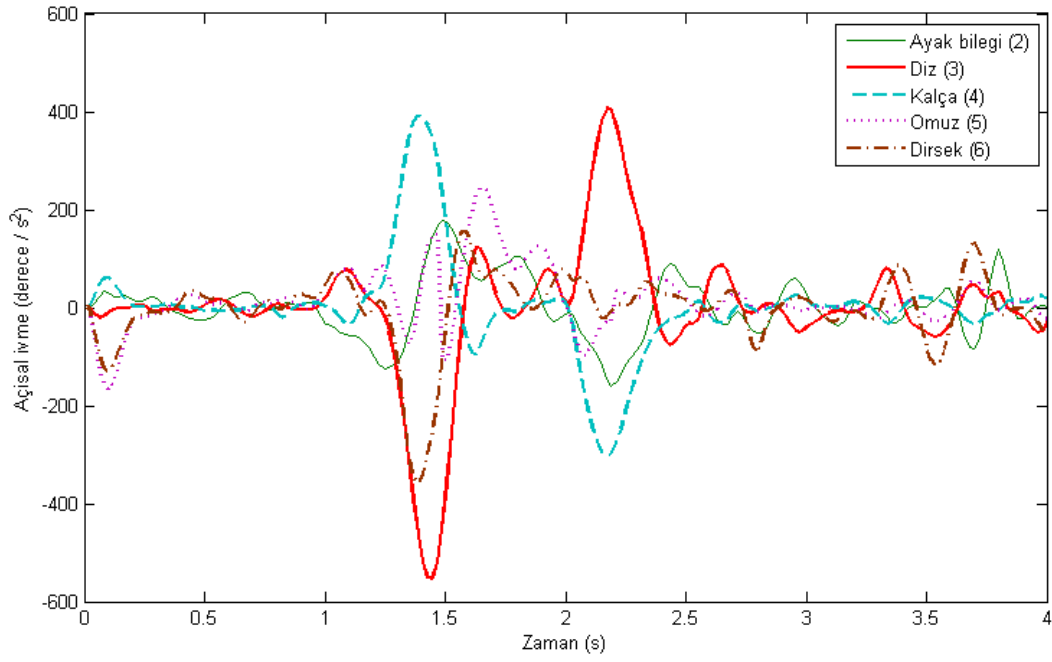
Şekil G.2. Eklemlerin çömelip kalkma esnasındaki açısal ivme değişimi

Ek G.3



Şekil G.3. Eklemlerin yerden yük kaldırma esnasındaki açısal ivme değişimi

Ek G.4

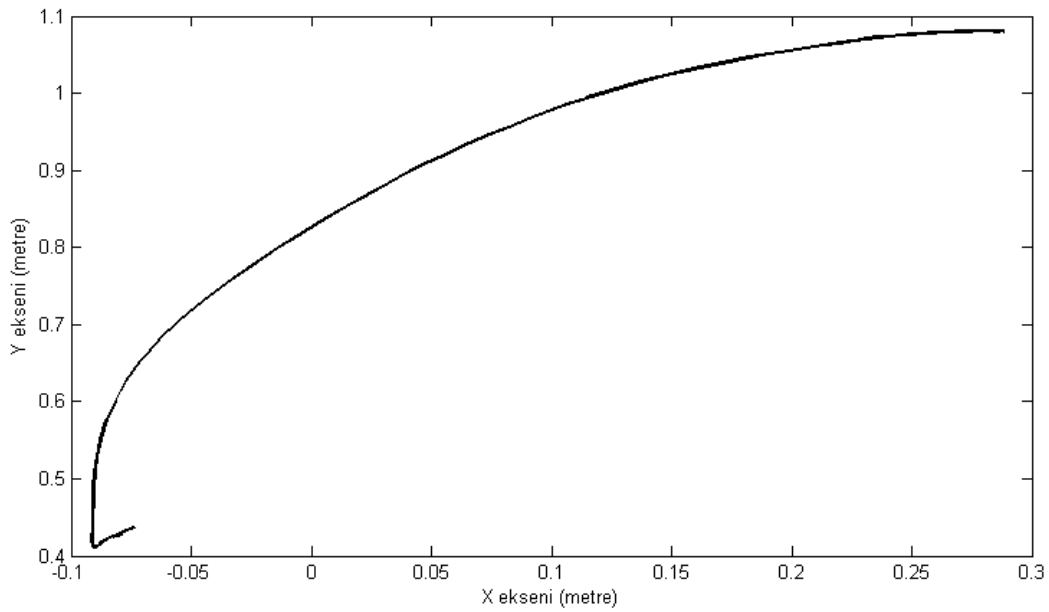


Şekil G.4. Eklemlerin 20 cm yüksekliğindeki basamağa çıkma esnasındaki açısal ivme değişimi

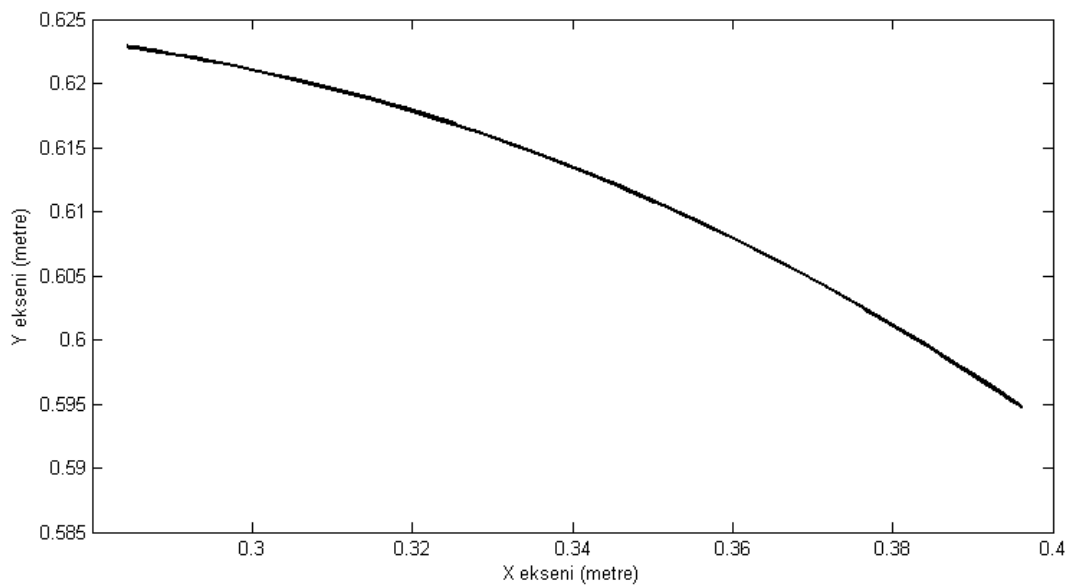
Ek H. Eklemlerin Yörünge Grafikleri

Bu bölümde, incelenen bazı hareketler esnasında eklemlerin izlediği yörüngeler yer almaktadır. Yörüngeler belirlenirken, en çok zorlanmaların olduğu diz ve kalça eklemlerine ait veriler dikkate alınmıştır. Elde edilen veriler, SimMechanics yazılımında gerçekleştirilen benzetim işlemine dayanmaktadır.

Ek H.1. 20 cm yükseklikten kalkış esnasındaki yörüngeler

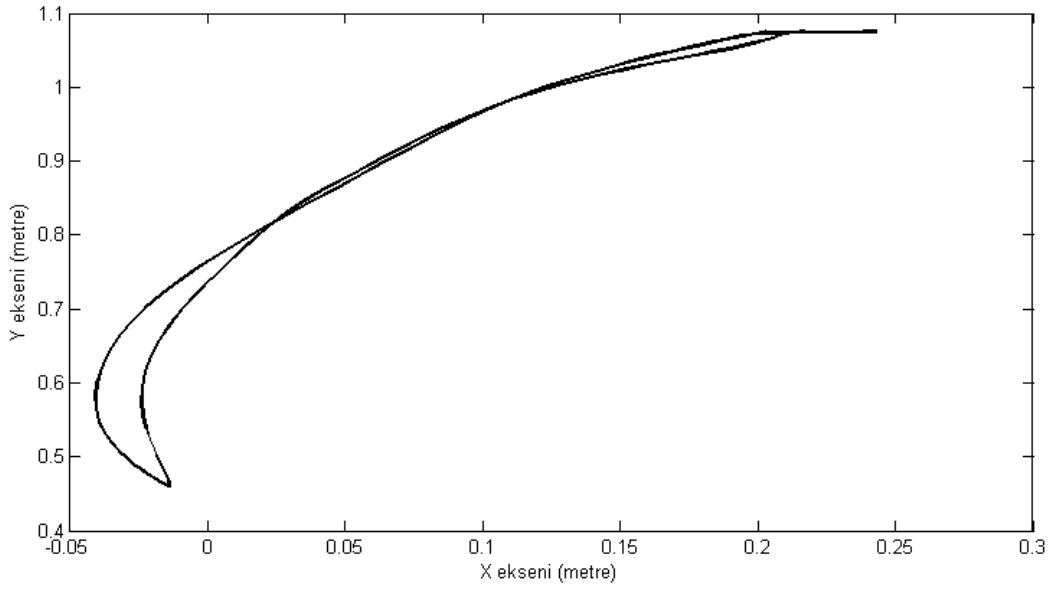


Şekil H.1a. 20 cm yükseklikten kalkış esnasında kalça ekleminin izlediği yol

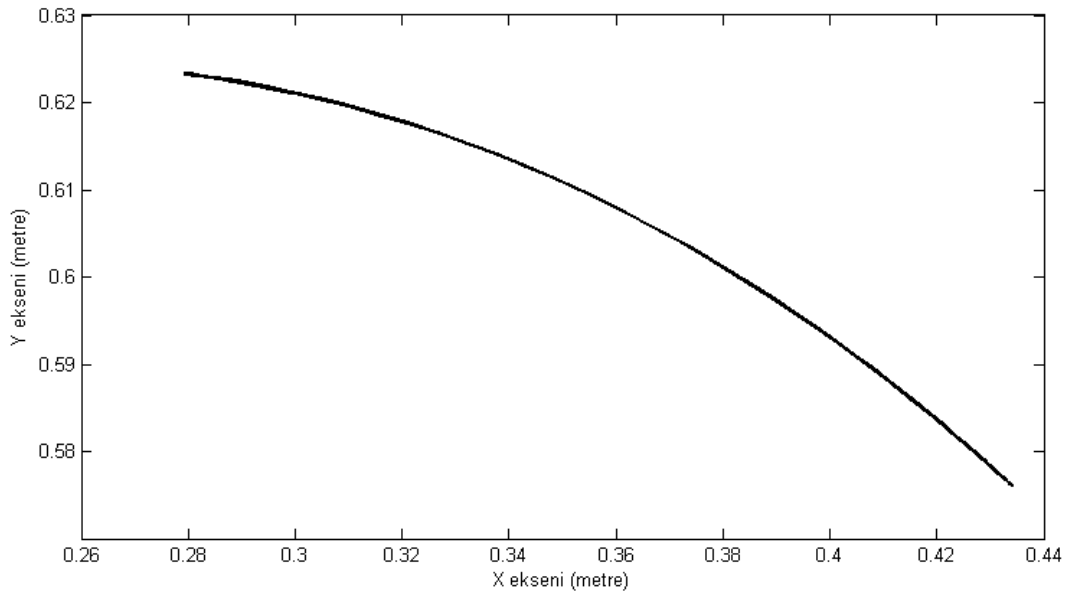


Şekil H.1b. 20 cm yükseklikten kalkış esnasında diz ekleminin izlediği yol

Ek H.2. Çömelip kalkma esnasındaki yörüngeler

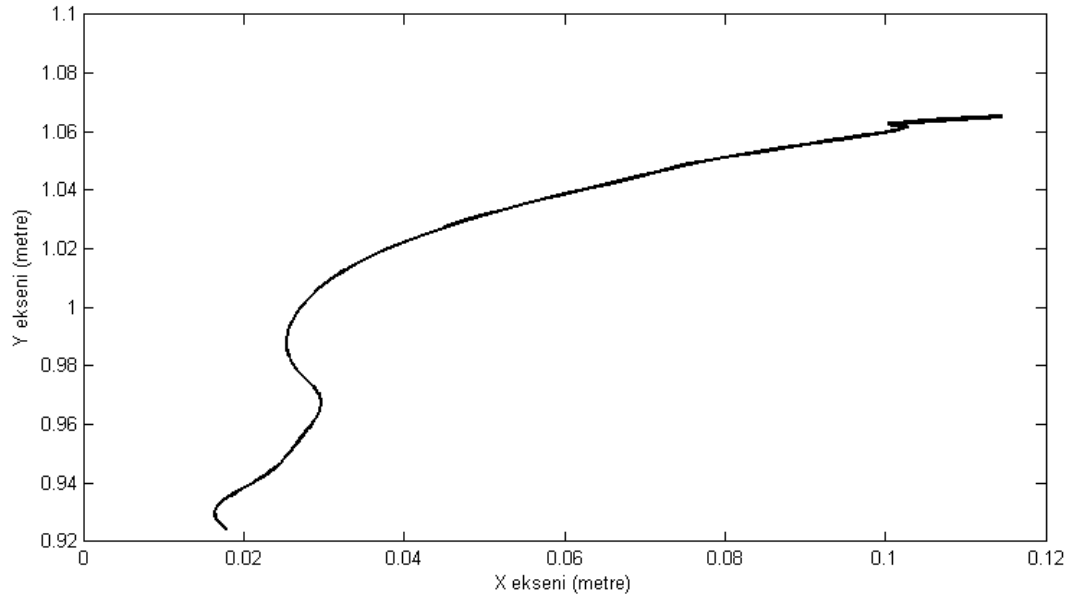


Şekil H.2a. Çömelip kalkma esnasında kalça eklemine ait yörüngelerin izlediği yol

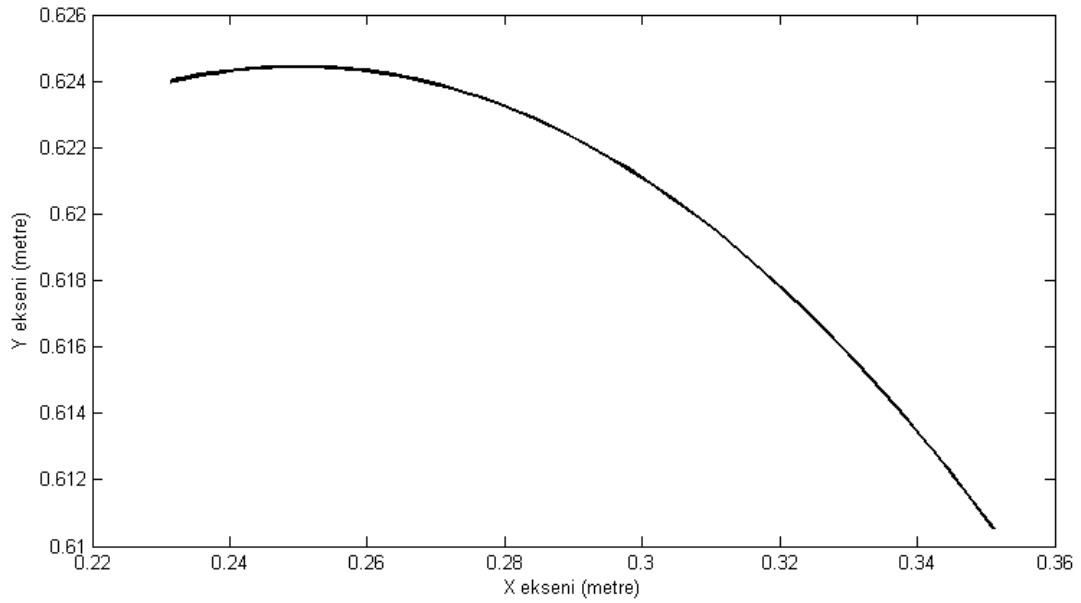


Şekil H.2b. Çömelip kalkma esnasında diz eklemine ait yörüngelerin izlediği yol

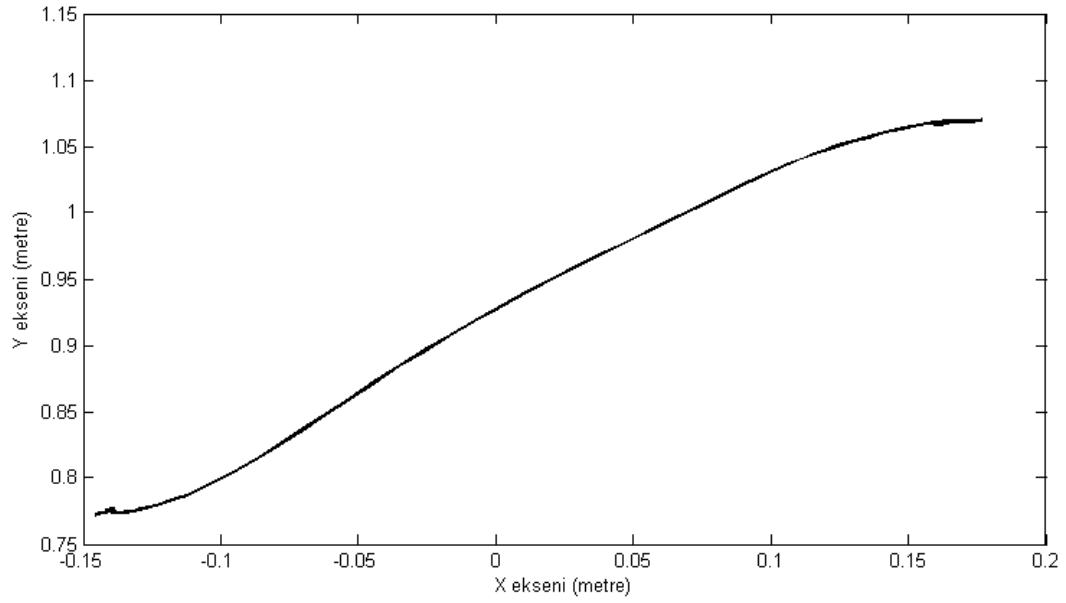
Ek H.3. Yerden yük kaldırma esnasındaki yörüngeler



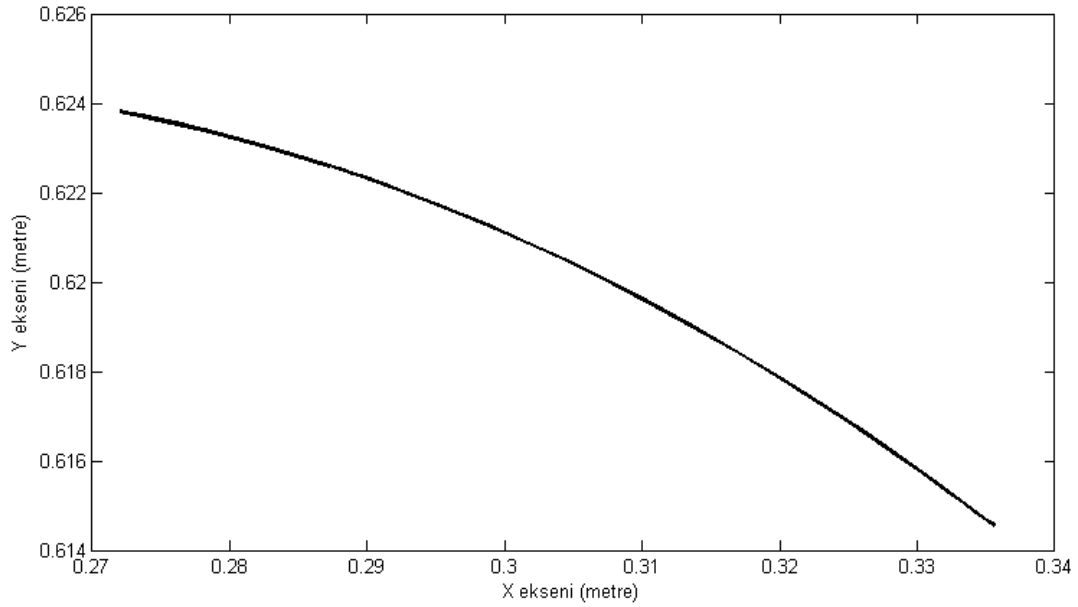
Şekil H.3a. Yerden yük kaldırma esnasında kalça ekleminin izlediği yol



Şekil H.3b. Yerden yük kaldırma esnasında diz ekleminin izlediği yol

Ek H.4. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasındaki yörüngeler

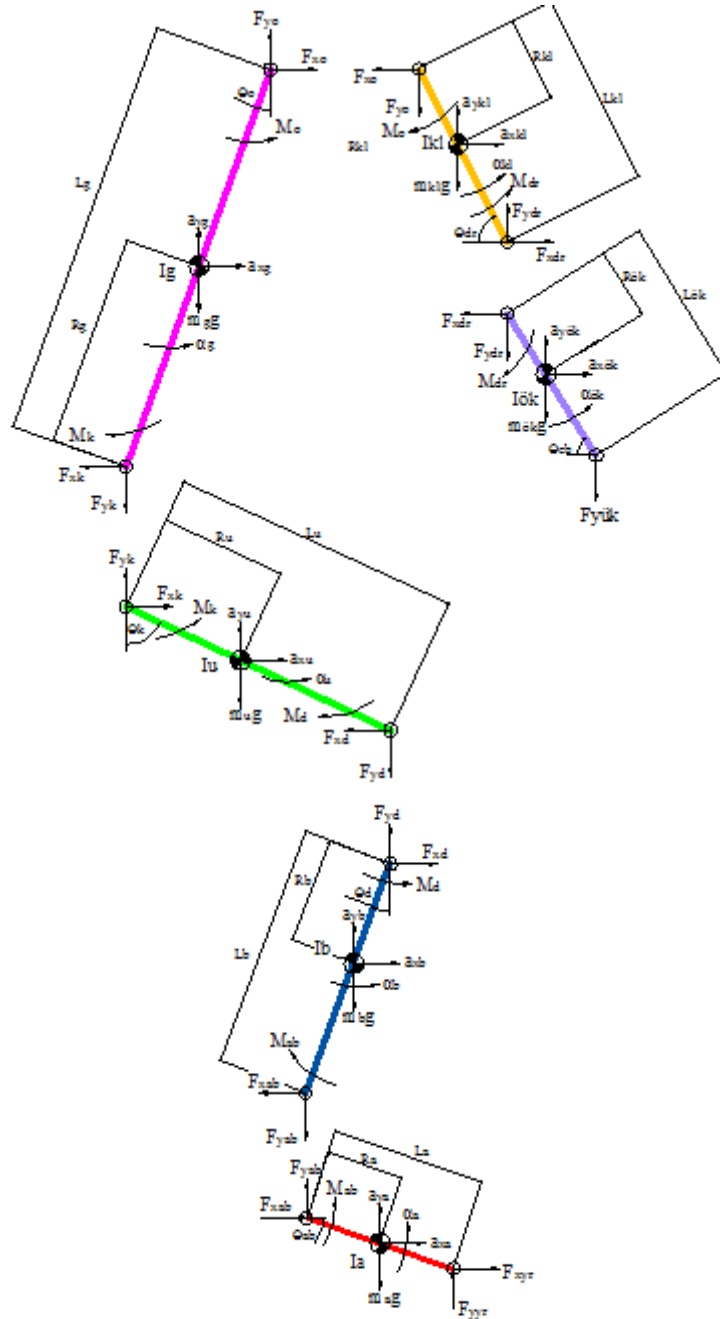
Şekil H.4a. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında kalça ekleminin izlediği yol



Şekil H.4b. 20 cm yükseklikteki basamağa çıkma esnasında diz ekleminin izlediği yol

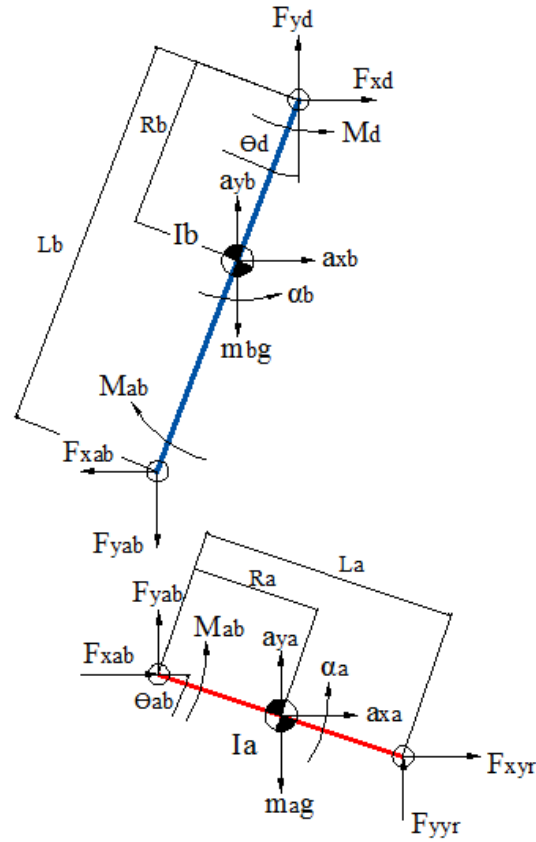
Ek I. İncelenen Hareketlerin Matematiksel Modeli

Bu bölümde, tez çalışması kapsamında oluşturulan eklem-uzuv modeli serbest cisim diyagramları şeklinde belirtilmiş ve uzuvların hareket denklemleri Newton mekaniği yasalarına göre ifade edilmiştir. Şekil I.1, eklem-uzuv modelinin serbest cisim diyagramını göstermektedir. Uzuvlara ait serbest cisim diyagramları Şekil I.2, I.3 ve I.4'de daha ayrıntılı olarak sunulmuştur.



Şekil I.1. Eklem-uzuv modelinin serbest cisim diyagramı

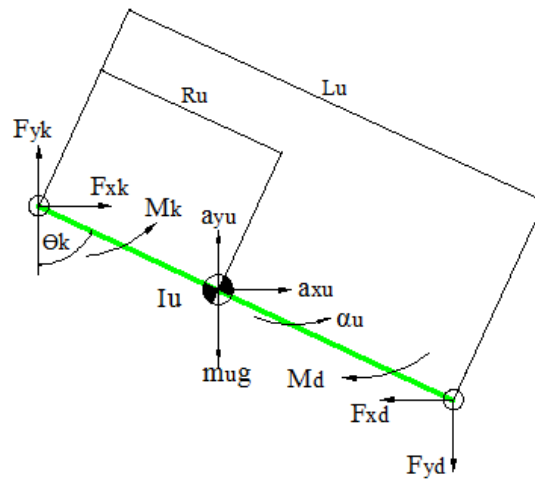
Şekil I.2, ayak ve bacak uzuvlarının serbest cisim diyagramlarını göstermektedir.



Şekil I.2. Ayak ve bacak uzuvlarının serbest cisim diyagramı

x, x eksen; y, y eksen; F, tepki kuvveti; M, moment; I, atalet; a, çizgisel ivme; m, kütle; α , açısal ivme; g, yer çekimi ivmesi; θ , eklem açısı; R, uzuv kütle merkezinin proksimal uca olan mesafesi; L, uzuv boyu; a, ayak; b, bacak; yr, yer; ab, ayak bileği; d, diz

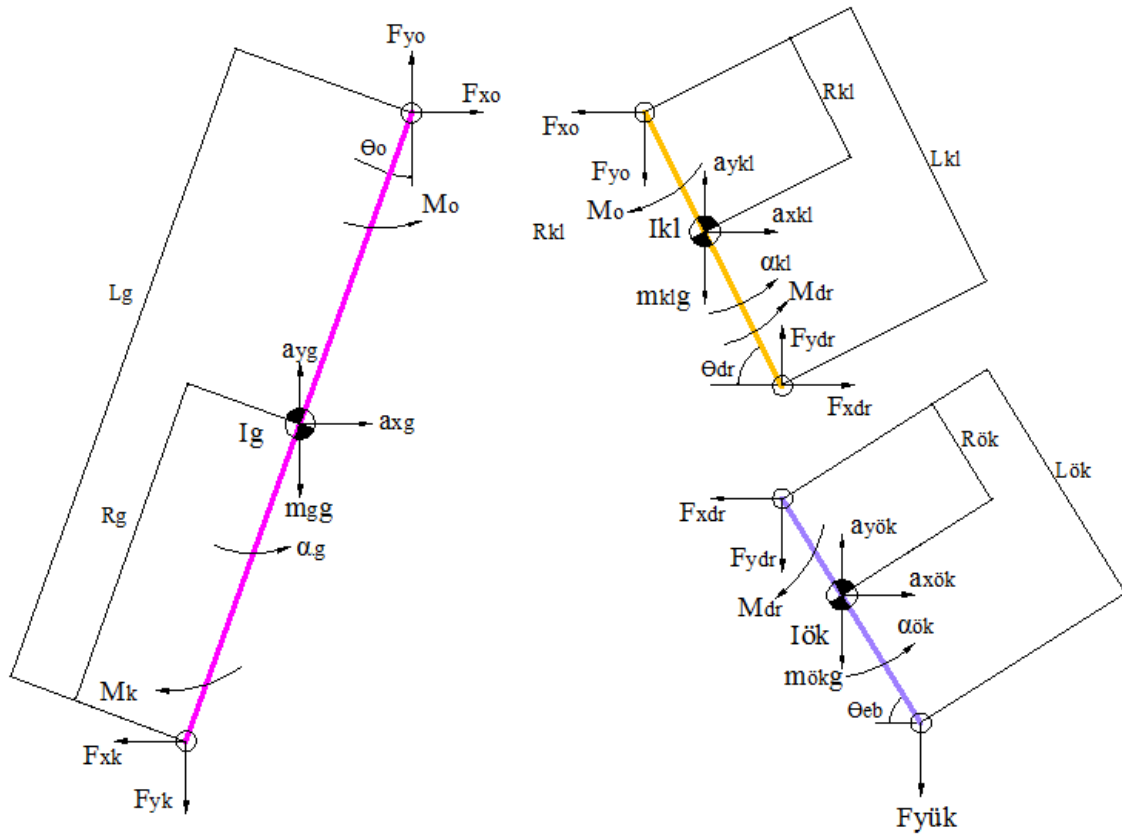
Uyluk uzvuna ait serbest cisim diyagramı, Şekil I.3'de verilmiştir.



Şekil I.3. Uyluk uzvunun serbest cisim diyagramı

x, x eksen; y, y eksen; F, tepki kuvveti; M, moment; I, atalet; a, çizgisel ivme; m, kütle; α , açısal ivme; g, yer çekimi ivmesi; θ , eklem açısı; R, uzuv kütle merkezinin proksimal uca olan mesafesi; L, uzuv boyu; d, diz; k, kalça; u, uyluk

Gövde, kol ve ön kol uzuvlarının serbest cisim diyagramları Şekil I.4'de yer almaktadır.



Şekil I.4. Gövde, kol ve ön kol uzuvlarının serbest cisim diyagramı

x, x eksen; y, y eksen; F, tepki kuvveti; M, moment; I, atalet; a, çizgisel ivme; m, kütle; α , açısal ivme; g, yer çekimi ivmesi; θ , eklem açısı; R, uzuv kütle merkezinin proksimal uca olan mesafesi; L, uzuv boyu; k, kalça; g, gövde; o, omuz; kl, kol; dr, dirsek; ök, ön kol; eb, el bileği; yük, kutu ağırlığı

Vücut; uzuvlara etki eden ağırlık kuvvetleri, tepki kuvvetleri ve kas momentleri etkisi altında hareket eder. Dinamiğin temel yaklaşımları kullanılarak yapılacak analizle, ayak uzvundan başlanarak zincirleme bir şekilde tüm eklemlerde çözüme ulaşılır. Eklem tepki kuvvetlerinin yatay bileşenlerini ifade eden bağıntılar, $\Sigma F_x = m \cdot a_x$ denkleminin uygulanmasıyla;

$$F_{xy} + F_{xab} = m_a \cdot a_{xa} \quad (I.1)$$

$$F_{xd} - F_{xab} = m_b \cdot a_{xb} \quad (I.2)$$

$$F_{xk} - F_{xad} = m_u \cdot a_{xu} \quad (I.3)$$

$$F_{xo} - F_{xak} = m_g \cdot a_{xg} \quad (I.4)$$

$$F_{xdr} - F_{xo} = m_{kl} \cdot a_{xkl} \quad (I.5)$$

$$- F_{xdr} = m_{ök} \cdot a_{xök} \quad (I.6)$$

şeklinde elde edilir. Eklemler tepki kuvvetlerinin düşey bileşenleri, $\Sigma F_y = m \cdot a_y$ denkleminin uygulanmasıyla;

$$F_{yyr} + F_{yab} - m_a \cdot g = m_a \cdot a_{ya} \quad (I.7)$$

$$-F_{yab} + F_{ydr} - m_b \cdot g = m_b \cdot a_{yb} \quad (I.8)$$

$$-F_{ydr} + F_{yk} - m_u \cdot g = m_u \cdot a_{yu} \quad (I.9)$$

$$-F_{yk} + F_{yo} - m_g \cdot g = m_g \cdot a_{yg} \quad (I.10)$$

$$-F_{yo} + F_{ydr} - m_{kl} \cdot g = m_{kl} \cdot a_{ykl} \quad (I.11)$$

$$-F_{ydr} + F_{yük} - m_{ök} \cdot g = m_{ök} \cdot a_{ök} \quad (I.12)$$

şeklinde elde edilir. Eklemlerde oluşan momentler, $\Sigma M = I \cdot \alpha$ denkleminin uzuv kütle merkezlerine göre uygulanmasıyla;

$$M_{ab} + F_{xyr} (La - Ra) \cdot \sin\theta_{ab} + F_{yyr} (La - Ra) \cdot \cos\theta_{ab} - F_{xab} \cdot Ra \cdot \sin\theta_{ab} - F_{yab} \cdot \cos\theta_{ab} = I_a \cdot \alpha_a \quad (I.13)$$

$$-M_{ab} + M_d + F_{yab} (Lb - Rb) \cdot \sin\theta_d - F_{xab} (Lb - Rb) \cdot \cos\theta_d - F_{xd} \cdot Rb \cdot \cos\theta_d + F_{yd} \cdot Rb \cdot \sin\theta_d = I_b \cdot \alpha_b \quad (I.14)$$

$$-M_d + M_k + F_{yd} (Lu - Ru) \cdot \sin\theta_k - F_{xd} (Lu - Ru) \cdot \cos\theta_k - F_{xk} \cdot Ru \cdot \cos\theta_d - F_{yk} \cdot Ru \cdot \sin\theta_k = I_u \cdot \alpha_u \quad (I.15)$$

$$-M_k + M_o + F_{yk} (Lg - Rg) \cdot \sin\theta_o - F_{xk} (Lg - Rg) \cdot \cos\theta_o - F_{xo} \cdot Rg \cdot \cos\theta_o + F_{yo} \cdot Rg \cdot \sin\theta_o = I_g \cdot \alpha_g \quad (I.16)$$

$$-M_o + M_{dr} + F_{ydr} (Lkl - Rkl) \cdot \cos\theta_{dr} + F_{xdr} (Lkl - Rkl) \cdot \sin\theta_{dr} + F_{xo} \cdot Rkl \cdot \sin\theta_{dr} + F_{yo} \cdot Rkl \cdot \cos\theta_{dr} = I_{kl} \cdot \alpha_{kl} \quad (I.17)$$

$$-M_{dr} + F_{ydr} \cdot Rök \cdot \cos\theta_{eb} + F_{xdr} \cdot Rök \cdot \sin\theta_{eb} - F_{yük} \cdot (Lök - Rök) \cdot \cos\theta_{eb} = I_{ök} \cdot \alpha_{ök} \quad (I.18)$$

bağıntıları ile elde edilir.

ÖZGEÇMİŞ

Kasım SERBEST, 1985 yılında Kırcaali’de doğdu. İlköğretimini tamamladıktan sonra Buca Anadolu Teknik Lisesi Makine Bölümü’nde orta öğretime başladı ve 2005 yılında mezun oldu. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Makine Resim ve Konstrüksiyon Öğretmenliği Bölümü’nde lisans eğitimine başladı. Bir yıllık İngilizce hazırlık eğitimiyle beraber Haziran 2010’da “Deniz Aracı Kavramsal Tasarımı” başlıklı tezini sunarak mezun oldu. Eylül 2010’da Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü’nde başladığı yüksek lisans eğitimine, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Bölümü’nde devam etmektedir. 2009 yılında Erasmus Staj Hareketliliği programı kapsamında, Berlin’de üç aylık bir staj görerek CNC programlama ve iş hazırlama eğitimi aldı. Özel sektörde kısa bir dönem konstrüktör ressam ve CAD – CAM operatörü olarak çalıştı. Aralık 2010’da Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Bölümü’ne Araştırma Görevlisi olarak atandı ve halen bu görevde çalışmaktadır.