

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**UZUN ATLAMADA YERDEN ÇIKIŞ EVRESİNİN
BİYOMEKANİK ANALİZİ VE MODELLENMESİ**

Ahmet ALPTEKİN

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı
DOKTORA TEZİ**

ANKARA

2007

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**UZUN ATLAMADA YERDEN ÇIKIŞ EVRESİNİN
BİYOMEKANİK ANALİZİ VE MODELLENMESİ**

Ahmet ALPTEKİN

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Serdar ARITAN

ANKARA

2007

Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼'ne:

Bu alışma j¼rimiz tarafından Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

J¼ri Başkanı: Prof. Dr. Caner Açıkada
Hacettepe Üniversitesi

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Serdar Arıtan
Hacettepe niversitesi

ye: Prof. Dr. Haydar Demirel
Hacettepe niversitesi

ye: Prof. Dr. Ali Murat Zergeroğlu
Ankara niversitesi

ye: Doç. Dr. Fatih Yaşar
Hacettepe Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansst¼ Eğitim-ğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki j¼ri yeleri tarafından uygun gr¼lm¼ř ve Enstit¼ Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hakan S. Orer
Enstit¼ M¼d¼r¼

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleşmesinde değerli katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür ederim.

Sayın Yrd. Doç. Dr. Serdar Arıtan, tez danışmanım olarak çalışmaya yol gösterici katkılarda bulunmuştur.

Sayın Prof. Dr. Caner Açıkada ve Doç.Dr. Fatih Yaşar tez izleme komitesinde görev alarak çalışmaya değerli katkılar sağlamışlardır.

Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimi tarafından desteklenmiştir. Sayın Prof. Dr. Celal Küçükler bu desteğin sağlanmasında önemli katkılar sağlamıştır.

Çalışmada kullanılan verilerin toplanmasında Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri ve Teknolojisi Yüksekokulu Biyomekanik Laboratuvarı çalışma arkadaşlarım Dr. Murat Çilli, Araş. Gör. Arif Mithat Amca ve Uzman Ergün Acar anlayış ve sabırla yardımlarını esirgemeyerek önemli katkılarda bulunmuş ve destek olmuşlardır.

Sayın Murat Ayaydın çalışmaya denek olarak katılarak önemli katkı sağlamıştır.

Ayrıca tüm akademik kariyerim süresince her zaman varlıklarını yanımda hissettiğim, her türlü yardımlarını esirgemeyen annem Melek Alptekin, babam Mehmet Alptekin'e, bu tezi hazırlarken sürekli ihmal ettiğim halde bana sabırla destek olan değerli eşim Füsün'a ve canımdan çok sevdiğim oğullarım Mehmet ve Kemal'e kalbi teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, T.C. Pamukkale Üniversitesi tarafından 2005SBTY001 numarası ile Doktora Tez Projesi olarak desteklenmiştir.

ÖZET

Alptekin, A. Uzun atlamada yerden çıkış evresinin biyomekanik analizi ve modellenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2007. Bu çalışmanın amacı; bağlantılı üye modelini kullanarak, uzun atlamanın yerden çıkış evresini temsil eden bir biyomekanik model oluşturarak eklemlere uygulanan kuvvet ve momentleri belirlemektir. Kuvvet platformu yardımı ile ölçülen yer tepki kuvvetlerinden yola çıkılarak, yerden çıkış evresi boyunca eklemlere uygulanan kuvvet ve momentleri belirleyebilecek bir model önerilmiştir. Çalışmaya atletizm erkek milli takımında yarışan bir uzun atlayıcı denek olarak alınmıştır. Boy uzunluğu, vücut ağırlığı, üyelere ait uzunluk, genişlik ve çevre ölçümleri alınmıştır. Deneğin uzun atlama hareketinin 3 boyutlu analizi için SIMI 7.5 hareket analizi paket programı kullanılmıştır. Yer tepki kuvveti kuvvet platformu kullanılarak ölçülmüştür. Hareket analizi ile kuvvet platformu verisinin eşzamanlı olarak toplanabilmesi için flaş kullanılmıştır. Hareket analizinden elde edilen kinematik veriler derecesi 2 ve kesme frekansı 20 Hz, kuvvet verileri ise derecesi 2 ve kesme frekansı 1000 Hz olan düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılarak filtrelendi. Araştırma sonucunda, kinematik ve kinetik analiz bulgularının literatürle paralellik sergilediği görülmüştür. Yerden çıkış evresinde çekme bacağı, sağ-sol önkol ve sağ-sol üstkolun hareketleri, hem öne doğru olan dönmenin dikey momentuma çevrilmesinde hem de hareketin dengeli bir şekilde gerçekleştirilmesine katkı sağlamıştır. Yer tepki kuvvetlerinden hareketle global eksen sistemine göre sıçrama ayağının distal ve proksimalinde, altbacağın distal ve proksimalinde ve üstbacağın distal ve proksimalinde hesaplanan kuvvetlerin büyüklüğü yer tepki kuvvetlerinin büyüklüğüyle karşılaştırıldığında, kuvvet değerlerinde her 3 ekseninde de azalma olmasına karşılık benzer davranış sergiledikleri görülmüştür. Global eksen sistemine göre her üyenin distal ve proksimalindeki kuvvetler değişmeden sabit kalmıştır. Global eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine en büyük kuvvet dikey ekseninde uygulanırken, lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine en büyük kuvvet yatay ekseninde uygulanmıştır. Yerden çıkış evresinde, kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti toplamı ile modelden hesaplanan toplam kuvvet benzer bir davranış göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Uzun atlama, yerden çıkış, kinematik, kinetik, biyomekanik model.

Destekleyen Kurumlar: Pamukkale Üniversitesi B.A.B., Tez Destekleme (2005SBTY001).

ABSTRACT

Alptekin, A. Biomechanical analysis and modelling of the takeoff phase in the long jump. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Sport Sciences and Technology, Ankara, 2007. The purpose of this study was to establish a biomechanical model to compute the force and moments acting on the joints during takeoff phase in the long jump by applying inverse dynamic to the link segment model. By using the ground reaction force measured from the force plate, a model was suggested to determine the forces and moments acting on the joints during the takeoff phase. An elite male long jumper who is compete the national track and field team participated in this study. Subject's body length, body mass, segment length, width and circumferences were measured. Motion analysis system (SIMI 7.5) was used for 3D analysis of subject's long jump motion. The ground reaction force was measured using force plate. The flashlight was used for synchronizing the motion analyse system and the force plate. Displacement and force data were filtered with low pass Butterworth filter (respectively 2th order 20Hz and 2th order 1000 Hz). Kinematical and kinetic analyze results were found similar to the literature results. Lead leg, left-right lower arm, left-right upper arm's motions were contributed forward rotation converted the vertical momentum during the takeoff phase. Calculated forces ankle, knee and hip joints were compared with the ground reaction force. Although force value were decline each of 3 axis, it's examined similar behavior. According to global reference system, forces on the distal and proximal of each segment were fixed. According to global reference system, the biggest force on the hip joint of takeoff leg was aplied the vertical axis. According to local reference system, biggest force on hip joint of takeoff leg was applied horizontal axis. Sum of the force that computed from the model showed similar behavior with sum of the ground reaction force during the takeoff phase.

Key Words: Long jump, takeoff, kinematics, kinetics, biomechanical model.

Supported by Pamukkale University D.S.R., Ph.D. Thesis Grant (2005SBTY001).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ	1
1.1. Kuramsal Yaklaşımlar ve Kapsam	1
1.2. Amaç ve Varsayım	5
1.3. Araştırmanın Önemi	5
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Uzun Atlamanın Temel Modeli	7
2.2. Uzun Atlamanın Bölümleri	9
2.2.1. Yaklaşma Koşusu	9
2.2.2. Yerden Çıkış	12
2.3. Performans Analizi	23
2.4. Biyomekanik Analiz	25
2.4.1. Özne Analiz Metotları	26
2.4.2. Gerçek Analiz Metotları	26
2.4.3. Tahmini Analiz Metotları	28
2.5. Katı Cisim Mekaniği	29
2.6. İnsan Hareketlerinin Modellenmesi	29
2.6.1. Yapısal Modeller	29
2.6.2. Fiziksel Modeller	30

2.6.3. Matematiksel Modeller	30
2.7. İnsan Vücudunun Modellenmesi	32
2.7.1. İnsan Vücudunun Eylemsizlik Özellikleri	32
2.7.2. Deneysel Metotlar	32
2.7.3. Regresyon Denklemine Dayalı Metotlar	33
2.7.4. Matematik Modeller	33
2.7.5. Doğrudan Ölçümler	36
2.8. Ters Dinamik Yöntemle Üyeler Arası Kuvvet ve Momentlerin Belirlenmesi	36
2.9. Genel Hareket Denklemleri	38
2.9.1. Euler Denklemleri	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM	41
3.1. Denekler	41
3.2. Veri Toplama Araçları	41
3.2.1. Antropometrik Ölçümler	41
3.2.2. Hareket Analizi	42
3.2.3. Kuvvet Platformu	42
3.3. Verilerin Toplanması	44
3.3.1. Antropometrik Ölçümler	44
3.3.2. Hareket Analizi	47
3.3.3. Kuvvet Platformu	51
3.3.4. Eşzamanlılık (Senkronizasyon)	53
3.4. Verilerin İşlenmesi	54
3.5. Biyomekanik Model ve Modelin İşletilmesi	54
3.5.1. Eylemsizlik Momentlerinin Hesaplanması	56
3.5.2. Üst Üyelerin Kütle Merkezinin Hesaplanması	59

3.5.3. Vücut Kütle Merkezinin Hesaplanması	60
3.5.4. Vücut Kütle Merkezinin Hız Kaybının Hesaplanması	60
3.5.5. Yerden Çıkış Sırasındaki Destek Mesafesinin Hesaplanması	61
3.5.6. Yerden Çıkış Sırasındaki İtiş Mesafesinin Hesaplanması	61
3.5.7. Alt Bacak ve Üst Bacağın Üç Boyutlu Açısız Yer Değıştirmesi	61
3.6. Uzun Atlamada Yerden Çıkış Hareketinin 3 Boyutlu Dinamik Modeli	65
3.6.1. Yer Tepki Kuvvet ve Momentleri ve Sıçrama Bacağı Ayak Bileğı Eklem Kuvvet ve Torkları	71
3.6.2. Sıçrama Bacağı Diz Eklem Kuvvet ve Torkları	73
3.6.3. Sıçrama Bacağı Kalça Eklem Kuvvet ve Torkları	74
3.6.4. Çekme Bacağı Ayak Bileğı Eklem Kuvvetleri	76
3.6.5. Çekme Bacağı Diz Eklem Kuvvetleri	77
3.6.6. Çekme Bacağı Kalça Eklem Kuvvetleri	78
3.6.7. Üst Üyelerin Kütle Merkezi Kuvvet ve Torkları	78
3.6.8. Sıçrama Bacağı Kalça Eklemi Sonuç Kuvvet ve Torkları	80
4. BULGULAR	81
5. TARTIŞMA	126
5.1. Kinematik Analizler	126
5.2. Kinetik Analizler	129
5.2.1. Yer Tepki Kuvveti	129
5.2.2. Eklem Kuvvet ve Momentleri	132
5.3. Katı Cisim Modeli	136
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	138
6.1. Sonuçlar	138
6.2. Öneriler	140
KAYNAKLAR	141

EKLER	146
EK 1: Rotmatrix fonksiyonu	146
Global koordinat sistemine göre Lokal koordinat sisteminin hesaplanması	149
Lokal koordinat sisteminin rotasyon miktarının hesaplanması	151
Lokal koordinat sistemindeki öteleme miktarının hesaplanması	152
Dönme açılarının derece cinsinden hesaplanması	153
Global koordinat sistemine göre dönme açılarının hesaplanması	154
EK 2: segment_kutle fonksiyonu	155
EK 3: Antropometrik, kinematik ve kinetik verilerin yüklenmesi.	158
EK 4: Üyelerin linear kinematiği.	159
EK 5: Ters dinamik hesaplama eklem kuvvet ve momentlerin hesaplanması	163

SİMGELER VE KISALTMALAR

TÇE	Yerden Çıkış Evresi
YTK	Yer Tepki Kuvveti
GKS	Global Koordinat Sistemi
LKS	Lokal Koordinat Sistemi
VKM	Vücut Kütle Merkezi
UKM	Üst Vücut Kütle Merkezi
$\%KM_{VKX}$	VKM'nin Yatay Hız Kaybı
KM_{VX}	VKM'nin Yatay Eksendeki Hızı
VKM_{VX}	VKM'nin Yatay Eksendeki İz Düşümü
T_{SX}	Topuğun Yatay Eksendeki İz Düşümü
AU_{SX}	Ayak Ucunun Yatay Eksendeki İz Düşümü
SB	Sıçrama Bacağı
ÇB	Çekme Bacağı
DM	Destek Mesafesi
İM	İtiş Mesafesi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Uzun atlamada resmi mesafenin şematik gösterimi. Hay (28)'den alınmıştır.	7
Şekil 2.2: Uzun atlamada atlama mesafesini belirleyen performans parametrelerinin hiyerarşik modeli (35).	24
Şekil 2.3: Dinamik çözümlenmeler. Zatsiorsky (72)'den alınmıştır.	25
Şekil 2.4: Basit iki bacaklı yürüme ve koşu modelleri (a) Alexander'ın (1976) yürüme modeli, (b,c,d) McGeer' in (1990) yürüme modeli,(e) Blickhan (1989) ve McMahan & Cheng (1990) tarafından analiz edilen koşu modeli ve (f) McGeer's (1990) in koşu modeli (1).	31
Şekil 2.5: Ters dinamik problem. Allard ve diğ.'den alınmıştır (3).	37
Şekil 2.6: Kardan açılarının sırası.	39
Şekil 3.1: Deney düzeneğinde kullanılan hareket analizi sistemi (SIMI 7.5) ve kuvvet platformunun (FP4060–10, BERTEC, A.B.D.) bilgisayar üniteleri.	42
Şekil 3.2: Kuvvet platformu ve analog güçlendirici.	44
Şekil 3.3: Antropometrik ölçümler.	45
Şekil 3.4: Anatomik noktalara yerleştirilen işaretçiler.	47
Şekil 3.5: Alt bacak ve üst bacağa yerleştirilen işaretçiler.	48
Şekil 3.6: Deney düzeneğinin panoramik görüntüsü.	50
Şekil 3.7: (a) Kuvvet platformu lokal koordinat sistemi, (b) yük ölçerlerin konumlandırılması.	51
Şekil 3.8: Kuvvet vektörünün uygulama noktası.	52
Şekil 3.9: Hareket analiziyle kuvvet platformu sistemlerinin senkronizasyonu.	53
Şekil 3.10: (a) Tüm vücut üyeleri, (b) biyomekanik modele dahil edilen üyeler.	55
Şekil 3.11. Ters dinamik yaklaşımla dinamik model analizinin yapıldığı Matlab yazılımının akış şeması.	56

Şekil 3.12: Global koordinat sistemi ve silindir üzerine yerleştirilen düzlemdeki lokal (yerel) koordinat sistemi.	62
Şekil 3.13: Lokal koordinat sisteminin iki farklı anı. (1) ilk konum, (2) son konum.	63
Şekil 3.14: Lokal koordinat sisteminin ötelenmesi.	63
Şekil 3.15: Kardan açılarının sırası.	64
Şekil 3.16: Biyomekanik modele ait serbest cisim diyagramı.	66
Şekil 3.17: Yer tepki ve sıçrama ayağının distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.	72
Şekil 3.18: Alt bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.	74
Şekil 3.19: Üst bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.	76
Şekil 3.20: Çekme ayağının distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvetleri.	77
Şekil 3.21: Alt bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvetleri.	77
Şekil 3.22: Üst bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvetleri.	78
Şekil 3.23: Üst üyelerin kütle merkezine etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.	79
Şekil 3.24: Sıçrama bacağı kalça eklemi sonuç kuvvet ve torkları	80
Şekil 4.1: Vücut kütle merkezinin yatay-dikey düzlemdeki (XZ) konumu.	81
Şekil 4.2: Vücut kütle merkezinin yatay-derinlik düzlemdeki (XY) konumu.	82
Şekil 4.3: Vücut kütle merkezinin derinlik-dikey düzlemdeki (YZ) konumu.	82
Şekil 4.4: Vücut kütle merkezinin 3 boyutlu yörüngesi.	83
Şekil 4.5: Vücut kütle merkezinin yükseklik değişimi.	84
Şekil 4.6: Vücut kütle merkezinin yatay eksenindeki (X) hızı.	85
Şekil 4.7: Vücut kütle merkezinin yatay eksenindeki (X) hız kaybı.	86
Şekil 4.8: Vücut kütle merkezinin dikey eksenindeki (Z) hızı.	86

Şekil 4.9: Sıçrama bacağı diz fleksiyon açısı.	87
Şekil 4.10: Çekme bacağı diz fleksiyon açısı.	88
Şekil 4.11: Yerden çıkış açısı.	88
Şekil 4.12: Kütle merkezinin yörünge açısı.	89
Şekil 4.13: Sol-sağ üst kolun KM'nin yatay (X) eksenindeki yer değiştirmesi.	90
Şekil 4.14: Sol-sağ üst kolun KM'nin derinlik (Y) eksenindeki yer değiştirmesi.	90
Şekil 4.15: Sol-sağ üst kolun KM'nin dikey (Z) eksenindeki yer değiştirmesi.	91
Şekil 4.16: Sol-sağ ön kolun KM'nin yatay (X) eksenindeki yer değiştirmesi.	91
Şekil 4.17: Sol-sağ ön kolun KM'nin derinlik (Y) eksenindeki yer değiştirmesi.	92
Şekil 4.18: Sol-sağ ön kolun KM'nin dikey (Z) eksenindeki yer değiştirmesi.	92
Şekil 4.19: Çekme bacağı üst ve altbacağın KM'nin yatay (X) eksenindeki yer değiştirmesi.	93
Şekil 4.20: Çekme bacağı üst ve altbacağın KM'nin derinlik (Y) eksenindeki yer değiştirmesi.	93
Şekil 4.21: Çekme bacağı üst ve altbacağın KM'nin dikey (Z) eksenindeki yer değiştirmesi.	94
Şekil 4.22: Kuvvet verilerinin hızlı Fourier dönüşüm sonuçları (Yatay-X eksenini).	95
Şekil 4.23: Kuvvet verilerinin hızlı Fourier dönüşüm sonuçları (Derinlik-Y eksenini).	96
Şekil 4.24: Kuvvet verilerinin hızlı Fourier dönüşüm sonuçları (Dikey-Z eksenini).	96
Şekil 4.25: Yatay eksenindeki ham ve filtrelenmiş kuvvet değerleri.	97
Şekil 4.26: Derinlik eksenindeki ham ve filtrelenmiş kuvvet değerleri.	98
Şekil 4.27: Dikey eksenindeki ham ve filtrelenmiş kuvvet değerleri.	98
Şekil 4.28: Yerden çıkış evresinde vücudun sıçrama ayağının distalinde yere uyguladığı kuvvetler.	100
Şekil 4.29: Kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetleri.	101
Şekil 4.30: Sıçrama bacağı ayak bileği eklemine uygulanan kuvvetler.	102

Şekil 4.31: Sıçrama bacağı diz eklemine uygulanan kuvvetler.	102
Şekil 4.32: Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler.	103
Şekil 4.33: Çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler.	104
Şekil 4.34: Üst üyelerin kütle merkezi kuvvetleri.	105
Şekil 4.35: Çekme bacağıyla üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvveti.	106
Şekil 4.36: Sıçrama ayağının distaline uygulanan kuvvetler.	108
Şekil 4.37: Sıçrama ayağının proksimaline uygulanan kuvvetler.	108
Şekil 4.38: Altbacağın distaline uygulanan kuvvetler.	109
Şekil 4.39: Altbacağın proksimaline uygulanan kuvvetler.	110
Şekil 4.40: Üstbacağın distaline uygulanan kuvvetler.	111
Şekil 4.41: Üstbacağın proksimaline uygulanan kuvvetler.	111
Şekil 4.42: Çekme bacağıyla üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvvetleri.	112
Şekil 4.43: Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvet.	113
Şekil 4.44: YTK toplamı ile sıçrama bacağı kalça eklemine hesaplanan kuvvetlerin toplamının karşılaştırılması.	114
Şekil 4.45: Kuvvet platformundan ölçülen tork.	116
Şekil 4.46: Sıçrama ayağının distalinde meydana gelen tork.	117
Şekil 4.47: Sıçrama ayağının proksimalinde meydana gelen tork.	118
Şekil 4.48: Sıçrama bacağı altbacağın distalinde meydana gelen tork.	119
Şekil 4.49: Sıçrama bacağı altbacağın proksimalinde meydana gelen tork.	120
Şekil 4.50: Sıçrama bacağı üstbacağın distalinde meydana gelen tork.	121
Şekil 4.51: Sıçrama bacağı üstbacağın proksimalinde meydana gelen tork.	122
Şekil 4.52: Üst üye kütle merkezi kuvvetlerinin sıçrama bacağı kalça eklemine meydana getirdiği tork.	123
Şekil 4.53: Sıçrama bacağı kalça eklemine meydana gelen toplam tork.	124
Şekil 4.54: Kuvvet vektörünün kuvvet platformu yüzeyindeki yörüngesi.	125

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1: Denekten alınan üyelere ait antropometrik ölçümler ve tanımlamaları.	46
Tablo 3.2: Denek üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları.	47
Tablo 3.3: İnsan vücudunu oluşturan üyelerin kütleleri ve üye kütle merkezleri konumları.	57
Tablo 4.1: Yerden çıkış evresinde destek, itiş mesafesi ve vücut KM'nin yüksekliği.	83
Tablo 4.2: Yerden çıkış evresinde vücut KM'nin atlama tahtasına giriş, çıkış hızı ve KM'nin hız kaybı.	84
Tablo 4.3: Yerden çıkış evresinde sıçrama ve çekme bacağı diz fleksiyon açısı, KM'nin çıkış açısı ve yörünge açısı.	87
Tablo 4.4: Vücut üyelerinin antropometrik değerleri.	94
Tablo 4.5: Vücut üyelerinin eylemsizlik özellikleri.	95
Tablo 4.6: Global eksen sistemine göre eklemlere uygulanan kuvvetlerin minimum ve maksimum değerleri.	99
Tablo 4.7: Lokal eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimaline uygulanan kuvvetlerin minimum ve maksimum değerleri.	107
Tablo 4.8: Lokal eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimalinde meydana gelen torkun minimum ve maksimum değerleri.	115

1. GİRİŞ

1.1. Kuramsal Yaklaşımlar ve Kapsam

Uzun atlama, belki de çok basit görüldüğü için atletizmde en fazla ihmal edilen bir branştır. Sıçrama tahtasından etkili bir atlama yalnızca 0.12 s'de gerçekleştirilmektedir. Bu kısa periyotta atletin kütle merkezinin (KM) hızını, sıçrama ayağını yerleştirmesini, üst ve alt bacak ayarlamasını yaptığı düşünülürse, uzun atlama mekanik açıdan oldukça karmaşık bir olay haline gelir (37).

Pratik bir bakış açısından, uzun atlama, her biri farklı biyomekaniksel hedefleri gerçekleştiren birbirini takip eden dört bölümden oluşur. Bunlar, yaklaşma koşusu, yerden çıkış, uçuş ve konmadır. Uzun atlamada yerden çıkış, uçuş ve konma ortalama mesafe değerlerinin, resmi mesafeye yüzde değeri olarak katılımları açısından sırasıyla % 3.5, %88.5 ve % 8 olduğunu bildirmiştir (28). Resmi mesafeye baskın yüzdelik katkıyı uçuş mesafesinin sağladığı açıktır. Ancak uçuş mesafesini etkileyen faktörler, yerden çıkış sırasındaki KM'nin nispi yüksekliği, yerden çıkış sırasındaki KM'nin hızı, yerden çıkış açısı ve yerde kalış süresidir. Yani uçuş mesafesini, atletin yerden çıkış sırasındaki performansı belirlemektedir.

Yörüngenin yerden çıkış hızı ve açısı, yerden çıkış sırasında atletin yatay ve dikey hızı tarafından belirlenir ve hızdaki değişimler atletin yere uyguladığı kuvvete ve yerde kalış süresine bağlıdır. Vücut üyelerinin konumu yerde kalış süresini etkiler. Yerde kalış süresi ne kadar kısa olursa uygulanan kuvvet o kadar fazla olacaktır. Bu durumun Newton'un hareket yasalarıyla ilişkili olduğu düşünülebilir. Atletin yere uyguladığı kuvvet oranında yer de atlete eşit fakat zıt yönlü kuvvet uygulayacaktır. Kuvvetin fazla olması yerden çıkış hızının artmasına neden olacaktır. Vücut üyelerinin antropometrik özellikleri, bir başka deyişle kütle dağılımı, yerden çıkış hızını ve açısını etkileyecektir.

Literatürde uzun atlamanın teorisi ve uygulamalarını gösteren birçok çalışma vardır. Bu çalışmalar 3 gruba ayrılabilir. Literatürdeki çalışmaların büyük bölümünü teşkil eden birinci grup çalışmalar tanımlayıcı nitelikte olup hareket analizi ile eklem kinematiklerinin incelendiği çalışmalardır (27, 31, 32, 38, 44, 51). İkinci grup, birinci gruptaki eklem kinematiklerini inceleyen çalışmalara ilaveten yerden çıkış evresinde, yer tepki kuvvet ve momentlerinin de incelendiği kinetik analizleri içeren

çalışmalardır (4, 41, 67). Son grup ise özellikle yerden çıkış evresinin dinamiklerinin incelendiği ve sıçrama bacağına farklı yöntemlerle modellenerek (yay-damper modeli, matematik model gibi) yer tepki kuvvetlerinin hesaplandığı çalışmalardır (26, 58, 59, 61, 64, 65). Son gruptaki çalışmalar da dahil olmak üzere, literatürde uzun atlamanın yerden çıkış evresinde 3 boyutlu dinamik modele ve sıçrama bacağı eklemlerindeki kuvvet ve torkların tartışıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Mesleki yaşam ve sportif aktiviteler sırasında insan vücudundaki eklemlerin karşılaştığı kuvvetler ve bu kuvvetlerin davranışının ve büyüklüğünün bilinmesi, hem sportif sakatlıkların önlenmesi hem de muhtemel mekanizmaların anlaşılmasında önemli rol oynamaktadır. Ayrıca kas ve eklem kuvvetlerinin hesaplanması implant tasarımlarında, cerrahide ve rehabilitasyon programlarında ilave faydalı bilgileri de beraberinde getirmektedir (3).

Sportif bir hareketin dinamik davranışını bir modelle ifade ederek hareketin mekanizmalarını anlamaya çalışmak biyomekaniksel araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir yaklaşım olmaktadır. Bu anlamda insan vücudunun üye modelini oluşturmak ve antropometrik üyelerin morfolojisini uygun bir şekilde tanımlamak oldukça karmaşık ve problemlidir. Literatürde insan vücudunun modellenmesine ilişkin üyelere ayrılmayan tek bir katı cisim modellerinden, basit geometrik şekillerle ifade edilen 15 bağlantılı cisim modellerine ve eliptik alanlara ayrılan 16 bağlantılı cisim modellerine kadar geniş bir yelpaze bulunmaktadır (25). Tüm bu modellemelerde üyeler aynı yoğunluklu katı cisimler olarak kabul edilmektedir. Hemami ve Golliday (33) serbestlik derecesi bir olan tek bir katı cisimle gerçekte çok bağlantılı olan sistemleri temsil etmenin yeterli olacağını ifade etmektedir. Hanavan'ın (24) 15 üyeli modeli, Jensen'in (39) 16 üyeli modeli, Hatze'nin (25) 17 üyeli antropomorfik modeli ve Yeadon'ın (69) 40 parçalı modeli vücudun daha küçük parçalara ayrılarak hareketin daha gerçekçi tanımlanmasına olanak sağlamaktadır (50).

İnsan vücudunun kinematik ve kinetik analizlerinde, ters dinamik problemlerin çözümünde ve hareket denklemlerinin oluşturulmasında klasik yaklaşım olarak üç boyutlu katı cisim dinamiği kullanılmaktadır (63). Katı cisim yaklaşımında üyelerin yoğunluğu sabit kabul edilir. Yoğunluğu bilinen katı bir cismin geometrisi

matematik modeller oluşturularak belirlenmekte ve insan vücudundaki üyeleri temsil edecek vücut üye parametreleri hesaplanabilmektedir. Vücut üye parametreleri (kütle, kütle merkezi, eylemsizlik momenti) ve üyenin doğrusal ve açısal kinematik verisi eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanmasında yaygın olarak kullanılan değişkenlerdir (34). Bu anlamda insan vücudunun üye modelini oluşturmak ve antropometrik üyelerin morfolojisini uygun bir şekilde tanımlamak önemli olmasına karşın oldukça karmaşık ve problemlidir.

Katı cismin özellikleri şöyle sıralanabilir. a) Herhangi iki nokta arasındaki uzaklık sabittir. b) Cismin en küçük parçası, cismin bütünüdür. c) Sonsuz sayıda maddesel noktadan oluşur ve dışardan etki eden kuvvetler sonucunda şeklinde herhangi bir bozulma olmaz. Bu özellikler göz önünde bulundurularak katı cisim bir maddesel nokta sistemi olarak düşünülebilir. Bir katı cismin, global (kartezyen) eksen sistemine göre konumunu belirlemek için bir doğru üzerinde bulunmayan üç noktasını belirlemek yeterlidir. Cismin diğer herhangi bir noktasının bu üç noktaya göre konumu değişmediğinden cismin bütünüdür konumu belirlenmiş olur (52).

Birbirine bağlı katı cisimlerden oluşan insan modellemelerinde, üyelerin eklemle birbirine bağlandığı vücuttan uzak olan (distal) ve vücuda yakın (proksimal) uçlarında oluşan kuvvet ve momentler ters dinamik yöntemle hesaplanmaktadır. Sportif hareketlerin uygulanması sırasında gerekli kuvveti oluşturan içsel mekanizmalar kaslardır. Kasların tendonda uyguladığı kuvveti doğrudan yöntemle (invitro) ölçme imkanı olmadığı için, kinematik ve antropometrik verileri kullanarak kuvvet dolaylı yoldan hesaplanır (66). Eklem kuvvetlerinin ve kas momentlerinin hesaplandığı modele bağlantılı üye modeli denir. Eğer tüm kinematik, antropometrik ve kinetik veriler biliniyorsa eklem kuvvetleri ve kas momentleri hesaplanabilir. Bu hesaplama yöntemine ters dinamik yöntem denir. Bu yöntem, tüm kasın her eklemdaki aktivitesinin net toplamını görmek için oldukça avantaj sağlamaktadır.

Katı cisimlerin açısal hareketlerinde kütlelerin dönmeye karşı gösterdiği direnç eylemsizlik momenti olarak tanımlanmaktadır (22). Eylemsizlik momenti, üyenin sahip olduğu kütle miktarıyla ve dönme eksenine göre kütlelerin dağılımıyla da ilişkilidir (17).

Üyenin kinematik verilerinden hareketle, eklem kuvvet ve momentleri gibi kinetik büyüklüklerin hesaplanmasında vücut üyelerinin eylemsizlik parametreleri (üye kütleleri, üye kütle merkezleri, üye eylemsizlik momentleri) kullanılmaktadır (14, 34). Vücut üyelerin eylemsizlik momentlerini doğrudan hesaplamada kullanılan farklı teknikler bulunmaktadır. Bu tekniklerden bazıları; pendulum tekniği (50), matematik modelleme (24, 25, 39, 69, 70) ve gamma kütle tarama metodudur (18). Ayrıca doğrudan ölçümlerle antropometrik veriler ilişkilendirilerek geliştirilen regresyon denklemleri de eylemsizlik momentlerinin hesaplanmasında kullanılmaktadır (34, 68, 71).

Katı cismin kinematiğinde, katı cisme ait bir noktanın hızını ve ivmesini, ayrıca katı cismin açısal hızını ve ivmesini belirlemek gerekir. Bunlardan katı cismin herhangi bir noktasının hızı ve ivmesini elde etmek yeterlidir. Kütle merkeziyle ilgili bazı özellikleri, kütle merkezinin konumu ve cisme bağlı bir eksen sistemine göre eylemsizlik momentleri yardımıyla belirtilebilir. Cisme bağlı eksen sistemleri kullanmakta temel sebep, eylemsizlik momentlerinin bu eksenlere göre sabit kalmasındandır (52).

Regresyon denklemleri çoğunlukla, farklı boyutları olan nicelikler arasındaki doğrusal ilişkiyi bulmak için deneysel verilerle birleştirilmede kullanılır. Birçok durumda bu gibi nicelikler arasındaki teorik ilişkiler bilinir ve regresyon denklemlerinin kaynağı olarak kullanılır. İnsan hareketlerinin mekaniksel nicelik analizleri vücut üyelerinin kütle merkezlerinin, kütlelerin ve eylemsizlik momentlerinin tahminini gerektirir (68).

Bu çalışmada, vücudu oluşturan ve birbirine bağlı katı cisim olarak kabul edilen üyelerin kütlesi, KM lokasyonları ve eylemsizlik parametrelerinin hesaplanmasında Chandler ve diğ.'nin (9) antropometrik ölçümlerde kullandığı 14 üyeli modelini temel alan Yeadon ve Morlock'un (68) regresyon denklemleri kullanılacaktır.

Bu çalışmanın amacı, uzun atlamanın yerden çıkış evresinde kuvvet platformu yardımı ile ölçülen yer tepki kuvvetlerini kullanarak, yerden çıkış evresi boyunca eklemlere uygulanan kuvvetleri belirleyebilecek bir model oluşturmaktır.

1.2. Amaç ve Varsayım

Bu çalışmanın amacı, uzun atlamanın yerden çıkış evresinde katı cisim kabul edilerek birbirine bağlanan üyelerden oluşan dinamik model yardımıyla eklemlere uygulanan kuvvet ve torkları hesaplayan biyomekanik bir model oluşturmaktır.

Dinamik model iki temel varsayıma dayanmaktadır. Birincisi, üst üyelerin (sağ-sol önkol, sağ-sol üst kol, gövde ve kafa) her birinin kütle merkezi ayrı ayrı hesaplandıktan sonra tek bir noktaya indirgenerek vücudun üst tarafının kütle merkezi hesaplanacaktır. Tüm üst üyelerin kütle merkezinin tek bir noktada olduğu (üst üye kütle merkezi ÜKM) varsayılmıştır. Bu varsayıma dayanarak atletin vücudu modelleneyecektir. İkincisi, vücut üyeleri katı cisimlerden oluşan bağlantılı üye modeli ile temsil edildiği varsayılmıştır. Katı cisim modeli; sol ayak, sol alt bacak, sol üst bacak, sağ ayak, sağ alt bacak, sağ üst bacak ve üst kütle merkezi olmak üzere toplam yedi üyeden oluşacaktır. Birbirine bağlı katı cisimlerden oluşan insan modellemelerinde üyelerin eklemlerle birbirine bağlandığı vücuttan uzak olan (distal) ve vücuda yakın (proksimal) uçlarında oluşan kuvvet ve momentler ters dinamik analiz yöntemiyle hesaplanmıştır. Bu nedenle, vücudun bağlantılı katı cisim modelinin, uzun atlama tekniğinin dinamik davranışını temsil edebileceği düşünülmüştür.

1.3. Araştırmanın Önemi

Uzun atlamada kinetik analizler (örneğin; kuvvet platformu kullanarak yer reaksiyon kuvvetlerinin ölçülmesi) ve kinematik analizler (örneğin; hareket analizleri yazılımları kullanılarak vücut kinematiği) sonucu elde edilen bilgiler sonucunda sporcunun performansı ile ilgili yorumlar ve değerlendirmeler yapılmaktadır. Yapılan araştırmalarda atlama sırasında vücut kütle merkezinin yörüngesi, hızı ve ivmesi, eklem açıları ve üyelerin açısal hızları birer değişken olarak değerlendirilmekte ve sonuçlar elde edilmektedir.

İnsan vücudundaki üyelerin katı cisim kabul edildiği bağlantılı üye modellemelerinde ise; vücut üyelerinin eylemsizlik özellikleri, üyelerin doğrusal ve açısal hareketlerinin meydana getirdiği eklem kuvvet ve momentleri değerlendirilmektedir. Dolayısıyla, tüm vücudun modellenmesi uzun atlama tekniğinin tümünü kapsadığı ve atlamayı bir bütün olarak değerlendirdiği için atlamanın vücut üzerindeki mekanik etkilerini incelemek ve yorumlamak

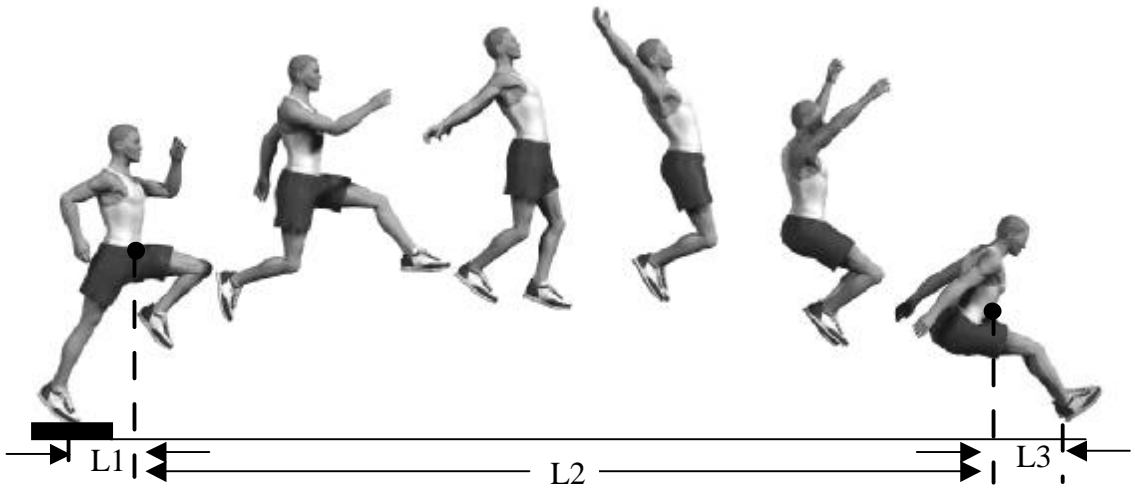
kolaylaşmaktadır. Uzun atlamada karşılaşılan spor yaralanmalarının uzun atlama tekniğiyle ve tekniğin uygulanması sırasındaki yapılan hareketlerle ilişkili olduğu düşünüldüğünde, hem bu yaralanma riskinin azaltılması hem de atletlerin atlayışları arasındaki farklılıkları ortaya koymak açısından bir model yaklaşımı mantıklı görülmektedir. Bu açıdan bir model oluşturarak uzun atlamanın dinamik davranışını değerlendirmek araştırmanın önemini ortaya koymaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Uzun Atlamanın Temel Modeli

Uzun atlama performansı “resmi mesafe” olarak tanımlanmaktadır. Bu mesafe, sıçrama tahtasının ön kenarından, atletin kumda bıraktığı sıçrama tahtasına en yakın iz arasındaki hayali dik çizgi uzunluğu ölçülerek elde edilir. Hay (28) uzun atlamadaki resmi mesafenin, 3 mesafe toplamından meydana geldiğini belirtmektedir (Şekil 2.1).

1. Yerden çıkış mesafesi: Sıçrama tahtasının ön kenarıyla atletin yerden çıkış sırasındaki kütle merkezinin izdüşümü arasında yatay eksendeki mesafedir (L1).
2. Uçuş mesafesi: Atlet havada iken kütle merkezinin yatay eksendeki kat ettiği mesafedir (L2).
3. Konma mesafesi: Topukların kumla temas ettiği andaki KM'nin izdüşümüyle kumda bırakılan iz arasındaki mesafedir (L3).



Şekil 2.1: Uzun atlamada resmi mesafenin şematik gösterimi. Hay (28)'den alınmıştır.

Resmi mesafenin bu bölümleri uzun atlamanın tekniğiyle ilgili tartışma ve araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Uzun atlamanın analizi yapılırken, bir

atletin performansı değerlendirilirken yaygın bir şekilde kullanılan 2 mesafenin olduğunu belirtmek gerekir (51).

Resmi mesafe, uzun atlama için geçerli olan yarışma kurallarına göre ölçülen mesafedir. Fiili mesafe ise yerden çıkış sırasında, yerden çıkış ayağının parmaklarından atletin kumda bıraktığı en yakın iz arasında ölçülen yatay eksendeki mesafedir.

Yerden çıkış mesafesi, fiili yerden çıkış mesafesiyle (KM'nin izdüşümü ile yerden çıkışta ayakucu arasında yatay eksendeki mesafe) ayak-sıçrama tahtası mesafesinin (sıçrama tahtasının ön kenarı ile atletin yerden çıkış ayağının ucu arasında yatay eksendeki mesafe) toplamıdır. Uçuş mesafesinde en önemli etkenler; KM'nin yerden çıkış hızı, yerden çıkış açısı (yörünge açısı) ve KM'nin nispi (relatif) yüksekliğidir. KM'nin nispi yüksekliği yerden çıkış ve konma sırasındaki yüksekliğe bağlıdır (51).

Yörüngenin yerden çıkış hızı ve açısı, yerden çıkış sırasındaki KM'nin yatay ve dikey hızı tarafından belirlenir. Yerden çıkış sırasındaki KM'nin hızındaki değişimler atletin uyguladığı ortalama kuvvet ve yerden çıkış zamanı tarafından belirlenir. Bu kuvvetler kolların ve bacağın salınımı ve yerden çıkış bacağının hareketiyle uygulanır. Yere basma sırasındaki başlangıç hızı tamamen yaklaşma koşusu tarafından belirlenir. Hay (28), İsveç ve Doğu Alman uzun atlama ve dekatloncuların 25 deneme sonrasında yerden çıkış, uçuş ve konma ortalama mesafe değerlerinin, resmi mesafeye yüzde değeri olarak katılımları açısından sırasıyla % 3.5, %88.5 ve % 8 olduğunu bildirmiştir.

Resmi mesafeye baskın yüzdeler katkısı uçuş mesafesinin sağladığı açıktır. Ancak uçuş mesafesini etkileyen faktörler, yerden çıkış sırasındaki KM'nin nispi yüksekliği, yerden çıkış sırasındaki KM'nin hızı, yerden çıkış açısı ve hava direncidir. Yani uçuş mesafesini, atletin yerden çıkış sırasındaki performansı belirlemektedir. Nispi yerden çıkış yüksekliği, yerden çıkış ve konma sırasındaki KM'nin yükseklikleri arasındaki farktır (51).

2.2. Uzun Atlamanın Bölümleri

Pratik bir bakış açısından, uzun atlama, her biri farklı biyomekaniksel hedefleri gerçekleştiren birbirini takip eden dört bölümden oluşur. Bunlar;

1. Yaklaşma koşusu: Atletin sıçrama tahtasına doğru harekete başlamasından sıçrama için yere değme anına kadar olan bölümdür. Bu arada kat edilen mesafe, yaklaşma koşusu mesafesi olarak isimlendirilir.
2. Yerden çıkış: Yere değme anından, yerden çıkış ayağının yerle temasının kesildiği ana kadar olan bölümdür. Sıçrama tahtasının ön kenarı ile atletin yerden çıkış sırasında KM'nin izdüşümü arasında yatay eksendeki mesafe yerden çıkış mesafesi olarak isimlendirilir.
3. Uçuş: Yerden çıkışın başladığı andan, konmanın (ayağın yerle ilk temasının) başladığı ana kadar olan bölümdür. Atlet havada iken kütle merkezinin (KM) yatay ekseninde kat ettiği mesafe uçuş mesafesi olarak isimlendirilir.
4. Konma: Konmanın başladığı andan, atletin KM'nin ayaklar üzerinde ileriye doğru veya durgun hale taşınmaya kadar olan bölümdür. Topukların kuma değdiği anda KM'nin iz düşümüyle kumda bırakılan iz arasında yatay eksenindeki mesafe konma mesafesi olarak isimlendirilir (27).

2.2.1. Yaklaşma Koşusu

Yaklaşma koşusunun 3 amacı vardır. Bunlar;

1. İvmelenme safhası boyunca mümkün olan en yüksek hıza erişmek.
2. Son adımlarda yerden çıkışa hazırlanmak.
3. Mesafe kaybını en aza indirmek için ayak-tahta mesafesini ayarlamaktır.

Yaklaşma koşu hızının ölçümünde kullanılan farklı yöntemler nedeniyle elde edilen veriler karşılaştırılmamaktadır. Bazı araştırmalar yerle temas sırasındaki yatay

hızı ölçerken, bazıları son metrelerdeki veya son adımlardaki en yüksek veya ortalama hızı ölçmüşlerdir (51).

Son 5 m'deki ortalama hız KM'nin anlık hızına eşit veya daha az olmalıdır. Çünkü atlet her arada en az 2 destek fazının olduğu 2 adımı gerçekleştirir. Her destek fazı sırasında atletin KM'nin yatay hızı önce azalır, daha sonrasında artar. Bu yüzden, yerden çıkışın başlangıcında hız birkaç adımın ortalama hızından büyük veya eşit olmalıdır. Son 5 m'deki ortalama hız sadece, yerden çıkışın başlangıç hızı için belirleyicidir. Literatürde yaklaşma koşusuyla resmi mesafe arasındaki ilişkinin tutarsızlığı, farklı yaklaşma koşu hızlarının, farklı mesafelerin ve performansın farklı düzeylerinin tanımlanmasına neden olmuştur. Biyomekanik açıdan yerden çıkışın başlangıcında ayağın yerle temasında KM'nin anlık hızı önemli bir faktördür. Yaklaşma koşusunun son adımları (son 5 m'deki) sırasında kütle merkezinin hızındaki değişimler, adım uzunluklarına ve adımların destek ve uçuş zamanlarına bağlıdır. Bir adımın destek zamanı, destek ayağının yerle temasından yerden çıkışın başlangıcına kadar olan süre olarak tanımlanır. Destek fazı 3 önemli faktörle belirlenir. Bunlar, destek öncesi adım uzunluğu, yerden çıkış ayağının yerle teması sırasında vücut üyelerinin hareketi ve sıçrama bacağı ile çekme bacağının hareketidir (51).

1984 Olimpiyat Oyunları bayanlar uzun atlama finalistlerinin kütle merkezi yatay hız ortalama değerleri, sondan 3. adım için 9.24 m.s^{-1} , sondan 2. adım için 9.27 m.s^{-1} ve son adım için 8.82 m.s^{-1} olarak bildirilmiştir. Bu veriler yatay hız kaybının son adımın destek safhası sırasında meydana geldiğini göstermektedir (51).

Adım uzunluğu, yaklaşma koşu hızını belirlemede önemli bir faktör olmakla birlikte üst düzey uzun atlayıcıların performanslarındaki farklılıkları açıklamak için yeterli bir parametre değildir. Son adımlar sırasında yerden çıkışa hazırlanma, adım bileşenleri tarafından düzenlenebilir. Yaklaşma koşusunun son 3 veya 4 adımının uzunluğu literatürde oldukça fazla analiz edilmiş ve tartışılmıştır (51). Baştan sona iyi bir uzun atlama modelinde uyum olmamasına rağmen, bu hazırlık niteliğindeki hareketlerde genellikle son adım diğerlerinden 0.09 ile 0.22 m daha kısadır (15, 37). Örneğin son 3 adımın ortalama uzunluğunu; 2.18 m (3. adım), 2.42 m (2. adım) ve 2.18 m (1. adım) olarak bildirilmiştir (51). Son dört adım şöyle olmalıdır: eşit mesafe,

eşit mesafe, az uzun, az kısa. Bu etkili bir yaklaşma koşusu için anahtardır (37). Hay ve Miller (29) Olimpiyat Oyunları bayanlar uzun atlama finalistlerinin adım uzunluğu değerlerini; 2.15 m (4. adım), 2.19 m (3. adım), 2.24 m (2. adım) ve 2.09 m (1. adım) olarak bildirmişlerdir. Bununla beraber en iyi atlayışlarını yapan bazı atletlerin son adımlarının sondan 2. adımlarından daha uzun olduğu görülmüştür (15, 23, 51). Adım uzunluğundaki değişimler, KM'nin izlediği yol ve atletin yerden çıkışa hazırlandığı sırada son adımlarındaki vücudun öne veya geriye doğru olan hareketi göz önüne alınarak değerlendirilmelidir (51).

Yaklaşma Koşu Mesafesi

Bir atlet için uzun atlamada asıl amaç, en yüksek koşu hızında koşmak ve yaklaşma hızında hiçbir bozulma olmaksızın sıçrama tahtasından ayrılabilme. Adım uyumundaki en büyük problemin yaklaşma koşusunun ilk 3-4 adımında meydana geldiği unutulmamalıdır. Adım uyumunun atlette otomatikleşmiş bir beceri olması için sık sık adım uyumu üzerinde çalışılmalıdır (37).

Atletin maksimum hıza ulaşması en az 5 s (elit atletler için 6 s) sürmektedir. Dünya klasmanındaki atletlerin uzun atlamanın yaklaşma koşusunda en yüksek hızlarının yaklaşık olarak %95'ini kullandıkları bilinmektedir. 5 veya 6 s için hesaplandığında en yüksek hızlarına 45. ile 54. m'ler arasında ulaşmaktadırlar. Bununla beraber, yatay sıçramada, üzerinde durulması gereken nokta kullanılabilen hızdır. Yaklaşma koşu mesafesi genellikle 45 ile 48 m'dir. Birçok atlet için bu mesafe 33 ile 39 m arasındadır. Yaklaşma koşu mesafesi, başlangıçtan sıçrama tahtasına kadar olan mesafedeki adım sayısını ayarlanarak belirlenebilir. Yaklaşma 17 ile 24 adımdan olmalıdır. Sezon başında atletler 17 adımı, daha sonra ise 22 ile 24 adımı kullanırlar. Böylece mesafe kuvvet ve hızdan dolayı değişebilecek, fakat adım ritmi değişmeyecektir (23, 37).

Adım Modelinin Saptanması

Literatürde, koşu uzunluğunu belirlemek için daima sıçrama ayağı kullanıldığı bildirilmektedir. Buna ilaveten tüm başlangıç çalışmaları tahtadan geriye, koşu yoluna doğru yapılır. Eğer atlet sol ayağıyla sıçırıyorsa, tahtada sağ ayağıyla durması söylenir. Ayakta starttan, antrenör adımları sayarken atlet maksimum hızla sıçrama

yapar. 17 adımlı bir yaklaşma koşusu kullanıldığında, 9 adım sayılır ve işaretlenir (sol ayak olmalıdır). Bu son kontrol işaretidir. Tahtaya ulaşmak için 8 ilave adıma daha ihtiyaç vardır. Atlet bu 8 adımı gerçekleştirmek için devam eder ve yerden çıkışa geçmek için sol ayakla bir sıçrama yapar (37).

Son 8 adım süresince üzerinde durulması gereken nokta, hızlı kol çekişleri, dizleri yukarı kaldırma ve baş ve gözlerin yüksek bir seviyedeki noktaya odaklanması olmalıdır. Kalçalar atlamaya hazırlanmada belirgin bir şekilde düşürülmemelidir. Atlet sondan bir önceki adımını az bir şekilde büyütmelidir. Bu uzunluk yalnızca 0.91-1.88 m arasındadır. Bu süre zarfında kalçaların çok az şekilde alçaltılması meydana gelecektir. Fakat bu yatay hızı azaltmayacaktır. Yerden çıkış adımı yine az bir şekilde daha kısa olacaktır (0.91-1.88 m). Bu atletin tahta üzerinde hızını arttırmasına yardımcı olacak ve KM'yi yükseltecektir (37).

2.2.2. Yerden Çıkış

Teorik olarak atlama mesafesi, yerden çıkış hızı, vücut KM'nin yerden çıkış yüksekliği ve yerden çıkış açısı tarafından belirlenir. Bununla beraber, yerden çıkış evresinin sonunda atletin vücut pozisyonu, yararlanabildiği uçuş uzunluğunun mesafesine ve yere konmadaki kaybın büyüklüğüne bağlıdır (23, 56).

Uzun atlamada yerden çıkış ki bu tam olarak başarılmak istenen noktadır, kuvvetin çok çabuk bir şekilde uygulandığı bölümdür (37). Yerden çıkışta atlet iki önemli görevi gerçekleştirmek zorundadır. Bunlar; dikey bir yükselme elde etme ve yatay hızını mümkün olduğu kadar sürdürmedir. Bu yüzden yerden çıkış evresi gereken yatay hızı azaltmaksızın en iyi dikey hızı elde etmekten ibarettir. Yerden çıkıştaki hareket yalnızca, yatay hızdan dikey devinirliğe (momentum) dönüşmede kısa bir süre geçmesine olanak sağlar (0.12 s). Bu yerden çıkış bacağının maksimum kuvvet uygulamasıyla başarılıdır. Dikey kalkışın büyüklüğü, kuvvetin ya da itmenin (impulse) uygulandığı zamana bağlıdır (11).

Şüphesiz ki yerden çıkışta en önemli faktör itici kuvvettir (impulse). Kuvvet platformuyla yapılan çalışmalar, çok daha küçük zamanda daha fazla kuvvetin meydana geldiğini göstermiştir. Önceleri atlet yere ne kadar büyük kuvvet uygular ve ne kadar uzun süreli yerde kalırsa yerde atlete o kadar büyük kuvvet uygular gibi yanlış bir fikir vardı. Araştırmalar, yerden çıkış zamanının ve uygulanan dikey

kuvvetin süresinin azalmasının atlanılan mesafenin veya yerden çıkış yüksekliğinin arttığını göstermiştir (37).

Yerden çıkışta üzerinde durulması gereken nokta atletin KM'ne en yüksek dikey hızı verebilmesidir. Yerden çıkış evresindeki hareketler en iyi bir yayla karşılaştırılabilir. Başlangıçta sıkıştırma, sonra dönme ve en son olarak da uzamadır (15).

Uzun atlamada atlet yatay hızını sürdürür ve en son adımında ivmelenme olmaz. Başlangıçta atlet, yerden çıkış ayağını kütle merkezinin önünde iyi bir şekilde yerleştirmesine rağmen, atlet uzun atlamaya uyum sağlayamaz. Uyum sağlayabilmek için atlet yatay hızından önemli ölçüde kaybedecektir (15).

Sıçramada, hareketin hızı için, serbest bacak dizden tamamen bükülü olarak ileri fırlatılır. Daha büyük yatay hız yüzünden yerden çıkış hareketi ileri ve yukarı doğrudur. Yerden ayrılmadan önceki yay hareketi biraz daha dikey yöndedir (15).

Yerden çıkış ayağı yerle ilk teması sağladığında tepkinin yatay bileşeni, atletin ileri doğru hızını önemli ölçüde yavaşlatır. Kinetik enerjinin bir kısmını bu şekilde kaybederek, atletin vücudunu yükseltmek için kullandığı iddia edilmektedir. Başlangıçta yerden çıkış bacağı düz olmasına ve hemen arkasından eğilerek üzerine bir gerilme uygulanmasına rağmen, yerden çıkış bacağının bir sırtık gibi işlev görmediğine inanılır (15).

Uzun atlamada en iyi yerden çıkış, öne doğru olan hareketi mümkün olduğu kadar azaltmak için direnç gösterildiği, atletin büyük miktardaki yatay hızını ileriye aktarmak için sınırlandırdığı, maksimum dikey itici kuvvetin (impulse) kütle merkezine doğru yöneltildiği, yerden çıkış bacağının etkin bir şekilde uzatılarak dikey yönde ek bir itici kuvvet uygulamadan hemen önce dizden bükülü serbest bacağın, kafanın, omuzların ve kolların dikey yönde ivmelendirildiği yerdir (15).

Yerden Çıkış Hızı ve Açısı

Uzun atlamada atlet yatay hızını yerden çıkış sırasında 1 ile 2 m.s⁻¹ veya daha fazla oranda azaltır. Bu, yaklaşma koşu hızında %9 ile 18'lik bir azalmaya eşittir. Bu azalma KM'nin yerden çıkış açısı ve yerden çıkış yüksekliği arttığı zaman daha fazladır. Atlama mesafesiyle yerden çıkış sırasında yatay ve dikey hızın ilişkisi,

hareketin doğası nedeniyle kuvvetli bir şekilde etkilenir. Dünya klasmanındaki atletler üzerinde yapılan araştırmalar, yerden çıkış sırasında yatay hızın atlama mesafesini belirlemede baskın etken olduğunu göstermiştir (51). Yerden çıkış açısı bütün atletlerde 18^0 ile 22^0 arasında iken, yerden çıkış hızı atletin yaşına, cinsiyetine ve antrenman düzeyine göre değişiklik göstermektedir (56). Yerden çıkış sırasında yatay ve dikey hızın yaklaşık olarak 2:1 veya 3:1 olması ve bu orana uygun çıkış açısının da sırasıyla 26.6^0 ve 18.4^0 olması gerektiği bildirilmiştir. 18^0 ile 22^0 'lik ortalama açđ değerleri en iyi çıkış açısı değerleridir. Açđ değerleri 20^0 ile 22^0 'yi aştığında yaklaşma koşu hızının önemi artmaktadır. Açđ değerleri 20^0 ile 22^0 'nin altına indiğinde yerden çıkışta yere uygulanan kuvvetin önemi artmaktadır (11, 51, 56). Kesin yerden çıkış açısı açıkçası atletin hızına ve sıçrama yeteneğine ve yatay ve dikey hız arasındaki uzlaşmaya bağlıdır (11).

Yerden çıkışı hızda azalma olmaksızın gerçekeştirmek imkansızdır. Çünkü atleti kaldırmak zorunda olan yerden çıkış ayağı sürat koşusunda destek safhasındaki durumdan daha uzun bir süre tahtada durmak zorundadır. Yerden çıkış ayağı tahtaya temas ettiğinde, itme kuvveti atletin ilerleme hızını kontrol ettiği için daha fazla kayıp meydana gelir. Bu kaybı en aza indirmek için atlet yaklaşma koşusu hızıyla yerden çıkış kuvveti arasında bir uzlaşmaya zorlanır (11).

Yerden Çıkış Zamanı

Birçok araştırmacı uzun atlamada yerden çıkış zamanı için değerler bildirmiştir. Kameraların görüntü alma hızlarının sınırlı olması ve farklı işlem yolları nedeniyle farklı verilere ulaşılmıştır. Őampiyon uzun atlayıcıların ayağının tahtayla temas süresi 0.12 s'dir. Yeni başlayan atletlerde ise bu süre 0.18 ile 0.20 s kadardır. Daha hızlı yaklaşma koşusu, yerden çıkış zamanını düşürmekte ve daha büyük atlama mesafesiyle sonuçlanmaktadır. Daha kısa yerden çıkış zamanı ise yatay hızın azalma miktarını düşürmektedir (37, 51).

Dönme (Rotasyon)

Yerden çıkış sırasında meydana gelen kuvvetlere karşı reaksiyon belirli dönmeleri başlatır. Bu dönmelerdeki dönme etkisi kuvvetin büyüklüğüne ve kuvvet kolunun uzunluğuna bağlıdır. Teorik olarak bir atlet tahtayı, ileri, geri veya hiç

dönmeden terk edebilir. Uygulamada ise, öne doğru dönme çok yaygındır. Yerden çıkış ayağı tahtada sabitken anbean bu eksen üzerinde (ayak) dönmesiyle oluşur (11).

Uzun atlayıcının yerden çıkış hareketinde, koşucunun çekme bacağına uyguladığı kuvvete gösterilen tepkide olduğu gibi, KM'ne dış merkezli olarak yöneltilir (üç ana düzlemde -sagital, frontal ve horizontal- olduğu gibi). Koşuda denge için, koşucunun KM etrafında, saat yönünde ve saat yönünün tersindeki momentlerin her 3 düzlemde de eşit olması gerekir. Bu yerden çıkış sırasındaki denge içinde doğrudur (15).

Frontal ve horizontal düzlemlerde denge, sagital düzlemdeki dengeden daha kolaydır. Atlet için eksentrik itişin etkileri daha zayıf olduğundan yumuşatma ve kontrol çok daha kolaydır (15).

Bununla birlikte sagital düzlemde, yerden çıkış ayağı hareketsiz iken, anbean, tahtanın üzerinde ve atletin bacağındaki itmenin dikey bileşeni kütle merkezinin arkasına etki ederken, yerden çıkış ayağının üzerinde ve ileriye doğru olan mihver (pivot) hareketinden dolayı öne doğru kuvvetli bir dönme eğilimi vardır (15).

Geriye doğru dönme, atletin bacak itmesinin dikey bileşeni KM'nin önüne etki ederken, bacak itmesinin yatay bileşeni ve çekme bacağına hareketiyle oluşan açısız momentumun aktarılmasıyla desteklenir (15).

Hareketi meydana getiren her bir unsur üzerinde vurgulanan nokta, sagital düzlemde, atletin tahtadan geriye doğru dönmeye mi, ileriye doğru dönmeye mi yoksa hiç dönme olmadan mı ayrıldığına karar vermektir. Geriye doğru dönme, ancak, gerekli olan yatay hızı yok eden, son adımın aşırı derecede uzun olmasıyla açıklanabilir. Diğer taraftan, uzun atlamada hızlı ve etkili bir yerden çıkış, sagital düzlemde ya hiç dönme meydana getirmemiş ya da sıklıkla gözlemlendiği gibi büyük oranda öne doğru dönmeye sonuçlanmıştır (15).

Bedi ve Cooper (4) çıkış sırasında üretilen açısız momentumdaki değişmeyi ölçerek uzun atlamada vücudun açısız rotasyonunun yönünü belirlemişlerdir. En iyi atlama mesafesine sahip atletlerin en fazla frenleme etkisi gösterdikleri bildirilmektedir. Fren etkisi, son adımda uygulanan kuvvet eğrisinin pozitif yatay kısmı altında kalan alan olarak tanımlanmıştır. Bu faktörler, elit atletlerin yüksek yatay hız ve patlayıcı kas kasılması yetilerine sahip olduğu anlamına gelebilir. Yerden

çıkış sırasında, vücudun destek ayağının ekseninde öne ve ileriye doğru dönmesi nedeniyle, öne doğru rotasyon için güçlü bir eğilim oluşturur. Bununla beraber geriye doğru olan rotasyon, atletin bacak itmesinin dikey bileşenlerince ve atletin kütle merkezinin önünde etki eden dikey bileşenlerce desteklenir. Bu faktörler ve vücuda doğru salınım yapan bacağın açılal momentumunun transferi mevcut olan geriye doğru rotasyonun tümünü meydana getirir. Atletin bunlara önem vermesi, havada uçuş safhasında meydana gelen rotasyonun boyutlarını belirler.

Zaman verilerinin analizleri, sıçrama tahtasında en az zaman harcayan atletin en başarılı atlet olduğunu ortaya çıkarmıştır. Ayrıca, kinetik analizler bu atletin kuvvetin en büyük dikey ve yatay itme bileşenlerini de ürettiğini göstermektedir. Açılal momentum katkıları bağlamında, dikey itme bileşenlerinin geriye doğru rotasyonu engellediği veya katkıda bulunduğu açıktır. Bunun nedeni, atletin kuvvet uygulama noktasının gerisinde kütle merkeziyle sıçrama tahtasında daha fazla zaman harcamasıdır (4).

Kütle Merkezinin Yörüngesi

Yerden çıkış ayağının topuğundan kütle merkezine çizilen çizgi ile yerden çıkış ayağının yerle temas anında geri yatay düzlem arasındaki açı 64° ile 69° arasındadır. Daha büyük veya daha küçük açılardaki yerden çıkışlarda atlama performansı düşmektedir. Ayakucundan kütle merkezine çizilen çizgi ile ayağın son temasının başlangıcında öne yatay düzlem arasındaki açı 73° ile 83° arasındadır (51).

KM'nin yüksekliği vücut üyelerinin pozisyonuna ve bireysel antropometrik ölçümlere bağlıdır. KM'nin yüksekliğinde en büyük değişimlerin olduğu veriler sondan 2. adımın uçuş fazında meydana gelir. Normalde KM'nin yüksekliği, KM'nin başlangıç ve bitiş fazlarındaki pozisyonu göz önünde bulundurulduğunda destek fazında artar ve uçuş fazında azalır. Bu, sondan 3. adımın sonunda artış görülebilir. Sondan 2. adımın destek fazında ve son adımda KM'nin yüksekliğinde çok küçük veya hiç azalma olmayabilir. Destek fazı sırasında KM'nin alçaltılması, yerden çıkış sırasında destek bacağının tamamlanmamış bir ekstensiyonu ile sağlanır. Ayağın yerle temasının başlangıcında yerden çıkış bacağı bükülür. Böylelikle uçuş zamanı artar ve KM'nin dikey yörüngesi uzatılır. Sonuçta, ayağın yerle temasında daha düşük KM yüksekliğiyle birleştirilen yatay konma mesafesinin artırılması sağlanmış olur.

Bu mesafe, ayakucuyla ayağın yerle temasının başlangıcındaki KM arasındaki mesafedir. Daha küçük bir konma mesafesi KM'nin yatay hızında daha küçük bir kayıp meydana getirir (51).

Bazı atletler, frontal düzlemde yerden çıkış bacağına taşıyarak son adımın destek safhasında dizin fleksiyonunu azaltmaya çalışırlar. Destek fazı ayağın yan (lateral) pozisyonuyla bağlantılıdır. Ayağın yan tarafa konulması KM'nin yüksekliğinin azaltılmasına yol açar. Bu teknik, diz fleksiyon miktarını aşmaksızın KM'nin şiddetli bir şekilde alçaltılmasına izin verir (51).

Vücut ağırlığı uzatılan yerden çıkış bacağının üzerinden geçer. Direk olarak atletin KM'den geçen maksimum dikey momentumla (devinirlik) atlet kuvvetli bir şekilde ileri-yukarı yönlü hareket ettirilir. Sıçrama ayağı tahtadayken KM'yi, 0.90 ile 0.121 m'lik mesafeyi kat ederken hafifçe yükseltilir (11).

Yerden çıkış sırasında yerde kalış süresi nasıl azaltılır ve yere uygulanan kuvvet nasıl arttırılır?

1. Yerden çıkışın hemen öncesinde ve yerden çıkış sırasında yüksek KM.
 - Hızlı bir koşu, yerden çıkış ve vücudun yukarı doğru çekilmesi.
 - Parmak uçlarında koşu.
 - Kalçaların üzerinde hızla ilerlemek.
2. Salınım yapan bacağın dizden tam olarak bükülmüş şekilde hızlı hareketi. Topuğun yerden ayrıldıktan sonra kalçaların yakınına çekilmesi.
3. Kolların itici hareketi. Kolları çene hizasına kadar kaldırmak yukarı doğru olan hareketi engellemeyecek veya durdurmayacak şekilde olmalıdır. Kolların itici hareketi yerde daha büyük itici kuvvet meydana getirecektir.
4. Atlet yerle temas ettiğinde, salınım yapan kollar ve bacaklar maksimum hızda hareket etmelidir. Yerden çıkış hareketinden sonraki hiçbir ivmelenme dikey hıza ilave edilemez (37).

Sıçrama tahtasında tüm vücut üyeleri aynı zamanda ileri ve yukarı yönlü kuvvet üretmek zorundadır. Vücut üyelerinin her hareketi zıt yönde kuvvet uygular (Newton'un 3. yasası). Örneğin yukarı yönlü her kol hareketi pistte aşağı yönde bir kuvvet üretir. Bu yüzden, vücut üyelerinin herhangi bir yöndeki hareketi, belirli bir noktada kontrol edilir ve engellenirse (durdurulursa), büyük bir miktarda momentumun aktarılmasını sağlayacaktır (37).

Hareket halinde aynı yönde bir kuvvet uygularken vücut üyelerinden herhangi birisinin yavaşlaması dikkat edilecek bir noktadır. Basit bir örnek verecek olursak, arabanın içinde seyahat eden yolcular, arabanın aniden yavaşlaması sonucu öne doğru savrulurlar. Atlet yerden çıkış için ayağını yerleştirdiğinde, önemli miktarda yavaşlama meydana gelir ve bunun sonucunda vücudun üst kısmı öne doğru döner. Uzun atlamada bu menteşe prensibi (hinge principle) olarak adlandırılır. Atlayış sırasında yataya giden atletler için öne doğru dönme atlama mesafesini azaltmasından dolayı olumsuz bir etkidir. Fakat diğer spor branşlarında menteşe (hinge) etkisi, bir atletin performansını arttırmada kullandığı bir etki olabilir (37).

Yerden çıkış için ayağın yerle temasında diğer önemli bir noktada çok kısa bir sürede KM'nin daha fazla yukarı hareketidir. KM'nin yüksekliği, tahtadan ayrıldıktan sonraki parabolik eğrinin şeklini belirleyecektir. Yerden çıkış sırasındaki düşük KM, tepe noktası yüksek, taban mesafesi kısa bir parabolik eğri meydana getirirken, yüksek KM, tepe noktası düşük, taban mesafesi uzun bir parabolik eğri meydana getirecektir. Şüphesiz ki ikinci durum yatay hızın korunmasına tesir edecektir (37).

Etkili Uzun Atlama İçin Neler Yapılmalıdır?

1- Ayağın Yerleştirilmesi (Ayak Basma)

Yerden çıkışta ayağın yerleştirilme hareketi koşudaki harekete çok benzer. Fakat uzun atlamada yatay hızın ileri-yukarı yönlü dikey momentuma aktarılması açısından, yerden çıkış ayağı daha ileride bir yere konmalıdır. Bu durum hız kaybına engel teşkil etmemelidir. Bundan sonra ayağın aktif yerleştirilmesi gelir. Atlet ayağı yerle temas edene kadar beklememelidir. Bacağın yerleştirilmesi hızlı bir çengel hareketiyle geriye ve aşağıya doğrudur (56). Yerden çıkış bacağının diz fleksiyon açısı 145° ile 150° arasında, çekme bacağının diz fleksiyon açısı 65° olmalıdır.

Yerden çıkış bacağının diz açısı kasılma kuvveti tarafından sağlanacak ve tahtadan etkili bir şekilde ayrılmada sürat (çabukluk) için gerekli olacaktır (11, 37).

Ayağın tahtaya yerleştirilmesi kuvvetli olmalı, fakat sert olmamalıdır. Atlet ayak tabanını tam olarak basmalıdır. Bu, tahtaya basmadan önce ayakucunun hafifçe aşağı doğru baskılanmasıyla başılır. Sadece topuk veya sadece parmak ucunu basmak hız kaybına neden olacağı için doğru değildir. Tüm ayağın yerleştirilmesiyle aşıl tendonunda hızlı eksentrik kasılma meydana gelir. Kısa bir sürede çok hızlı bir gerilme meydana gelir. Daha hızlı gerilme daha kuvvetli kasılmaya neden olur. Aşıl tendonu ve gastrocnemius kası sıçramada kullanılan ana unsurlardır (37, 56).

Yerden çıkış ayağı, ayak tahtaya yerleştirildiğinde tahtanın hemen üzerinde olan atletin KM'inin tam önünde basılmalıdır. Önce topuk vurulur, fakat tam bir topuk vuruşu uzun atlamada uygun değildir. Ayağın düz kısmı çabukça indirilir (11).

Atlet ayağının düz kısmıyla yere basmalıdır. Yere önce topukla basmak ve parmak uçlarında yuvarlamak uzun atlamada pratik bir yaklaşım değildir. Çünkü bu ileri devinirlikte kayba ve yerden çıkış bacağında gerilime neden olacaktır (56).

2- Sıkıştırma Safhası (Etkinin Emilimi)

Maksimum eksentrik kasılmanın olduğu yerden çıkışın bu safhasında, hızlı bir gerilme sonucu daha kuvvetli kasılma meydana gelir. Buradaki sürat-çabukluk, ayağın sıçrama tahtasıyla teması sırasındaki pençeleme hareketine bağlıdır. Çoğu kez atletler öne (ileri) momentumlarının sıkıştırma safhasında sonuçlanmasına izin verirler. Ancak bu davranış, çok uzun sürer ve yerden çıkışın birçok safhası engellenir (37).

Çekme bacağının pozisyonu, yerden çıkış ayağının destek anıyla çok fazla ilişkilidir. Çekme bacağı hiçbir zaman kalçalardan çok uzakta, geride kalmamalıdır. Daha da önemlisi, topuk kalçalarla hemen hemen aynı seviyede olmalıdır (37).

Yerden çıkış bacağının diz açısı 145^0 ile 150^0 'den daha düşük olursa, diz daha fazla kuvvet uygulayarak bükülmeye devam edecek ve buda öne doğru momentumu yok edecektir. Diğer bir deyişle dizin aşırı fleksiyonu, ayağın tahtadan parmak uçlarında ayrılmadan önce gerilmeyi yeteri kadar hızlı yapamaması anlamına gelir. Sıçrama tahtasına ek bir kuvvet uygulayabilmek için atlet, tam bir gerilme olduğunu

varsayarak bacağın az bir miktar paytaklığına izin vermelidir. Bu femur ve tibia'nın doğal olarak aynı hizada olmasındandır (11, 37).

Yerden çıkışın kalitesi büyük ölçüde etkinin emilimine bağlı olmasına rağmen, bu evredeki hareketlere genellikle yeteri kadar ilgi gösterilmez. Burada asıl amaç etkili bir ileri ve yukarı itişini hazırlamaktır. Bu safhada yerden çıkış bacağının aktif yerleştirilmesinde meydana gelen kuvvetler ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin hafif bir fleksiyonuyla emilir. Diz ekleminde meydana gelen fleksiyon bu eklemden ekstra bir zorlanmaya neden olur. Yerden çıkış bacağının diz eklemindeki fleksiyon 145° ile 150° 'ye ulaşır. Eğer bu açı daha az ya da daha fazla olursa, yerden çıkış sırasında 2 hata meydana gelebilir.

1. Hata: Zamansız havalanma.

Sebebi: Yerden çıkış bacağının yetersiz fleksiyonu.

Sonuç: Artan "engelleme" etkisi. Yerden çıkış bacağının çok fazla gerilmesi.

2. Hata: Gecikmeli yerden çıkış.

Sebebi: Yerden çıkış bacağının aşırı fleksiyonu.

Sonuç: Bacığın ekstensiyonu çok geç başlatılır. Buda fırlatma yüksekliğini ve sonucunda da atlama uzunluğunu azaltır (56).

Etkinin emilimi sırasında yerden çıkış bacağının ekstensörleri düzleme hareketi için gerilir. Bu evrenin sonunda atletin yerden çıkış ayağı parmak kökünde hareket eder. Böylece tahtadan çıkışı sonlandırmak için ayak ekstensörlerinde ön gerilim meydana getirilir. Bu, vücut KM'nin dikey fırlatma çizgisi yerden çıkış bacağı tarafından sağlanan desteği henüz geçmemişken, çekme bacağının yerden çıkış bacağı hizasına ulaştığında meydana gelir. Yerden çıkış sırasında ayağın parmak köklerinde değişimle başlayan bütün hareketler ileri ve yukarıya doğru yöneltilir (56).

3- Yerden Çıkış Esnasında Aktif Yükselme

Etkinin emilimi evresinde, aktif yukarı yerden çıkış için gerekli şartlar oluştuğunda, yerden çıkışın kendisini gerçekleştirmek kolay olacaktır. Çekme bacağının hareketi aynı zamanda etkili yerden çıkışa da katkı sağlar. Ayak tahtaya

basınca çekme bacağı geniş bir ileri-yukarı hareket yapar. Burada dikkat edilmesi gereken noktalar şunlardır;

1. Çekiş hareketi kalçadan başlamalıdır.
2. Çekme hareketi sonunda ileri hamle güçlendirilmelidir. Böylece bacağın ileri hamlesi sonucu meydana gelen kuvvetler vücuda iletilebilir.
3. Çekiş sırasında bacak, diz ekleminde tam bir fleksiyonda kalmalıdır. Yerden çıkış hareketinin sonunda uyluk yatay eksenle paralel hale gelir.
4. Kuvvet çizgisinin ileri doğru olan eğimi, etkili bir bacak çekişiyle yükseltilebilir. Böylece geriye doğru dönme (rotasyon) için uygun şartlar meydana getirilebilir (56).

Yerden çıkış bacağının ekstensiyonu ayağın yerleştirilmesinden hemen sonra başlar (yaklaşık olarak 0.08 s). Tam bu anda çekiş yapan bacağın uyluğu çoktan yukarı-ileri hamlesinin yarısını bitirmiş olur. Ekstensiyon başlangıçta yavaştır. Çekiş yapan bacak ve kollardan gövdeye doğru hareket aktararak yerden çıkış bacağı baskıdan kurtulduğunda patlayıcı bir ekstensiyon olur. Kollar yukarı kaldırılır, fakat sonrasında hızlı bir şekilde sabitlenir. Dirsekler hafif şekilde dışa doğru döner. Böylece omuzlar kolayca yükseltilir ve denge de kolayca korunabilir. Atletin ayak parmağı yerden kopunca, uçuş evresi için kesin şartlar meydana getirilmiş olur (56).

Yerden çıkış sırasında az bir geri dönme olmalıdır. Bu, uçuş evresinin ilk bölümünde gövdenin az bir miktar geri eğilimiyle iyi bir uçuş için gereken şartları sağlar. Geriye doğru bir dönme oluşturmak için önceden gerekli olan şey, salınım yapan bacağın güçlü bir şekilde ileri ve yukarı doğru hamle yapmasıyla birleştirilen gövdenin dik pozisyonudur. Yerden çıkış sonunda, gövdenin yerden çıkış bacağıyla düz bir çizgi oluşturması gerektiği düşüncesi yanlıştır. Çünkü gövde dik olmak zorundayken, yerden çıkış bacağı koşu pistiyle 76^0 ile 80^0 açı yapar (56).

4- Yerden Çıkış Sırasında Çekme Bacağının (Lead Leg) Hareketi

Eşzamanlı olarak çekme bacağı, omuzlar ve kollar yerden çıkışın itmesine katkıda bulunmak için yukarıya doğru ivmelendirilir. Çekme bacağının ve kolların

çekiş hareketinin doğru kullanımı önemlidir. Eğer çekiş hareketiyle kazanılan momentum, yerden çıkış bacağına ekstensiyonuyla kazanılan kuvvetle aynı zamanda meydana gelirse, atletin dikey yöndeki itmesine büyük ölçüde katkı sağlar. Aynı zamanda çekiş hareketi atletin KM ile destek noktası arasındaki mesafeyi artırmaya da yol açar (11).

Yerden çıkışın başlangıcında vücudun çekiş hareketi yapan üyelerin kütlesi atletin KM ile karşılaştırıldığında negatif bir ivmelenmeye sahiptir. Çekiş hareketi yapan üyelerin KM'i ileri doğru yerdeğiştirdiğinde dikey ivmelenme pozitif döner. Destek kuvveti o anda aşağı doğru yönlendirilir. Destek kuvveti üzerindeki yük artırılır ve dikey ivmelenme bir kez daha negatife döner. Deneyimli atletlerde çekişin maksimum kuvveti destek bacağına uzatılmasından önce gelir. Çünkü destek noktasına etki eden kuvvetler yerden çıkış bacağına en son çabasıyla azaltılır (11).

Çekme hareketi, destek evresinin sonuna doğru en etkili durumda olduğu için, yerden çıkışın 2. bölümünün önemi bir kez daha vurgulanır. Çekiş bacağı ve kol gücünü tam kullanarak, hız harcamadan daha etkin bir devinirlik (momentum) aktarımı sağlanır (11).

Yerden çıkış sırasında tüm hareketler koordineli olduğunda ve atletin KM, doğrudan etkiyen kuvvet çizgisinin üzerinde olduğu zaman, vücut gerekli yönde mümkün olan maksimum hızda hareket ettirilecektir. Bu, yerden çıkış hareketiyle başlayabilsin diye, çekme bacağı ve kol çekişin koordine edilmesiyle başlanır. Sonuç olarak kuvvetin itmesinde bir artış meydana gelir. Bütün yerden çıkış hareketlerindeki gelişen hızın önemi açıktır. Çünkü vücut (cisim) havaya ne kadar hızlı atılırsa o kadar çok yükselecek ve KM'i o kadar fazla uzaklığa ulaşacaktır (11).

5- Yerden Çıkış Sırasında Üst Vücutun Pozisyonu

Kuvvet çizgisi, yerden çıkış ayağı, kalça ve kütle merkezine etki eder. Üst vücuda etki etmez. Bu yüzden üst vücut dik olmalıdır. Üst vücutta öne doğru eğilmenin meydana gelmesi sadece istenmeyen öne doğru dönmeyi (rotasyon) artırır. Bu dik çizgiyi sağlamak için en önemli faktör odaklanma noktası ve kafanın pozisyonudur. Atlamanın başından sonuna kadar gözler ve baş, konmanın hemen öncesine kadar yerle paralel olmalıdır (37, 56). Yerden çıkışın sonunda gövdenin öne doğru eğilimi, vücut KM'ni, yerden çıkış bacağına dikey ivmelenme kuvvet

çizgisinin çok dışında bırakacaktır. Atlayış düz olacak ve olabilecek en kötü durum ise ileri doğru açılacak bir devinirlik meydana getirilecektir. Buda yere konma sırasında, bacakları başarılı bir şekilde öne getirmeyi imkansızlaştıracaktır (56).

6- Yerden Çıkış Sırasında Kol Hareketi

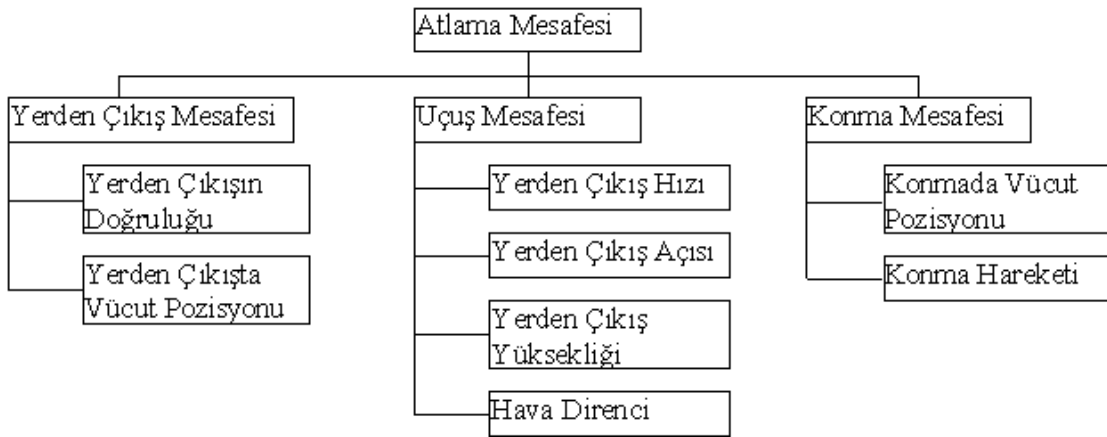
Çekme bacağına ters tarafındaki kol dirsekten 90^0 bükük şekilde (ki bu açı değeri en fazla hızlanmaya olanak sağlayan açı değeridir) hızlandırılmalıdır. El kafanın hizanda iken mümkünse durdurulmalı (engellenmeli) ve maksimum momentum aktarımını sağlamak için çok hızlı bir şekilde alçaltılmalıdır. Yerden çıkış bacağı tarafındaki kol da aynı şekilde 90^0 bükülmüş olarak hızlandırılmalı ve kalça hizasında aniden durdurulmalıdır. Bu durum, diğer kolla birlikte, kullanılan kuvvetin eşit bir miktarda olmasını sağlar (37).

2.3. Performans Analizi

Spor biyomekanikçileri, spor performansının gelişimi ve analiziyle ilgilenmektedirler. Çalışmalarında yoğunlukla video analizlerine ve video tabanlı teknolojilere özel bir önem vermektedirler. Performans analizinde kuramsal analiz, performans parametrelerinin hiyerarşik teknik modellerden türetilmiştir. Bir performans parametresi, performansın bazı veya bütün yönlerini tanımlamayı amaçlayan hareket değişkenlerinin bir seçimi veya bileşenidir. Açıkçası sonuca katkısı olacaksa, performans parametrelerinin başarılı performanslar veya neticelerle mantıksal bir bağ kurması gerekir. Biyomekaniksel performans parametreleri hiyerarşik teknik modeller sayesinde sonuçlarla sıklıkla bağlantılıdır (35).

Şekil 2.2’de model seviyeleri arasında açık biyomekanik ilişkiler mevcuttur. Matematik modelleme sıklıkla bu ilişkiyi güçlendirmeye hizmet eder. Biyomekanikçiler performans parametrelerini bir bireyin fiziksel ve teknik özelliklerini değerlendirmede kullanırlar. Performans parametreleri bazen diğer bireylerle karşılaştırmada kullanılsa da esas olarak yalnız bir bireyin performansının ölçülmesini amaçlar. Biyomekanikçiler genellikle hareket tekniklerinin önemli olduğu spor dallarına yoğunlaşırlar. Bu tür sporlar üstün kapalı beceri gerektirir ve akrobatik (cimnastik, trampolin, dalma, serbest stil kayak vb), atletik (atlamalar ve atmalar) ve devirli (koşma, yüzmeye, serbest stil vb) sporlar olarak sınıflandırılır.

Performansın amacı veya birincil performans parametresi (uzun atlamada atlama mesafesi gibi) başlangıçta ikincil performans parametrelerince (uzun atlamada yerden çıkış, uçuş ve konma gibi) parçalara ayrılmıştır. Bu performans parametreleri genellikle harekete ait değişkenlerdir (hız, ivme, açı değişimi vb). Hareket mekanizmaları ile bu parametreler arasında mantıksal bir ilişki kurulacak olursa, net eklem reaksiyon kuvvet ve momentleri ve elektromyografi kasların faaliyet modellerinin tanımlanmasında da kullanılır (35).



Şekil 2.2: Uzun atlamada atlama mesafesini belirleyen performans parametrelerinin hiyerarşik modeli (35).

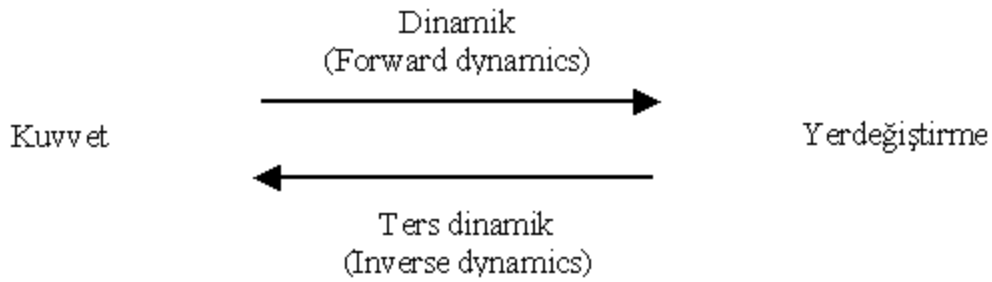
Performans analizleri sonucunda elde edilen verilerin doğru ve tarafsız olarak yorumlanabilmesi için, benzer verilerle karşılaştırılması gerekir. Performans parametreleri, kullanılan herhangi bir birimden bağımsız olabilme avantajına sahip olabilir. Ayrıca herhangi bir değişkenden bağımsız da olabilir. Matematik, akışkanlar dinamiği ve genel fizik belli koşulları tanımlamak için bu gibi parametrelerin kullanılmasının yararlarını göstermiştir. Bu bilim dalları uygulayıcılar arasındaki farklılıklar hakkında fikir edinmeye de olanak sağlar. Spor çok karmaşık bir alandır. İnsan davranışlarının karşılıklı etkileşimi sonucu, ham spor verilerinin basit analizlerinin uygulanması, yüksek oranda hataya neden olabilir. Daha ileri çalışmalar, kurallara uygun bir görüntünün nasıl tesis edildiğini, güvenilir bir görüntü (profil) tanımlamak için ne kadar veriye ihtiyaç duyulduğunu, farklı türde verileri içeren herhangi bir analiz görüntüsünde bunun nasıl değiştiğini inceleyebilir (35).

2.4. Biyomekanik Analiz

Biyomekanik analiz sporda, endüstride veya günlük yaşamdaki tekniğin değerlendirilmesidir. Biyomekanikte hareketin mekanik temellerini anlamayabilmek için kullanılan analiz metotları çok çeşitli olmasının yanında, oldukça pahalı ve karmaşık teçhizat (donanım) gerektirir (46).

Biyomekanikte kullanılan analiz metotları öznel, gerçek ve tahmini teknikler olmak üzere 3 genel başlık altında sınıflandırılabilir. Antrenör veya klinisyenlerin çoğu sporcuları veya hastalarıyla kendi normal etkileşimleri sırasında öznel değerlendirme tekniklerini kullanırlar. Örneğin, yürüme esnasında bir eklem hareket alanında büyük anormallik gösterip göstermediğine karar vermek için hastaları izlerler. Biyomekanikte gerçek teknikler, verilerin toplanması, ölçülmesi ve değerlendirilmesine ilişkindir. Tahmini teknikler ise “... ya ... ise ...?” türünde soruları cevaplamayı amaçlar (46).

Sportif hareketlerin dinamik yapısının anlaşılmasını kolaylaştıran kinetik ve kinematik analizler spor biyomekaniğinde sıklıkla kullanılan yaklaşımlardır. Kinetik analiz hareketin nedenlerini (kuvvet vb.) incelerken, kinematik analiz ise hareketin miktar analizlerini (yer değiştirme, hız, ivme vb.) yapmaktadır (28).



Şekil 2.3: Dinamik çözümler. Zatsiorsky (72)'den alınmıştır.

İleri dinamik çözümlerinde ölçülen kuvvetin integralleri alınarak cismin yer değiştirmesi belirlenebilir. Ters dinamik çözümlerinde ise cismin yer değiştirmesinin zamana bağlı türevleri alınarak cisim üzerindeki kuvvetler hesaplanır (Şekil 2.3) (72).

2.4.1. Öznel Analiz Metotları

Öznel veya niteleyici biyomekaniksel analizler bir becerinin sayısal olmayan değerlendirmesini içerir ve çoğunlukla hareketin doğrudan gözlenmesi sırasında uygulanır. Her ne kadar iyi antrenör veya klinikçilerin doğal özellikleri de olsa, beceri ancak uygulama yoluyla öğrenilebilir ve geliştirilebilir. Bu yaklaşımın amacı problemin nedenlerini ve düzeltme yollarını belirlemektir. Antrenörler için bir kule atlayıcının suya yanlış girişi gibi problemleri düzeltme girişimleri genel olarak daha az önem arz eder. Çünkü onlar, atlama tahtasından çıkış sırasında uygulanan kuvvet ve vücut pozisyonu gibi zamana ve pozisyona göre değişen nedenlerle genellikle ilgilenmezler. Hareket gözlemcilerinin karşılaştığı diğer bir problem ise, onların gördükleriyle düşündüklerinin aynı şey olduğu yönündeki saplantıdır. Yani performansın sergilenmesi sırasında meydana gelen gerçek nedenleri göz ardı ederek, ne düşünüyorlarsa onun gerçekleştiği hatasına düşmeleridir (46).

2.4.2. Gerçek Analiz Metotları

Eğer maksimum performans başarmak isteniyorsa, hareket analizlerinin herhangi bir seviyesinde antrenör, klinisyen ve biyomekanikçiler arasında karşılıklı etkileşime ihtiyaç vardır. Hareketin objektif değerlendirilmesi her birinin incelenmesi ve analiz edilmesi için çok sayıda denemeden toplanmış sürekli bir kayıt gerektirir. Bu kayıtlama sinematografi, elektromyografi, ivme ölçümü, dinamometre veya elektroganyometre gibi değişik tekniklerle yapılabilir. Bu tekniklerden bazıları genel kullanım için uygun değilken, eğer okuyan kişi objektif verinin nasıl elde edildiği hakkında bilgi sahibiyse bilimsel biyomekanik literatürün daha iyi anlaşılması açısından yarar sağlayabilir (46).

Hareket Analizi

İnsan hareket analizi, biyomekanikten insan hareket bilimine kadar değişen birçok disiplinler için merak konusudur. Bu alan, özel motor fonksiyonlara (postür, yürüme, kol hareketleri ve manevra) veya uygulama alanlarına (sağlıklı bireylerin basit hareketleri, sportif hareketleri, ortopedik veya nörolojik hastaların patolojik motor örnekleri) odaklanarak, teknolojik konuları (sensör ve ölçüm sistemlerini), veri işleme konularını (süzgeçleme, ölçümleme, eşzamanlama, vb) ve modelleme

konularını (çoklu eklem koordinasyonu, artılık (redundancy), motor kontrol sistemlerinin organizasyonu, vb) inceler. Hatta basit deneyler, büyük miktarlarda kinematik, dinamik ve elektromyografik veriyi içerebilir (49).

Hareket analizi ile ilgili modern çalışmalar 19. yy sonunda Muybridge (1887), Marey (1873) ve Braue ve Fisher'in (1895) öncülük ettiği çalışmalara kadar uzanmaktadır (54). Şüphesiz ki bu yayınlar arasında en çok bilineni Eadweard Muybridge'nin 1878'de at koşusunu fotoğraflamayı başarıyla gerçekleştirdiği çalışmadır (43).

İnsan vücudu genellikle, gerçek yapısal özellikleri göz ardı edilerek, çok sayıda kinematik zincirler içeren katı cisim sistemi olarak kabul edilir. Kinematik zincirler göreve göre kapalı veya açık olabilir. Örneğin, basit bir kol hareketi veya tekme hareketinde kinematik zincir açıktır. Oysa iki elle beyzbol sopasını tuttuğumuzda, iki kol ve sopa kapalı bir kinematik zincir oluşturur. Açık bir kinematik zincirde toplam serbestlik derecesi (DOF), her bir eklemin serbestlik derecelerinin toplamına eşittir. Kapalı bir kinematik zincirde bu sayı, dış sınırlılıkların doğası tarafından azaltılır (49).

Hareket analiz için uygun görüntü nasıl elde edilir?

Hareket analizinde uygun görüntünün bilgisayarda yakalanabilmesi için kullanılan protokol ve malzemeyi de içeren bazı faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekir.

- Araştırılacak veya analizi yapılacak harekete karar vermek
- İncelenecek hareketi diğer hareketlerden ayıran özelliği belirlemek
- İncelenecek hareket için kameraların görüntü kayıt hızına karar vermek
- Kameraların perde (pozlama) hızına karar vermek
- Kameraların görüntünün kaydedileceği alana yerleşim açılarının belirlenmesi
- Görüntü kayıt aracının belirlenmesi (kasete veya eşzamanlı olarak bilgisayara gibi) (36).

Sensörler (alıcı cihaz) nereye yerleştirilmelidir?

Bu oldukça önemli bir konudur ve görünür işaretçiler kullanılan optik sistemlerle ilgili karşılaşılan problemler genellikle aynıdır. En basit çözümde, işaretçiyi ilgilenen eklem (kalça, diz, ayak bileği gibi) mümkün olduğu kadar doğru şekilde yerleştirmektir. Her işaretçinin 3 boyutlu hareketi elde edildikten sonra, eklem rotasyonları ve diğer kinematik değişkenleri değerlendirmek mümkündür. Çok daha kesin fakat daha fazla işaretçi gerektiren alternatif çözüm ise, vücut üyelerinin üzerine sıkı bir şekilde bağlanan ve üzerinde en az 3 sabit işaretçi bulunan sert (katı) malzemeler kullanmaktır. Bu şekilde her vücut üyesinin tam 6 serbestlik derecesine sahip (3 boyutta öteleme + 3 boyutta dönme) hareketini yeniden inşa etmek mümkün olur. Genelde, ayırım “anatomik” referans karesi (anatomik referans noktalarının temeli olarak tanımlanan) ve “bilimsel” referans karesi (yukarıda tanımlanan sert malzemelerle tanımlanan) arasında yapılmaktadır. Kalibrasyon önceki ve sonrakiyle bağlantı kurmak için gereklidir (49).

2.4.3. Tahmini Analiz Metotları

Bilgisayar benzetim (simulation) ve eniyileme (optimization) teknikleri insan hareketleri ve spor çalışmalarında geniş bir şekilde uygulama alanı bulmuşlardır. Bilgisayar benzetimi ve eniyileme kavramları aşağıdaki şekilde tanımlanabilir.

Bilgisayar benzetimi, sistem parametrelerindeki değişimlere model cevaplarını (tepkilerini) değerlendirmek için kullanılan geçerli bir bilgisayar modelidir. Sistem işleyişini tanımlayan bir dizi matematik denklemler bütünüdür.

Eniyileme ise, bir ölçütü (performans hedefi gibi) en iyi şekilde kullanmak veya o ölçütten en fazla yararlanmak (mümkün olduğu kadar azaltmak veya artırmak) için parametre değerlerini veya kontrol değişkenlerini belirlemede bir bilgisayar benzetiminin tekrar tekrar kullanılmasıdır” (46).

Bu alandaki çalışmanın genel amacı, kişinin bir bilgisayar modelini kullanarak, girdi parametrelerdeki değişimin bir sonucu olarak harekette meydana gelecek değişimleri tahmin etmektir. Bilgisayar benzetimini veya eniyileme kullanma, deneklerin tam güvenliği, değişimlerin artan bir hızla değerlendirilmesi, en iyi performansın belirleme ihtimali ve fiziksel model kurulmasıyla karşılaştırıldığında

maliyetin düşmesi gibi avantajları içerir. Bunun yanında, gerçek dünya sistemini basitleştirme gerekliliği, benzetimin veya eniyilemenin çalışması ve gelişmesi için ustalık ve bilgisayar gücünün gerekliliği ve sonuçların pratik dile çevrilme güçlüğü gibi dezavantajları da vardır (46).

2.5. Katı Cisim Mekaniği

Katı cisim, herhangi iki noktası arasındaki uzaklık sabit kabul edilen, cismin en küçük parçasının cismin bütününe gösterdiği özelliği sergileyen, sonsuz sayıda maddesel noktadan oluşan ve dışardan etki eden kuvvetler sonucunda şeklinde herhangi bir bozulma göstermeyen cisim olarak tanımlanır. Bu özellikler göz önünde bulundurularak katı cisim bir maddesel nokta sistemi olarak düşünülebilir. Bir katı cismin, kartezyen (dikdörtgen) koordinat sistemine göre konumunu belirlemek için bir doğru üzerinde bulunmayan üç noktasını belirlemek yeterlidir. Cismin diğer herhangi bir noktasının bu üç noktaya göre konumunu değişmediğinden cismin bütününe konumu belirlenmiş olur (52).

Katı cismin kinematiğinde, katı cisme ait bir noktanın hızını ve ivmesini, ayrıca katı cismin açısal hızını ve ivmesini belirlemek gerekir. Bunlardan katı cismin herhangi bir noktasının hızı ve ivmesini elde etmek yeterlidir. KM ile ilgili bazı özellikleri, KM'nin konumu ve cisme bağlı bir eksen sistemine göre eylemsizlik momentleri yardımıyla belirtilebilir. Cisme bağlı eksen sistemleri kullanmakta temel sebep, eylemsizlik momentlerinin bu eksenlere göre sabit kalmasındandır (52).

2.6. İnsan Hareketlerinin Modellenmesi

Model, bir hareketin veya sistemin davranışını incelemek, benzeştirmek veya eniyilemek için kullanılan bir araçtır. İnsan hareketlerini temsil eden modellerin, hareketin temel yapısını daha anlaşılır hale getirmesi bakımından önemlidir. Modeller, yapısal modeller, fiziksel modeller ve matematiksel modeller olmak üzere üç gruba ayrılabilir.

2.6.1. Yapısal Modeller

Yapısal modeller fiziksel temellere veya matematiksel analizlere dayanmamalarına rağmen, basit yapısal modeller hareketin yapısında var olan

birtakım noktaların anlaşılmasını kolaylaştırmaktadır. Yapısal modeller, kavram ve terimlerin anlamını açıklamayı, birbirinden farklı kavramlar arasındaki benzerlik veya ilişkileri ortaya çıkarmayı amaçlar (1).

Margaria (45) yuvarlanan bir yumurtanın hareketini insan yürüyüşüne benzetmiştir. Yürüyüş sırasında tekrarlayan her adımda KM aşağı yukarı hareketi, yuvarlanan yumurtanın KM'nin hareketine benzemektedir. Yerçekimi nedeniyle KM'nin aşağı hareketi sırasında potansiyel enerjisi azalmakta, KM'nin yukarı hareketi sırasında potansiyel enerji artmaktadır. Potansiyel enerji azaldığında kinetik enerji artmakta, potansiyel enerji arttığında kinetik enerji azalmaktadır.

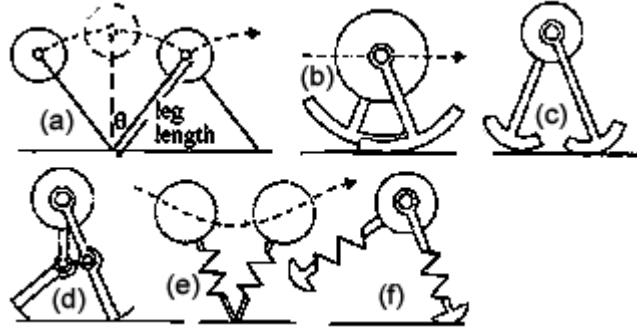
2.6.2. Fiziksel Modeller

Fiziksel modeller, biyomekanikte farklı fonksiyonları açıklamakta kullanılmaktadır. Birinci olarak fiziksel bir model bir mekanizmanın gerçekte nasıl çalıştığını gösterebilir. Örneğin James Gray 1953'te kara memelilerin dengeleri, balıkların yüzmeleri ve yılanların sürünmelerinin bazı temel prensiplerini açıklarken bazı basit fiziksel modeller kullanmıştır. İkinci olarak fiziksel modeller bazen gerçek hayvan ve bitkilerin yapılarının gözlemlenmesinin zor olduğu durumlarda kullanılmıştır. Fotoelastik modeller düzensiz kemik şekillerinde stres (zorlama) modellerini incelemek için kullanılmaktadır. Örneğin aşil tendonu topukta kemik ucunda bağlantı yapmaktadır. Fiziksel modellerin özellikle biyolojik hidrodinamikte yararlı kullanım alanları vardır. Farklı boyutlarda, yaşayan sistemler için modeller kullanmak çoğu kez uygundur. Bazı durumlarda değişen durumları dengelemek, akış hızını veya sıvının özelliklerini değiştirerek gerçekleştirilmektedir. Üçüncü olarak fiziksel modeller matematiksel modellerin sonuçlarının kontrol edilmesinde kullanılmaktadır (1).

2.6.3. Matematiksel Modeller

İnsan hareketlerinin açıklanmasında ve mühendislikte sıklıkla kullanılan matematiksel modeller, başlangıç koşulları bilinen ve değişen durumlara bağlı olarak sistemin davranışının tahmin edilmesini matematik dili ile açıklayan kuramsal modellerdir.

Matematiksel modeller, yürüme, koşma ve sıçrama gibi sportif hareketlere ilişkin çok basit modellerin (Şekil 2.4) yanı sıra, çok sayıda vücut üyesinin dahil edildiği daha karmaşık modelleri de içermektedir (1).



Şekil 2.4: Basit iki bacaklı yürüme ve koşu modelleri (a) Alexander'ın (1976) yürüme modeli, (b,c,d) McGeer' in (1990) yürüme modeli,(e) Blickhan (1989) ve McMahan & Cheng (1990) tarafından analiz edilen koşu modeli ve (f) McGeer's (1990) in koşu modeli (1).

Alexander (2) yüksek ve uzun atlamada atletlerin duruş (stance) bacaklarının en uygun yerden çıkış tekniklerini belirlemek için Hill tipi ekstensörlü, alt ve üst bacağı temsil eden iki üyeli bir model önermiştir. Fakat bütün önemli kasları içeren 17 parçalı detaylandırılmış kas-iskelet sistemi bile yer reaksiyon kuvvelerini yeteri kadar açıklayamamıştır.

Ward-Smith (65) hareket denklemlerinin sayısal fonksiyonunu kullanarak uzun atlama performansını hesaplamıştır. Uzun atlamanın uçuş evresinde, hareketin yörüngesini hareket denklemlerini kullanarak çözmüş ve tüm olumlu faktörlerin performans üzerindeki etkilerini sistematik olarak incelemiştir.

Matematiksel modeller eniyileme ve ters eniyileme problemlerinin çözümünde de kullanılmaktadır. Eniyileme problemlerinde hareket yapısının ya da biçiminin belirli kuramlara göre en uygun olduğu durumların belirlenmesi amaçlanmaktadır. Uzun atlamanın yerden çıkış evresiyle ilgili, eniyileme (58) ve benzetim (26) çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Bu modeller, insan gibi çok daha karmaşık bir sistem ile karşılaştırıldığında oldukça basit modeller olarak kalmaktadır. Bir çubuğun üç boyutlu uzayda hareketini açıklamak için bile 6 hareket denklemi gerekirken, kullanılan üye sayısı arttıkça çözülmesi gereken eşitliklerin sayısı da artmaktadır (43).

2.7. İnsan Vücudunun Modellenmesi

İnsan vücudunun modellenmesi veya ters dinamik yöntemleri kullanarak insan hareketlerinin kinetik özelliklerinin hesaplanması, vücut üyelerinin eylemsizlik parametrelerinin doğru şekilde hesaplanmasını gerektirir (57). Vücut üyelerinin eylemsizlik özelliklerini tahmin eden çalışmalar, deneysel metotlar, regresyon denklemlerine dayalı metotlar, matematik modeller ve doğrudan ölçümler olmak üzere 4 grupta toplanabilir.

2.7.1. İnsan Vücudunun Eylemsizlik Özellikleri

Katı cisimlerin açılma hareketlerinde kütlelerin dönmeye karşı gösterdiği direnç eylemsizlik momenti olarak tanımlanmaktadır (22). Eylemsizlik momenti üyenin sahip olduğu kütle miktarıyla ve dönme eksenine göre kütlelerin dağılımıyla da ilişkilidir (17).

Üyenin kinematik verilerinden hareketle, eklem kuvvet ve momentleri gibi kinetik büyüklüklerin hesaplanmasında vücut üyelerinin eylemsizlik parametreleri (üye kütleleri, üye kütle merkezleri, üye eylemsizlik momentleri) kullanılmaktadır (14, 34). Vücut üyelerinin eylemsizlik momentlerini doğrudan hesaplamada kullanılan farklı teknikler bulunmaktadır (18).

İnsan vücudu birbirine bağlanan katı cisimlerin oluşturduğu bir yapı olarak düşünüldüğünde, gerekli olan parametreler hareket denklemlerinde geçen ifadelerdir. Temel olarak bu ifadeler, üye uzunlukları, kütleler, kütle merkezleri ve eylemsizlik momentidir. Bu ifadelerle, üyenin kinematikinden kuvvet ve momentler belirlenebilir (40).

2.7.2. Deneysel Metotlar

Vücut üyelerinin kütlelerini, üye kütle merkezlerinin konumlarını ve hacimlerini belirlemek için yapılan ilk deneysel çalışmalarda kadavralar

kullanılmıştır. Braune ve Fisher (1889), Dempster (12), Clauser ve diğ. (10), Chandler ve diğ.'nin (9) yapmış olduğu deneysel çalışmalarda insan vücudunun veya seçilen üyelerin kütle, hacim, yoğunlukları belirlenmiştir (72).

2.7.3. Regresyon Denklemine Dayalı Metotlar

Regresyon denklemleri kadavra çalışmalarına bağımlı olarak yapılmaktadır. Regresyon denklemleri çoğunlukla, farklı boyutları olan nicelikler arasındaki doğrusal ilişkiyi bulmak için deneysel verilerle birleştirilmede kullanılır. Birçok durumda bu gibi nicelikler arasındaki teorik ilişkiler bilinir ve regresyon denklemlerinin kaynağı olarak kullanılır. İnsan hareketlerinin mekaniksel nicelik analizleri vücut üyelerinin kütle merkezlerinin, kütlelerin ve eylemsizlik momentlerinin tahminini gerektirir (34, 68, 71).

2.7.4. Matematik Modeller

Matematik modeller, insan vücudundaki üyelerin ve tüm vücudun eylemsizlik özelliklerinin sadece bir pozisyon için değil, vücudun birçok farklı pozisyonu için hesaplanmasını sağlar. Bu yüzden, insan hareketinin benzetiminde kullanılabilir. Genelde, modelin girdisi olarak kullanılan boyutları belirlemek için bir denekten veya arka arkaya sayısallaştırılan fotoğraflardan antropometrik ölçümler alınır (50).

Hanavan Modeli

Hanavan modeli (24), 15 basit geometrik katı cisimden oluşmaktadır. Bu modelde, katı cisimlerin geometrisini oluşturabilmek için alınan 25 antropometrik ölçüm kullanılmaktadır. Modelin geliştirilmesinde aşağıdaki kabullerde bulunmaktadır.

- İnsan vücudu, yoğunluğu aynı ve basit geometrik katı cisimlerin oluşturduğu bir bütün olarak ifade edilebilir.
- Üye ağırlıkları için kullanılan regresyon denklemleri ilgilenilen vücut ağırlığı spektrumunun temsilidir.
- Üyeler vücut pozisyonu değiştiğinde sabit bir nokta etrafında hareket eder.

- Üyeler kütlesi olmayan menteşe eklemlerle bağlanırlar.

Her bir üyenin ağırlık merkezi, kütlesi, eylemsizlik momenti katı cisimlerin her birinin geometrik şeklinden elde edilmektedir. Matematik modelde vücut ağırlık merkezi 0.018 m ve eylemsizlik momentleri % 10 farkla hesaplanmaktadır.

Fotogrametrik Yöntem

Jensen'in kullandığı (39, 40) fotogrametrik yöntemde, insan vücudu eliptik alanlara ayrılarak modellenmektedir. Bu modelde tüm vücut temelde transvers düzlemde 0.02 m'lik genişliğinde alanlara ayrılarak, 16 üye ile temsil edilir. Bu üyeler, baş, boyun, üst gövde, alt gövde, üst kol, alt kol, el, üst bacak, alt bacak ve ayaktır. Ayrılan her bir alan elips olarak tanımlanır, merkez ve hacim bu eliptik plakaların geometrisinden doğrudan hesaplanır. Üye hacimleri ve tüm vücut hacimleri eliptik alanların hacimlerinin toplamıdır. Üyenin ve tüm vücut kütlesi eliptik alanların kütlelerinin toplamıdır (kütle, alanın ortalama yoğunluğu ve hacminin çarpılmasıyla belirlenmiştir). Modelin geliştirilmesinde aşağıdaki kabullerde bulunmaktadır.

- Alan merkezleri distal ve proksimal eklem merkezlerini birleştiren bağlantı üzerinde bulunmaktadır.
- Üyenin oryantasyon eksenini vücudun eksenlerine paraleldir.

Elipsler simetrik olduğu için, üye eksenleri ve vücut eksenleri asal eksenlerdir. Eylemsizlik momenti eliptik plakaların eylemsizlik momentlerinden hesaplanabilir. Vücut kütle eylemsizlik momenti paralel eksen teoremi kullanılarak tüm üyelerin eylemsizlik momentlerinin toplamı olarak hesaplanabilir.

Modelin uygulama aşamasında, denek düz bir blok üzerine yukarıdan ve yandan bütün üyeler görülebilecek şekilde yüzükoyun uzanır. Üyeler vücut eksenine paralel olacak şekilde pozisyon alır. Deneğe yapışık yüzey üzerine yatay ve dikey işaretler konur ve denek boylu boyunca fotoğraflanır. Fotoğraflar sayısallaştırılır ve üyelere ayrılır. Tüm vücut ve üye eylemsizlik özellikleri sayısallaştırılan kayıtlardan hesaplanır. Üye yoğunlukları yayınlanmış kaynaklardan alınır.

Bu yöntem kullanılarak hesaplanan vücut kütlesi genellikle yüksek sayılabilecek bir doğrulukta % 2 sınırları içinde kalmaktadır.

Hatze Modeli

Hatze'nin önerdiği modelde bir deneğin temsil edilebilmesi 242 antropometrik ölçümü gerektirir. Modelde en büyük basitleştirici varsayım üyelerin katı cisim kabul edilmesidir. Bu modelde üyeler, abdomino-thoracic, baş-boyun, omuzlar, üst kollar, ön kollar, eller, abdomino-pelvic, üst bacaklar, alt bacaklar ve ayaklardır (25). 17 üyeden oluşan modelin özellikleri aşağıda verilmiştir.

- Omuzlar ayrı birer üye olarak yer alır.
- Erkek ve kadın arasındaki farklılıkları içerir.
- Her bir üyenin gerçek şeklini değerlendirir.
- Her bir üyenin uzunlamasına ve enine kesit alanındaki yoğunluk farklılıklarını değerlendirir.
- Özel yağ göstergesinin değerine göre üyenin yoğunluğunu ayarlar.
- Üyeleri simetrik olarak kabul etmez.
- Vücudun yapısal değişimlerini değerlendirir. Şişmanlık, hamilelik gibi.
- Çocuklar için geçerlidir.
- Düşük yoğunluktaki akciğerleri modeller.

Model, dört denek kullanılarak test edilmiştir. Toplam vücut kütlelerinde ortalama hata % 0.26 ile %0.52 arasında bulunmuştur. Tahmin edilen vücut kütlesi oldukça yüksektir.

Yeadon Modeli

Yeadon (69, 70) 40 parçaya ayrılmış katı cisimleri kullanarak 11 üyeli bir model tanımlamaktadır. Bir birey üzerinde 95 antropometrik ölçüm yapılarak modelin geometrisi belirlenmektedir. Modeldeki kabuller aşağıda verilmiştir.

- Üyeler katı cisimdir.
- Boyun, el bileği ve ayak bileğinde hareket yoktur.
- Üyeyi oluşturan katı cisim uzunlamasına olan ekseninde yer alır.
- Üye yoğunluğu yan yana dizilen katı cisimlerde aynıdır.

Model, üye kütlelerini, kütle merkezi konumlarını ve merkez etrafındaki asal eksen eylemsizlik momentlerini katı cismin geometrisine bağlı olarak hesaplamaktadır. Elde edilen sonuçlara göre, model üç deneğin toplam vücut kütlelerini % 2.3 oranında hata payıyla tahmin etmektedir. Akciğerlerde kalan hava için bir düzeltme olursa (göğüs içi yoğunluğun aynı olduğunun kabul edilmesi yerine), toplam vücut kütleindeki hata yaklaşık % 1 azaltılır.

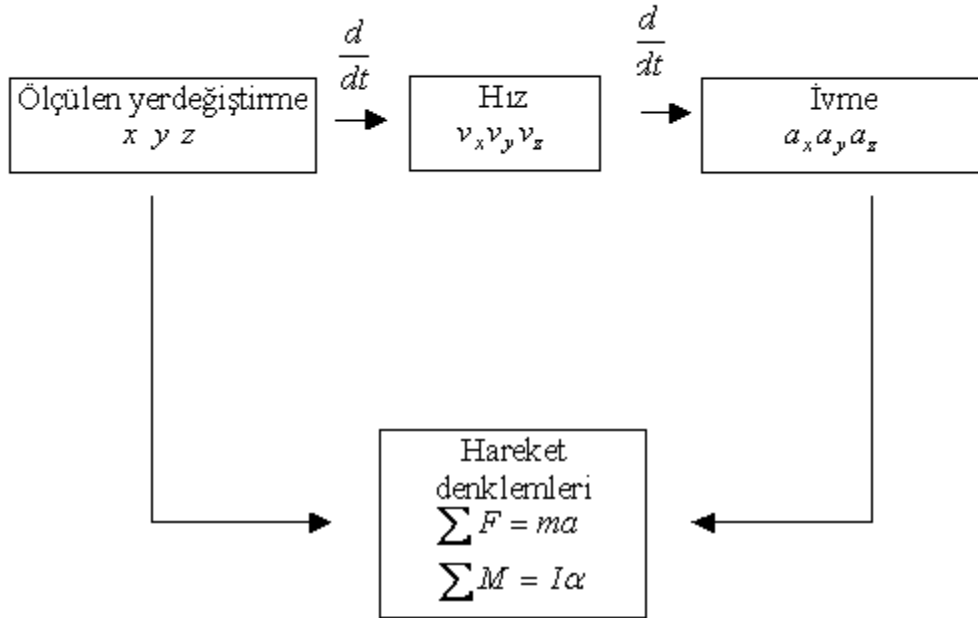
2.7.5. Doğrudan Ölçümler

MRI ve bilgisayarlı tomografi (CT) gibi radyasyon bağımlı metotlarla daha doğru ölçümler sağlanabilmektedir (47, 71).

2.8. Ters Dinamik Yöntemle Üyeler Arası Kuvvet ve Momentlerin Belirlenmesi

Kas ve eklem kuvvetlerini tahmin eden birçok analitik ve deneysel teknik geliştirilmiştir. Analitik olarak, kas ve eklem kuvvetlerinin belirlenmesinde iki adım vardır. (a) Ölçülen kinematik ve kinetik veriden üyeler arası kuvvetlerin ve momentlerin belirlenmesi (inverse dynamic problem), (b) üyeler arası kuvvet ve momentlerin kas ve eklem kuvvet ve momentlere paylaşılması (force distribution problem) (3).

Kasların tendona uyguladığı kuvveti doğrudan yöntemlerle (invivo) ölçme imkanı olmadığı için kinematik ve antropometrik veriler kullanarak kuvvet dolaylı yoldan hesaplanır. Reaksiyon kuvvetlerinin ve kas momentlerinin hesaplandığı bu yönteme bağlantılı üye modeli (link segment model) denir. Eğer tüm kinematik veriler, doğru olarak ölçülmüş antropometrik veriler ve dış kuvvet verileri biliniyorsa eklem reaksiyon kuvvetleri ve momentler ters dinamik çözüm yöntemiyle hesaplanabilir (Şekil 2.5) (66).



Şekil 2.5: Ters dinamik problem. Allard ve diğ.'den alınmıştır (3).

Statik denge, iç ve dış kuvvetlerin ve momentlerin dengelendiği ve cismin hareket etmediği bir durumdur. Dinamikte ise hem ötelemenin (“translation”) hem de dönmenin (“rotation”) her bir vücut üyesi için sürdürülebilir olmaya ihtiyacı vardır.

Dinamik durumlarda, iskelet-kas sistemi birden fazla katı cismin eklemlerle birbirine bağlanarak modellenenir. Eğer üyelerin yer değiştirmesi, kütle özellikleri ve dış kuvvetler biliniyorsa, üyeler arası kuvvetler ve momentler hareket denklemleri kullanılarak belirlenebilir. Üyeler arasındaki veya bir başka deyiş ile eklemdaki bileşke kuvvet ve momentin üyenin proksimal ve distalini hareket ettirdiği düşünülebilir. Bu kuvvet ve momentler eklemlerdeki net kinetik etkilerdir. Üyeler arası bileşke kuvvet ve momentler anatomik yapıya etki eden tüm kuvvetlerin vektörel toplamı ve bu kuvvetlerin ortaya çıkardığı momentlerin vektörel toplamını ifade eder. İskelet-kas sistemi statik ve dinamik fonksiyonlarla ilişkilendirildiğinde, üç tür kuvvet aktiftir: kas ve tendon kuvvetleri, eklem kontak kuvvetleri ve eklem kapsülü-kiriş kuvvetleri. Uygun bir model ve hesaplama yapabilmek için eklem kontak ve ligament kuvvetleri bileşke eklem kuvveti ve momentini oluşturmak için birleştirilir (3).

2.9. Genel Hareket Denklemleri

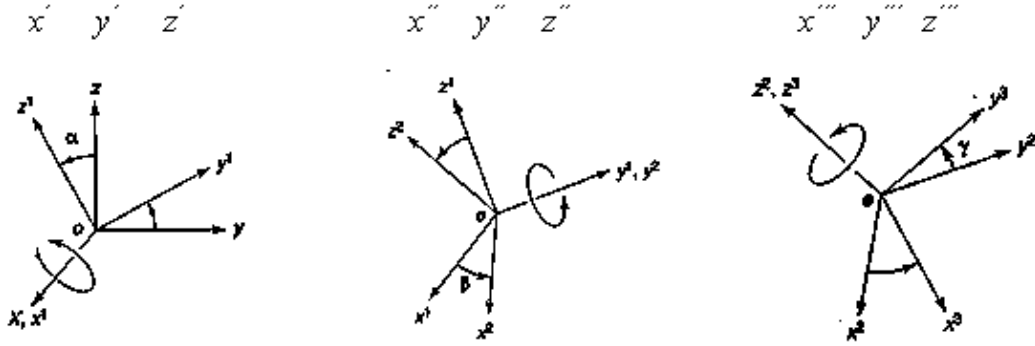
İnsan vücudundaki hareket ile ilgilenen biyomekanikçilerle klinisyenler, spor terapistleri, atletik performans çalışan araştırmacılar, ergonomik dizaynlarla uğraşan mühendisler fiziksel aktiviteler sırasında eklem yükleri ile ilgilenmektedirler. Böyle bir süreç üyelerin kinematik ölçümlerini, üyelerin eylemsizlik özelliklerinin tahminini ve ölçülen-tahmin edilen değerlerin Newton'un hareket denklemlerinde kullanılmasını içermektedir (8, 55). Newton'un hareket yasaları aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır.

1. Her cisim durumu değiştirecek bir kuvvet üzerine etki etmedikçe, doğru bir hat üzerinde hareketine veya hareketsiz durumda ise durmaya devam eder.
2. Cismin doğrusal momentumundaki zamana bağlı değişimi üzerine uygulanan kuvvetle orantılıdır ve uygulanan kuvvet yönünde ivmelenir.
3. Her harekete eşit fakat zıt yönde tepki vardır. Yani, birbirleri üzerine etkileyen iki kuvvetin büyüklükleri eşit ancak yönleri terstir (42).

2.9.1. Euler Denklemleri

Öncelikle üç boyutlu kinematik ve kinetik analizde, kinetik analiz yapabilmek için koordinat verisinden vücut üyelerinin açısal hareketleri hesaplanmaktadır. Bir cisim uzayda bir konumdan diğer bir konuma birçok farklı şekilde gelebilir. Bu nedenle, hesaplamalarda "Euler" veya "Cardan" açıları kullanılmaktadır. Bu iki hesaplama arasındaki temel farklılık eksenlerdeki dönme sıralamalarının farklı olmasıdır (53). Hesaplamalar Kardan açıları ("Cardan angles") kullanılarak gerçekleştirildi. Kardan açılarında önce X ekseninde dönme (alfa- α), sonra Y ekseninde dönme (beta- β) ve son olarak Z ekseninde dönme (gama- γ) sırası izlenir. İlk dönme alfa açısı ile x ekseninde olduğu için x değişmez ve $x' = x$, y eksenini değiştirerek y' ve z eksenini de z' olur. İkinci dönme $x'' y'' z''$ konumunu almak için beta açısı ile y' ekseninde olur. Son dönme gama açısı ile z'' ekseninde gerçekleşir ve eksenler $x''' y''' z'''$ konumuna gelir. Orijinal x, y, z eksen sisteminde cismin x_0, y_0, z_0

koordinatlarına sahip olduğu farz edildiğinde, aynı cisim x^1, y^1, z^1 eksen sisteminde x_1, y_1, z_1 koordinatlarında olacaktır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6: Kardan açıların sırası.

Kardan açıların dönme sıralamasına göre, önce X ekseninde dönme sağlayan R_x matrisi ile orijinal konum çarpıldığında, cismin x_1, y_1, z_1 konumu aşağıdaki matris gösteriminde yeniden yazılabilir.

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(a) & \sin(a) \\ 0 & -\sin(a) & \cos(a) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = [f_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Sonra Y ekseninde dönme sağlayan R_y matrisi ile x_1, y_1, z_1 konum çarpıldığında cismin x_2, y_2, z_2 konumunu elde edilir.

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(b) & 0 & -\sin(b) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(b) & 0 & \cos(b) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = [f_2] \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Sonra olarak Z ekseninde dönme sağlayan R_z matrisi ile x_2, y_2, z_2 konum çarpıldığında cismin x_3, y_3, z_3 konumu elde edilir.

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(g) & \sin(g) & 0 \\ -\sin(g) & \cos(g) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = [f_3] \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Eksenlerde dönme meydana getiren rotasyon matrisleri çarpıldığında eşitlik (2.2) komütatif olmadığı için ötelemenin sıralaması ilk olarak (Φ_1) , ikinci (Φ_2) ve son olarak (Φ_3) şeklinde olmalıdır. Aksi takdirde, $(\Phi_1)(\Phi_2) \neq (\Phi_2)(\Phi_1)$. Eşitlik (2.2) açık şekilde yazılabilir (66).

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c(b)c(g) & c(b)s(g) & -s(b) \\ s(a)s(b)c(g) - c(a)s(g) & s(a)s(b)s(g) + c(a)c(g) & s(a)c(b) \\ c(a)s(b)c(g) + s(a)s(g) & c(a)s(b)s(g) - s(a)c(g) & c(a)c(b) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Eğer xyz koordinat eksenini esas eksen olsun diye katı cismin kütle merkezinde seçilirse, hareketin genel rotasyonel eşitlikleri:

$$M_x = I_{xx} a_x + (I_{zz} - I_{yy}) w_y w_z \quad (2.6)$$

$$M_y = I_{yy} a_y + (I_{zz} - I_{xx}) w_z w_x \quad (2.7)$$

$$M_z = I_{zz} a_z + (I_{yy} - I_{xx}) w_x w_y \quad (2.8)$$

Bu eşitlikler Euler'in hareket denklemleri olarak bilinir. Nispeten basit ve katı cismin rotasyonel hareketlerinin çözümünde yaygın şekilde kullanılır (22).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Denekler

Çalışmada uzun atlamannın yerden çıkış evresi için geliştirilen biyomekanik modelin işlerliğinin değerlendirilmesi için bir denek kullanılmıştır. İnsan vücudunu oluşturan üyelerin özellikleri (kütle, kütle merkezi, eylemsizlik momenti vb.) modelde değişken olarak tanımlandığı için bireysel farklılıkları kapsamaktadır. Ayrıca deneğin atlayış hareketine ait kinematik veriler modele bireysel değişken olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle atletizm erkek milli takımında yarışan bir uzun atlayıcı (yaş = 42 yıl, boy = 1.70 m, vücut ağırlığı = 70 kg) çalışmaya denek olarak alınmıştır. Denek yarı yaklaşma koşu mesafesinden koşarak 3 atlayış gerçekleştirmiştir. Atlanılan en uzak mesafe ölçümde kullanılmıştır.

3.2. Veri Toplama Araçları

3.2.1. Antropometrik Ölçümler

Boy Ölçümü

Deneğin boyu ± 0.001 m hassasiyette ölçüm alan stadiometre (Holtain LTD, UK) ile ölçüldü.

Vücut Ağırlığı Ölçümü

Deneğin vücut ağırlığı ± 0.01 kg hassasiyette ölçüm alan baskül (Sega, France) ile ölçüldü.

Uzunluk, Genişlik ve Çevre Ölçümleri

Deneğin uzunluk ve genişlik ölçümleri, antropometrik set (Holtain Ltd. UK) ile yapıldı. Çevre ölçümleri, antropometrik mezura (Gullick metresi) kullanılarak ± 0.001 m hassasiyet ile ölçüm yapıldı. Üye uzunlukları ve çevre ölçümleri anatomik pozisyonda deneğin sağ tarafından alındı. Ölçümler üç kez tekrarlandı.

3.2.2. Hareket Analizi

Deneğin uzun atlama hareketinin 3 boyutlu analizi için SIMI 7.5 hareket analizi paket programı (yazılımı) (SIMI Reality Motion Systems GmbH, GER) kullanıldı. Hareket analizi sistemi aşağıdaki cihaz ve araçlardan oluşmaktadır.

1. 4 adet yüksek hızlı kamera (Basler A602f-HDR).
2. Firewire görüntü yakalama kartı (Board firewire PCI).
3. Senkronize kutusu (Trigger box).
4. Kalibrasyon kafesi (Ölçümleme düzlemi).
5. Eklemlere ve bara yerleştirilen yansıtıcı işaretler (Reflective marker).
6. Bilgisayar ünitesi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Deney düzeneğinde kullanılan hareket analizi sistemi (SIMI 7.5) ve kuvvet platformunun (FP4060–10, BERTEC, A.B.D.) bilgisayar üniteleri.

3.2.3. Kuvvet Platformu

İnsan hareketlerinin dinamik analizi, vücut ve çevre arasındaki kuvvet değişimlerini ölçmek için kullanılır. Sensörlerin farklı türleri vücut üst ve alt üyelerinin hareketleri için ayrılır.

Vücut üst üyelerinin hareketleri: Bu tür ölçümler robotikte kullanılan sensörlü el bileğine oldukça benzeyen, elle idare edilen cihazlarla gerçekleştirilebilir. Bu tür sensörler, gerinim ölçerlerden (strain gauge) meydana gelmiştir ve 3 kuvveti ve (el bileği sensörünün 3 kartezyen eksenini boyunca bulunan kuvvet vektörlerinin bileşenleri) momenti (aynı eksen etrafındaki dönme moment vektörünün bileşenleri) çözümlenebilir. İnsan hareketleri çalışmalarının birçok durumunda sadece 2 veya 3 bileşeni uygun olabilir. Bu yüzden sensörlerin tasarımı anlamlı bir şekilde basitleştirilmiştir.

Vücut alt üyelerinin hareketleri: Postür veya hareket süresince, ayaklar ve destek yüzeyi yer reaksiyon kuvvetleri sürekli etkileşim içindedir. Bu kuvvetlerin ölçümü 2 şekilde gerçekleştirilebilir.

1. Piezoresistive veya piezocapacitive sensörler.
2. Kuvvet platformları: Sensörler ya gerinim ölçer (strain gauge) yada piezoelektrik elemanlardan olabilir. Sensörler destek yüzeyini (çok sert, düşük frekanslı rezonans kaçınmak için) zemine bağlayan destek elemanlarına yerleştirilir (49).

Uzun atlamanın yerden çıkış evresinde atletin yere uyguladığı kuvvet oranında yerde atlete eşit fakat zıt yönlü kuvvet uygulayacaktır. Yerin uyguladığı bu kuvvet yer tepki kuvveti (YTK) olarak isimlendirilir. Yer tepki kuvvetinin ölçümü 0.40 m x 0.60 m x 0.10 m ebatlarındaki kuvvet platformuyla (FP4060-10, BERTEC, A.B.D.) gerçekleştirildi. Kuvvet platformuyla ölçülen sinyaller, analog güçlendirici (amplifikatör AM6504, A.B.D.), analog sayısal çevirici kart (AD, Advantech, A.B.D.) ve bilgisayardan (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2) oluşmaktadır.



Şekil 3.2: Kuvvet platformu ve analog güçlendirici.

3.3. Verilerin Toplanması

Çalışmada dinamik modelin girdi parametrelerini oluşturan verinin toplanması üç aşamada gerçekleştirildi. Birinci aşamada vücut üyelerinin yapısal özelliklerini belirlemek için deneğin antropometrik ölçümleri alındı. İkinci aşamada ters dinamik analiz hesaplamalarında kullanılmak üzere kinematik verinin elde edilmesi için hareket analizi yazılımı yardımıyla deneğin uzun atlama görüntüsü kaydedildi. Üçüncü ve son aşamada kuvvet platformu yardımıyla ölçülen yer reaksiyon kuvvetlerinden hareketle, oluşturulan model yardımıyla eklemlere uygulanan kuvvet ve momentler ters dinamik yöntemle hesaplandı.

3.3.1. Antropometrik Ölçümler

Boy Ölçümü

Boy ölçümü, denek ayaklar çıplak, topuklar bitişik ve baş dik, gözler karşıya bakar şekilde dururken kayan kaliper çubuk deneğin başının üst tarafında (verteks) durdurularak gerçekleştirildi.

Vücut Ağırlığı Ölçümü

Vücut ağırlık ölçümü, denek ayakları çıplak ve üzerinde ağırlığını etkilemeyecek şortla, baskül üzerinde ayakta dik ve gözler karşıya bakar şekilde hareketsizken gerçekleştirildi.

Uzunluk, Genişlik ve Çevre Ölçümleri

Baş, gövde üyesi, üst kol, ön kol, üst bacak, alt bacak ve ayak üyelerinden antropometrik ölçümler alındı. Her üye için bir uzunluk ölçümü alındı. Kafa için 1, diğer üyeler için 3 farklı noktadan çevre ölçümü alındı. Gövde üyesi için ek olarak 3 farklı noktadan genişlik ölçümü alındı (Tablo 3.1) (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Antropometrik ölçümler.

Tablo 3.1: Denekten alınan üyelere ait antropometrik ölçümler ve tanımlamaları.

Üye	Ölçüm	Tanımlama
Kafa	Uzunluk	Çene (mandibula) ile kafanın en üst noktası (verteks) arasındaki mesafe
	Çevre	Yanlarda kulakların hemen üzerinden, arkada oksipital çıkıntından ve önde kaşların hemen üzerinden
Gövde	Uzunluk	Akromion ile femurun büyük trokanteri arasındaki mesafe
	Çevre (1)	Meme başının tam üzerinden
	Çevre (2)	Kaburgaların en alt sınırı ile cristailiaca arasındaki orta hattan
	Çevre (3)	Maksimum pelvis çıkıntısından
	Genişlik (1)	Meme başının tam üzerinden
	Genişlik (2)	Kaburgaların en alt sınırı ile cristailiaca arasındaki orta hattan
	Genişlik (3)	Maksimum pelvis çıkıntısından
Üst kol	Uzunluk	Akromion çıkıntı ile humerusun lateral çıkıntısı (epikondil) arasındaki mesafe
	Çevre (1)	Koltuk altından
	Çevre (2)	Dirsek tam gergin durumdayken üst kolun en geniş noktasından
	Çevre (3)	Dirsek ekleminde
Ön kol	Uzunluk	Humerusun lateral çıkıntısı ile radiusun stiloid çıkıntısı arasındaki mesafe
	Çevre (1)	Dirsek ekleminde
	Çevre (2)	El supinasyonda ve dirsek ekstansiyonda iken ön kolun en geniş noktasından
	Çevre (3)	El bileği ekleminde
Üst bacak	Uzunluk	Femurun büyük trokanteriyle lateral femoral epikondil arasındaki mesafe
	Çevre (1)	Gluteal kırışıklığın hemen altından
	Çevre (2)	Üst bacağın en geniş noktasından
	Çevre (3)	Diz ekleminde
Alt bacak	Uzunluk	Fibula başı ile lateral malleol arasındaki mesafe
	Çevre (1)	Diz ekleminde
	Çevre (2)	Alt bacağın en geniş noktasından
	Çevre (3)	Ayak bileğine en yakın noktadan
Ayak	Uzunluk	Topukla (calcaneus) en uzun ayak parmağı arasındaki mesafe
	Çevre (1)	Ayak bileğine en yakın noktadan
	Çevre (2)	Ayak kemerinden
	Çevre (3)	Metatarsal-phalangeal ekleminde

3.3.2. Hareket Analizi

Deneğin uzun atlama görüntüsü kaydedilmeden önce vücudun önceden belirlenen anatomik noktalarına 16 adet yansıtıcı işaret yerleştirildi (Şekil 3.4). Tablo 3.2’de denek üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları verilmiştir.

Tablo 3.2: Denek üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları.

Anatomik noktalar	Tanımlama
Sol-sağ ayakucu	Metatarsal-phalangeal eklemlere
Sol-sağ ayak bileği	Lateral malleollere
Sol-sağ diz eklemleri	Fibula başlarına
Sol-sağ kalça eklemleri	Femurun büyük trokanterlerine
Sol-sağ omuz eklemleri	Akromion çıkıntılarına
Sol-sağ dirsek eklemleri	Humerusun lateral çıkıntılarına
Sol-sağ el bileği eklemleri	Radiusun stiloid çıkıntılarına
Çene	Mandibulaya
Alın	Kafanın en üst noktasına (verteks)



Şekil 3.4: Anatomik noktalara yerleştirilen işaretçiler.

6 serbestlik derecesine sahip (3 eksenle öteleme + 3 eksenle dönme) bir üyenin 3 boyutlu uzayda konumunu belirleyebilmek için, üyenin üzerine sıkı bir şekilde bağlanan ve üzerinde en az 3 sabit işaretçi bulunan sert (katı) malzemeler kullanılmaktadır (49). Bu amaçla sıçrama bacağı alt bacak ve üst bacak üzerine, ilave olarak bir düzlem içerisinde 3'er sabit yansıtıcı işaret daha yerleştirildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Alt bacak ve üst bacağına yerleştirilen işaretçiler.

Görüntü kaydı: Deneğin uzun atlama hareketi 4 adet kamera ile kaydedildi. Kameraların ilki uzun atlama hareketinin gerçekleştirildiği eksenin sağ tarafına ve atlama eksenine 45°'lik açı oluşturacak şekilde, diğer 3 kamera ise kendisinden bir önceki kamerayla aralarında 90°'lik açı oluşturacak şekilde yerleştirildi. Böylece kameraların 2 tanesi uzun atlama ekseninin sağ tarafına, 2 tanesi sol tarafına konumlandırıldı (Şekil 3.6). 4 farklı kameranın çektiği görüntü 2 adet firewire video kartıyla (Board Firewire PCI) yakalandı ve görüntüler senkronize kutusu (Trigger Box) yardımı ile eşzamanlı toplandı.

Sayısallaştırma: Sayısallaştırma işlemine başlamadan önce uzun atlama hareketinin 3 boyutlu uzayda tanımlanabilmesi için önceden ölçümleri alınan ölçümleme düzleminin (kalibrasyon kafesi) bilinen uzaysal konumları yazılıma

tanıtıldı. Ölçümleme düzlemi görüntüsü üzerindeki noktaların sayısallaştırma işlemi gerçekleştirildi. Bu işlem tamamlandıktan sonra her bir karedeki yansıtıcı işaretler yazılımın otomatik sayısallaştırma komutu ile sayısallaştırıldı. Hatalı sayısallaştırılan noktalar fare yardımıyla elle işaretlenerek düzeltildi.



Şekil 3.6: Deney düzenine panoramik görüntüsü.

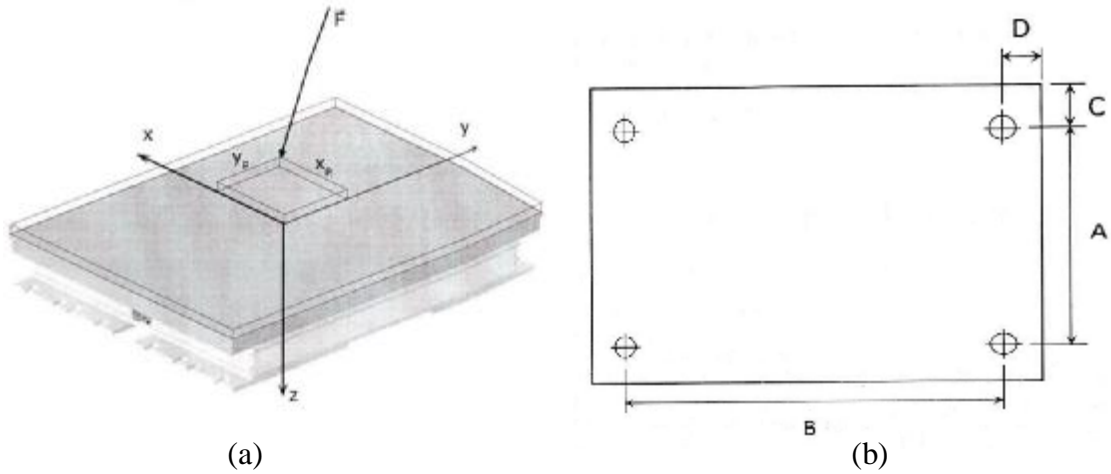
DLT (Direct Linear Transformation) algoritması uygulanarak incelenen antropometrik noktaların uzaydaki konumları belirlendi.

Filtreleme: Sayısallaştırılarak uzaysal konumları elde edilen noktaların konum verisi filtrelenerek temizlendi (bkz. 3.4 verilerin işlenmesi).

3.3.3. Kuvvet Platformu

Yer tepki kuvveti bileşenlerinin hesaplanması

Kuvvet platformunun lokal koordinat sistemi Şekil 3.7.a'da gösterilmiştir. Kuvvet platformunun dört köşesinde yer tepki kuvvetlerini ölçmek için dört adet yükölçer bulunmaktadır. Yükölçerlerin kuvvet platformunda konumlandırılma ölçüleri $A = 0.342$ m, $B = 0.552$ m, $C = 0.029$ m, $D = 0.024$ m'dir. Bu yükölçerlerin her biri, yatay ve derinlik eksenlerinde maksimum 5 kN, dikey ekseninde ise maksimum 10 kN ölçüm yapmaktadır. Kuvvet platformundan yatay (F_x), derinlik (F_y) ve dikey (F_z) eksenlerine ait birer değer elde edilmektedir (Şekil 3.7.b).



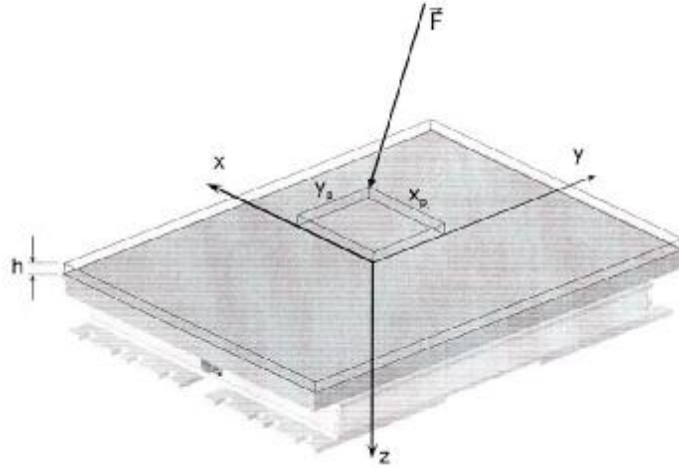
Şekil 3.7: (a) Kuvvet platformu lokal koordinat sistemi, (b) yükölçerlerin konumlandırılması.

Kuvvet platformu atlama tahtasının tam üzerine yerleştirildi (Şekil 3.6). Kuvvet platformundan ölçülen sinyalleri yükseltmek için analog sinyal güçlendiriciye bağlandı. Analog sinyal güçlendiricinin kazancı (gain), atlama sırasındaki yüksek etkiyi (impact) gözlemlemek için düşük tutuldu. Sinyal güçlendiricilerin çıkışları 16 bitlik bir analog sayısal dönüştürücü kartının ilk altı kanalına bağlanmıştır. İlk üç

kanal üç eksendeki kuvvet sinyalleri diğer üç kanal ise üç eksendeki moment sinyalleri olacak şekilde sırasıyla bağlandı. Platformdan alınan sinyaller ilk önce bir güçlendirici yardımı ile yükseltilecek bilgisayar içinde bulunan A/D (Analog/sayısal) çeviricisine gönderilmektedir. Analog sinyaller bu çevirici yolu ile sayısal bilgiye dönüştürülür. Böylece sistem içerisinde bulunan algılayıcılardan gelen düşük güçteki analog sinyal kuvvetlendirilmiş ve sayısallaştırılmış gerilim düzeyleri şekline dönüştürülmektedir.

Kuvvet ve Torkun Uygulama Noktasının Hesaplanması

Kuvvet platformu üzerine etki eden bir yük sistemi bütünüyle altı yük bileşeniyle tanımlanabilir (örneğin, üç kuvvet ve üç moment bileşeniyle). Bundan farklı olarak aynı bilgi, kuvvet vektörünün uygulama noktası (Şekil 3.8'deki X_p , Y_p), üç kuvvet bileşeni ve kuvvet platformuna etki eden bir çift (bazen hem tork hem de moment olarak nitelenen) gibi verilebilir.



Şekil 3.8: Kuvvet vektörünün uygulama noktası.

Şekil 3.8'de gösterildiği gibi kuvvet vektörünün uygulama noktası ve çifti (tork), kuvvet ve moment bileşenlerinden E.3.1, E.3.2 ve E.3.3 eşitlikleri kullanılarak hesaplandı.

$$X_p = \frac{-hF_x - M_x}{F_z} \quad \text{E.3.1}$$

$$Y_p = \frac{-hF_y + M_x}{F_z} \quad \text{E.3.2}$$

$$T_z = M_z - X_p F_y + Y_p F_x \quad \text{E.3.3}$$

E.3.1, E.3.2 ve E.3.3'de X_p ve Y_p , kuvvetin uygulama noktasının koordinatlarını, h kuvvet platformunun üzerine sonradan eklenen herhangi bir materyalin kalınlığını, T_z kuvvet platformu üzerine etkiyen çifti (tork) ifade etmektedir.

3.3.4. Eşzamanlılık (Senkronizasyon)

Uzun atlama hareketinde hareket analizi ile kuvvet platformu verisinin eşzamanlı olarak toplanabilmesi için flaş kullanılmıştır. Denek atlama hareketi için koşuya başladıktan sonra, kuvvet platformunun yüzey alanı üzerine yerleştirilen ve flaşın patlaması için anahtar görevi gören metal mandala kuvvet platformunun okuyabileceği büyüklükte bir kuvvetle vurulmuştur. Yanan flaş kendi aralarında eşzamanlı olan kameralardan herhangi birinin görmesi sağlanarak kuvvet verisinde ilk ani yükselme ile kamera görüntüsünde flaşın patlama anı eşleştirilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: Hareket analiziyle kuvvet platformu sistemlerinin senkronizasyonu.

3.4. Verilerin İşlenmesi

Literatürde veri toplama frekansı genellikle 100 Hz ile 200 Hz arasında kabul edilmiştir. Bazı çalışmalarda ise, 8 Hz kesme frekansının (cut-off frequency) farklı kesme frekansları içerisinde ham veriyi en iyi gösterdiği için seçildiği bildirilmektedir (61, 19). Filtreleme, gürültüyü meydana getiren unsurların ki bu unsurlar 10 Hz'ü kolayca aşabilir, gerçek veriden ayrılması için ve kaydedilen sinyallerin zaman türevlerinin tahmini için gereklidir (49).

Uzun atlamada hareketin kinematığını inceleyen çalışmalarda konum verilerindeki gürültünün uzaklaştırılması için, örnekleme frekansı (veri toplama hızı) 60 Hz ile 500 Hz arasında, derecesi 2. ile 4. arasında ve kesme frekansı 6 Hz ile 13 Hz arasında değişen alt frekansların geçişine izin veren sayısal filtreler kullanılmaktadır (5, 6, 21, 32, 38, 41, 44, 61). Bu çalışmalarda filtrenin derecesi ve kesme frekansına karar verilirken örnekleme frekansı önem kazanmaktadır.

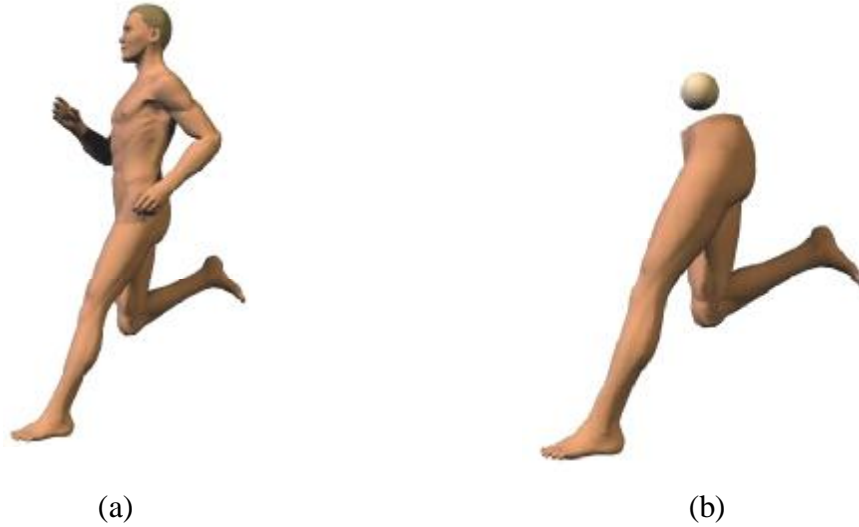
Uzun atlamanın yerden çıkış evresinde yüksek ivmeli bir hareket gerçekleştirildiği ve kuvvetin daha kısa sürede uygulandığı için yüksek frekanslı veri toplanmıştır. Kuvvet platformundan ölçülen kuvvet ve moment verilerinden gürültünün uzaklaştırılmasında düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılmıştır. Filtrenin kesme frekansına karar verebilmek için, kuvvet verilerine hızlı Fourier dönüşümü (Fast Fourier Transformation FFT) kullanılarak spektrum analizi yapılmıştır. Spektrum analizi yapılarak filtrenin kesme frekansı 1000 Hz olarak belirlenmiştir. Böylelikle kuvvet verilerine uygulanan filtrenin örnekleme frekansı 10000 Hz, derecesi 2 ve kesme frekansı 1000 Hz olarak belirlenmiştir. Hareket analizinde sayısallaştırılan eklemelerin ham konum verisi düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılarak filtrelendi. Filtrenin örnekleme frekansı 250 Hz, derecesi 2 ve kesme frekansı 20 Hz olarak belirlendi. İşlemlerin tümü MATLAB 5.3 yazılımında çözümlendi.

3.5. Biyomekanik Model ve Modelin İşletilmesi

Biyomekanik modelin kabulleri:

- Vücut üyeleri katı cisim kabul edildi.

- Üye kütleleri (ayak, alt bacak, üst bacak, üst kol, önkol, el, gövde ve kafa) ve kütle merkezleri, Chandler ve diğ.'nin (9) kadavra çalışmalarından, üye eylemsizlikleri ise Yeadon ve Morlock'un (68) regresyon denklemlerinden hesaplandı.
- Eklemler sürtünmesiz ve iğne başı olarak kabul edildi.
- Biyomekanik modele, tüm vücuttan yola çıkılarak (Şekil 3.10.a), sol-sağ ayak, sol-sağ alt bacak, sol-sağ üst bacak ve vücut üst üyelerinin (sol-sağ önkol, sol-sağ üstkol, gövde ve kafa) kütle merkezi dahil edilmiştir (Şekil 3.10.b).



Şekil 3.10: (a) Tüm vücut üyeleri, (b) biyomekanik modele dahil edilen üyeler.

Biyomekanik modelin 3 tip girdisi vardır. Bunlar;

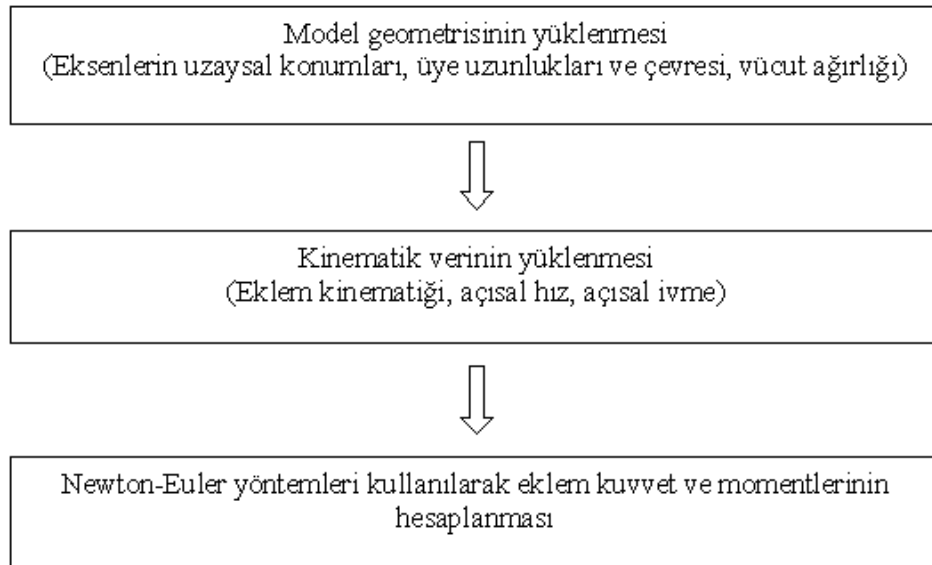
- Üyelere ait antropometrik veriler (Üye uzunluğu, çevresi, genişliği).
- Deneğin vücut ağırlığı.
- Yerden çıkış sırasında her bir üyenin kinematik verisi.

Modelin oluşturulmasında izlenen adımlar aşağıda verilmiştir.

- Her bir üyenin kütlesi ve kütle merkezinin hesaplanması,

- Üst üyelerin kütlesi ve kütle merkezinin hesaplanması,
- Her bir üyenin doğrusal hız ve ivmelerinin hesaplanması,
- Her bir üyenin açısal hız ve ivmelerinin hesaplanması,
- İvmelenmeden dolayı eylemsizlik momentlerinin hesaplanması,
- Kuvvet platformundan ölçülen kuvvet değerlerinden hareketle eklemlere uygulanan kuvvet ve momentlerin hesaplanması.

Uzun atlamada yerden çıkış sırasında eklem kuvvet ve momentlerinin çözümünde Newton-Euler denklem sistemleri kullanıldı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Ters dinamik yaklaşımla dinamik model analizinin yapıldığı Matlab yazılımının akış şeması.

3.5.1. Eylemsizlik Momentlerinin Hesaplanması

Vücut üye kütleleri, kütle merkezi konumları ve eylemsizlik parametreleri, Chandler ve diğ.'nin (9) kadavra çalışmaları sonucu, antropometrik ölçümlerde kullandığı 14 üyeli modeli temel alan Yeadon ve Morlock (68)'un regresyon denklemleri kullanılarak hesaplandı (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: İnsan vücudunu oluşturan üyelerin kütleleri ve üye kütle merkezleri konumları.

Üyeler	Vücut Ağırlığı (N)	Ağırlık Merkezi Konumu (%)
Baş	0.032 VA + 18.70	66.3
Gövde	0.532 VA - 6.93	52.2
Üst kol	0.022 VA + 4.76	50.7
Ön kol	0.013 VA + 2.41	41.7
Üst bacak	0.127 VA - 14.82	39.8
Alt bacak	0.044 VA - 1.75	41.3
Ayak	0.009 VA + 2.48	40.0

VA: Vücut Ağırlığı

Vücut üye kütleleri, toplam vücut kütlelerinin bir yüzdesi olarak ve kütle merkezinin üyedeki yerleşimi üyenin proksimal (vücuda yakın) ucundan ölçülerek üye uzunluğunun bir yüzdesi olarak ifade edilir.

Gövde üyesinin eylemsizlik parametreleri E.3.4, E.3.5 ve E.3.6 eşitlikleri kullanılarak hesaplandı.

$$I_x = dwh [c_2 w^2 + c_3 h^2] \quad \text{E.3.4}$$

$$I_y = dwh [c_1 d^2 + c_3 h^2] \quad \text{E.3.5}$$

$$I_z = dwh [c_1 d^2 + c_2 w^2] \quad \text{E.3.6}$$

E.3.4, E.3.5 ve E.3.6'da, I_x , I_y , I_z gövde üyesinin 3 eksenindeki (X, Y, Z) eylemsizlik momenti değerlerini ifade etmektedir. d , w ve h sırasıyla gövde üyesinin derinlik, genişlik ve uzunluk değerlerini ifade ederken, c_1 , c_2 ve c_3 gövde üyesinin yoğunluk dağılım özellikleri olan pozitif sabitlerdir. Ve aşağıda belirtilen E.3.7, E.3.8 ve E.3.9 eşitlikleri kullanılarak hesaplandı.

$$w = \frac{(w_1 + 2w_2 + w_3)}{4} \quad \text{E.3.7}$$

E.3.7'de, w gövde üyesine ait genişlik ölçüm değerini,

$$p = \frac{(p_1 + 2p_2 + p_3)}{4} \quad \text{E.3.8}$$

E.3.8'de, p gövde üyesine ait çevre ölçüm değerini,

$$d = \frac{(p - 2w)}{p - 2} \quad \text{E.3.9}$$

E.3.9'da, d gövde üyesine ait derinlik ölçüm değerini ifade etmektedir.

Kafanın, üst kolun, ön kolun, üst bacağıın, alt bacağıın ve ayağıın eylemsizlik parametreleri E.3.10, E.3.11, E.3.12 ve E.3.13 eşitlikleri kullanılarak hesaplandı.

$$p = p_1 \quad \text{E.3.10}$$

E.3.10'da, p kafaya ait çevre ölçüm değerini ifade etmektedir.

$$p_i = \frac{(p_{1i} + 2p_{2i} + p_{3i})}{4} \quad \text{E.3.11}$$

$$i = 1, 2, \dots, 10$$

E.3.11'de, p üst kol, ön kol, üst bacak, alt bacak ve ayağı a ait çevre ölçüm değerlerini ifade etmektedir.

$$I_{ii} = \frac{1}{2} I_{zi} + k_{2i} p_i^2 h_i^3 \quad \text{E.3.12}$$

$$I_{zi} = k_{1i} p_i^4 h_i \quad \text{E.3.13}$$

$$i = 1, 2, \dots, 11$$

E.3.12 ve E.3.13'de, I_x, I_y, I_z üyelerin 3 eksendeki (X, Y, Z) eylemsizlik momenti değerlerini ifade etmektedir. $I_x = I_y = I_z$ olduğu varsayılmıştır. p ve h sırasıyla üyelerin çevre ve uzunluk değerlerini ifade ederken, k_1 ve k_2 pozitif sabitlerdir.

3.5.2. Üst Üyelerin Kütle Merkezinin Hesaplanması

Hesaplanan üst üye kütle merkezi konumlarından üst vücut kütle merkezinin (ÜKM) konumu E.3.14, E.3.15 ve E.3.16 eşitlikleri kullanılarak hesaplandı (66).

$$X_{cg} = \frac{\sum_i^n m_i x_i}{\sum_i^n m_i} \quad \text{E.3.14}$$

$$Y_{cg} = \frac{\sum_i^n m_i y_i}{\sum_i^n m_i} \quad \text{E.3.15}$$

$$Z_{cg} = \frac{\sum_i^n m_i z_i}{\sum_i^n m_i} \quad \text{E.3.16}$$

$$i = 1, 2, \dots, 6$$

E.3.14, E.3.15 ve E.3.16'da X_{cg}, Y_{cg} ve Z_{cg} UKM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerdeki konumunu, x, y ve z üst üyelerin KM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerindeki konumunu, m üst üyelerinin kütlelerini, i üye sayısını ifade etmektedir.

3.5.3. Vücut Kütle Merkezinin Hesaplanması

Hesaplanan tüm üye kütle merkezi konumlarından vücut kütle merkezinin (VKM) konumu E.3.17, E.3.18 ve E.3.19 eşitlikleri kullanılarak hesaplandı (66).

$$X_{cg} = \frac{\sum_i^n m_i x_i}{\sum_i^n m_i} \quad \text{E.3.17}$$

$$Y_{cg} = \frac{\sum_i^n m_i y_i}{\sum_i^n m_i} \quad \text{E.3.18}$$

$$Z_{cg} = \frac{\sum_i^n m_i z_i}{\sum_i^n m_i} \quad \text{E.3.19}$$

$$i = 1, 2, \dots, 12$$

E.3.17, E.3.18 ve E.3.19'da X_{cg} , Y_{cg} ve Z_{cg} VKM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerdeki konumunu, x , y ve z tüm üyelerin KM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerindeki konumunu, m tüm üyelerinin kütlelerini, i üye sayısını ifade etmektedir.

3.5.4. Vücut Kütle Merkezinin Hız Kaybının Hesaplanması

Vücut kütle merkezinin yatay (X) eksenlerdeki yüzdesel olarak hız kaybı E.3.20 eşitliği kullanılarak hesaplandı.

$$\%KM_{VKX} = \frac{(KM_{VXi+1} - KM_{VXi})}{KM_{VXi+1}} \times 100 \quad \text{E.3.20}$$

E.3.20'de $\%KM_{VKX}$ VKM'nin yatay hız kaybı, KM_{VX} vücut kütle merkezinin yatay eksenlerdeki hızı, i yerden çıkış evresinde işlenen kare sayısını ifade etmektedir.

3.5.5. Yerden Çıkış Sırasındaki Destek Mesafesinin Hesaplanması

Yerden çıkış sırasında destek mesafesi, atletin sıçrama ayağını tahtaya bastığı anda, VKM'nin konumunun yatay (X) eksenindeki izdüşümüyle topuğun konumunun yatay (X) eksenindeki izdüşümü arasındaki farktır. Destek mesafesi E.3.21 eşitliği kullanılarak hesaplandı.

$$DM = VKM_{SX} - T_{SX} \quad E.3.21$$

E.3.21'de DM yerden çıkış sırasındaki destek mesafesi, VKM_{SX} vücut kütle merkezinin konumunun yatay eksenindeki izdüşümünü, T_{SX} topuğun konumunun yatay eksenindeki izdüşümünü ifade etmektedir.

3.5.6. Yerden Çıkış Sırasındaki İtiş Mesafesinin Hesaplanması

Yerden çıkış sırasında itiş mesafesi, atletin sıçrama ayağının tahtadan ayrılmadan önce, VKM'nin konumunun yatay (X) eksenindeki izdüşümüyle ayakucunun konumunun yatay (X) eksenindeki izdüşümü arasındaki farktır. İtiş mesafesi E.3.22 eşitliği kullanılarak hesaplandı.

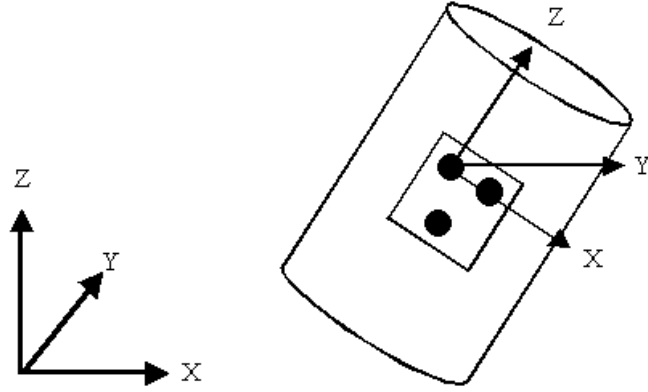
$$\dot{IM} = VKM_{SX} - AU_{SX} \quad E.3.22$$

E.3.22'de \dot{IM} yerden çıkış sırasındaki itiş mesafesi, VKM_{SX} vücut kütle merkezinin konumunun yatay eksenindeki izdüşümünü, AU_{SX} ayakucunun konumunun yatay eksenindeki izdüşümünü ifade etmektedir.

3.5.7. Alt Bacak ve Üst Bacağın Üç Boyutlu Açısal Yer Değiştirilmesi

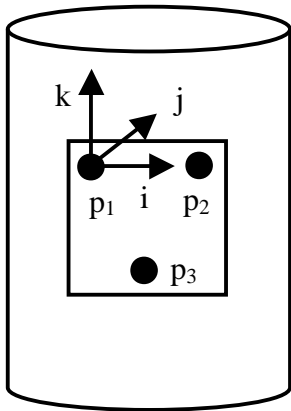
Uzun atlamada yerden çıkış sırasında alt bacak ve üst bacağın içsel dönmelerini de gözlemleyebilmek için bir düzlem üzerine yerleştirilen üç noktanın konum verilerinden üç boyutlu dönme matrisleri hesaplanmıştır. Dönme matrislerinin hesaplanmasında izlenen yol ve yapılan işlemler aşağıda sunulmuştur (bkz. Ek.1).

Uzayda hareket eden bir cismin ilk konumdan bir sonraki konuma gelmesini sağlayan dönme matrisleridir. Üyenin uzaysal hareketi sırasında üye üzerinde tanımlanan lokal koordinat sistemi (LKS) hareket etmeyen-sabit- global koordinat sistemine (GKS) göre hareket eder (Şekil 3.12). Lokal koordinat sisteminin bu hareketini sağlayan dönme matrisidir (53).



Şekil 3.12: Global koordinat sistemi ve silindir üzerine yerleştirilen düzlemdeki lokal (yerel) koordinat sistemi.

Global koordinat sistemine göre lokal koordinat sistemi E.3.23, E.3.24 ve E.3.25 eşitlikleri kullanılarak hesaplanmıştır.



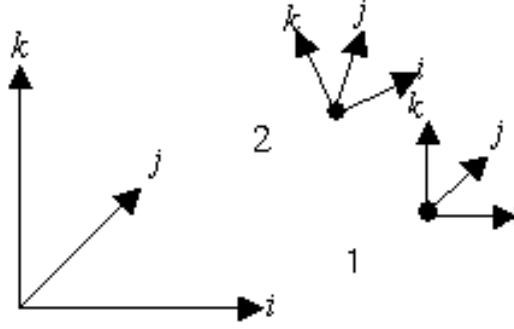
$$\mathbf{i} = \frac{(\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1)}{|\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1|} \quad \text{E.3.23}$$

$$\mathbf{j} = \frac{(\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1) \times (\mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_1)}{|(\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1) \times (\mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_1)|} \quad \text{E.3.24}$$

$$\mathbf{k} = \mathbf{i} \times \mathbf{j} \quad \text{E.3.25}$$

Rotasyon matrislerinin hesabı ise hareketin iki farklı anı için lokal koordinat eksenleri kullanılarak E.3.26 eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır (Şekil 3.13).

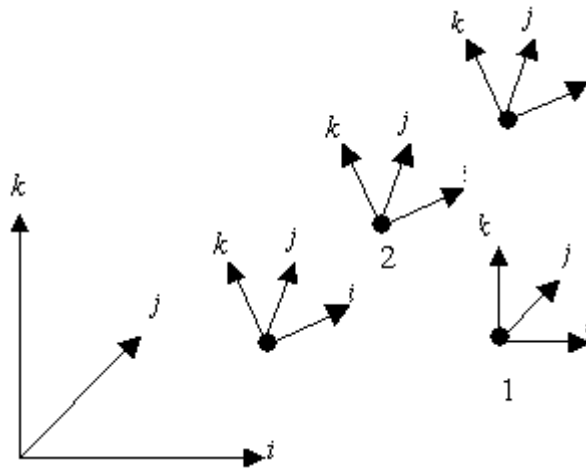
$$\text{RotasyonMatrisi} = \frac{\text{SonKonumLKS}}{\text{İlkKonumLKS}} \quad \text{E.3.26}$$



Şekil 3.13: Lokal koordinat sisteminin iki farklı anı. (1) ilk konum, (2) son konum.

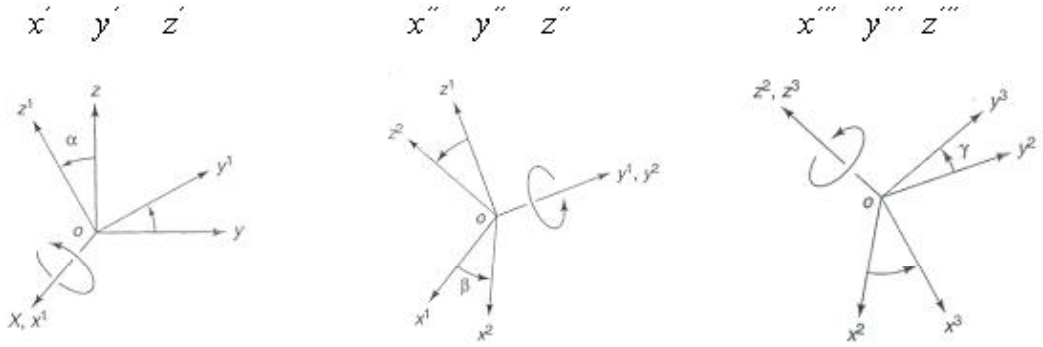
Rotasyon hareketi yapan bir cisim rotasyonun yanında öteleme hareketi de yapmaktadır (Şekil 3.14). Öteleme hareketi öteleme matrisi ile hesaplanmaktadır. Bu matris cismin uzayda ne kadar öteleneceğini gösteren matristir. Rotasyon matrisi ile ilk konum LKS çarpılarak bulunan yeni konum LKS son konuma paralel olan herhangi bir yeri belirtir. Dolayısıyla asıl konumu bulmak için öteleme yapılmalıdır (E.3.27).

$$\text{Öteleme} = \text{SonKonum} - (\text{İlkKonum} * \text{RotasyonMatrisi}) \quad \text{E.3.27}$$



Şekil 3.14: Lokal koordinat sisteminin ötelenmesi.

Bir cisim uzayda bir konumdan diğer bir konuma birçok farklı şekilde gelebilir. Bu nedenle dönme açılarının sırasının belirlenmesi gerekir. Bu çalışmada Kardan açıları (“Cardan angles”) kullanılmıştır. Kardan açılarında önce X ekseninde dönme (alfa- α), sonra Y ekseninde dönme (beta- β) ve son olarak Z ekseninde dönme (gama- γ) sırası izlenir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Kardan açılarının sırası.

Kardan açılarının dönme sıralamasına göre, önce X ekseninde dönme sağlayan R_x matrisi, sonra Y ekseninde dönme sağlayan R_y matrisi, daha sonra Z ekseninde dönme R_z matrisi kullanılır (E.3.28, E.3.29 ve E.3.30).

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(x) & \sin(x) \\ 0 & -\sin(x) & \cos(x) \end{bmatrix} \quad \text{E.3.28}$$

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos(y) & 0 & -\sin(y) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(y) & 0 & \cos(y) \end{bmatrix} \quad \text{E.3.29}$$

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos(z) & \sin(z) & 0 \\ -\sin(z) & \cos(z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{E.3.30}$$

Eksenlerde dönme meydana getiren rotasyon matrisleri kullanılarak Kardan açıları E.3.31, E.3.32, E.3.33 ve E.3.34 eşitlikleri kullanılarak hesaplanmıştır.

$$R = \begin{bmatrix} \cos(y)\cos(z) & \cos(y)\sin(z) & -\sin(y) \\ \sin(x)\sin(y)\cos(z) - \cos(x)\sin(z) & \sin(x)\sin(y)\sin(z) + \cos(x)\cos(z) & \sin(x)\cos(y) \\ \cos(x)\sin(y)\cos(z) + \sin(x)\sin(z) & \cos(x)\sin(y)\sin(z) - \sin(x)\cos(z) & \cos(x)\cos(y) \end{bmatrix} \quad \text{E.3.31}$$

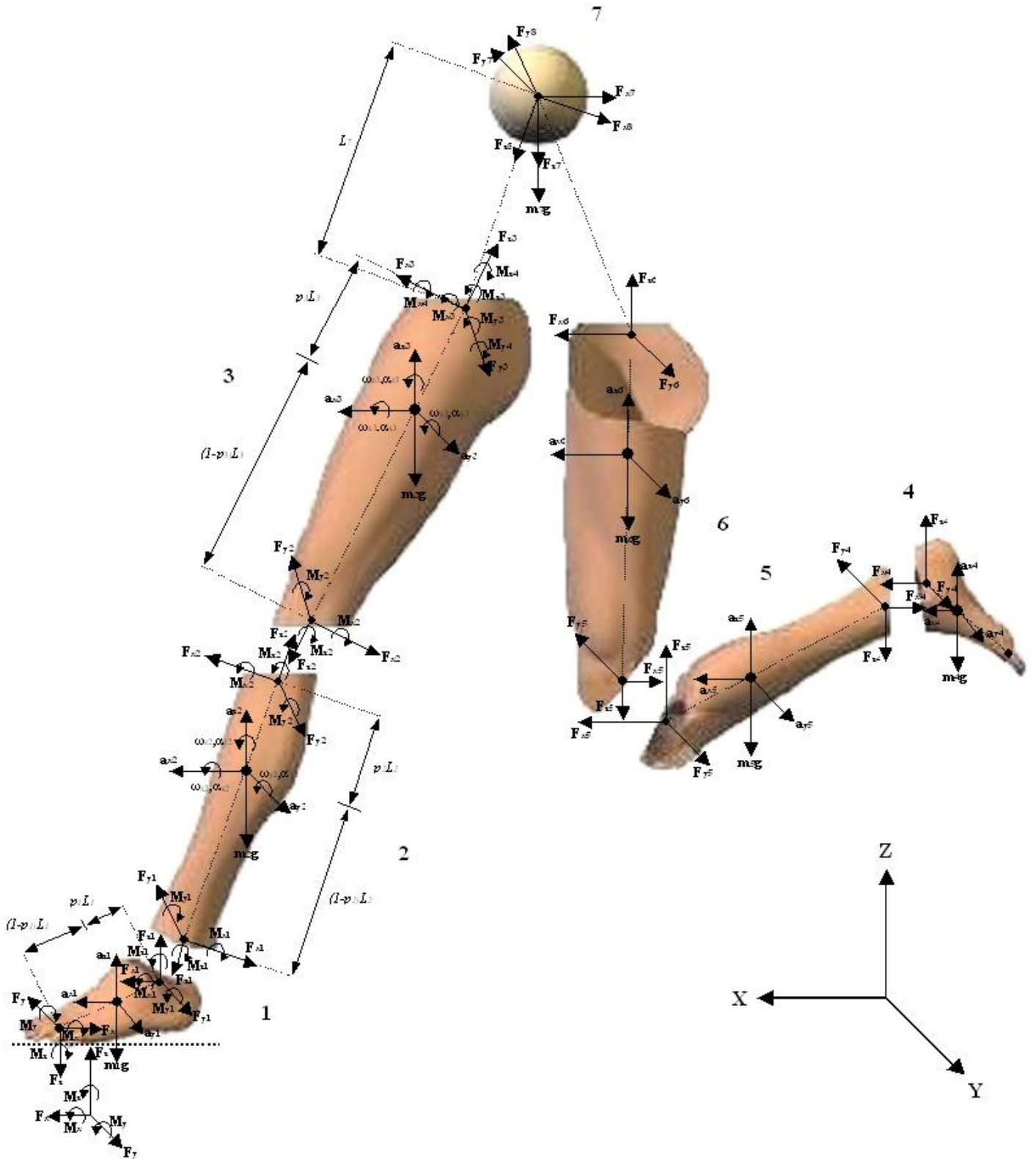
$$b(\beta) = \sin^{-1}(-\sin(y)) \quad (-\pi/2 \text{ veya } \pi/2) \quad \text{E.3.32}$$

$$a(\alpha) = \tan^{-1}\left(\frac{\sin(x)\cos(y)}{\cos(x)\cos(y)}\right) \quad (\pi \text{ veya } -\pi) \quad \text{E.3.33}$$

$$g(\gamma) = \tan^{-1}\left(\frac{\cos(y)\sin(z)}{\cos(y)\cos(z)}\right) \quad (\pi \text{ veya } -\pi) \quad \text{E.3.34}$$

3.6. Uzun Atlamada Yerden Çıkış Hareketinin 3 Boyutlu Dinamik Modeli

Üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanmasında, kuvvet platformu ile ölçülen üç boyutlu yer tepki kuvveti (YTK) kullanılmıştır. Modelde, sıçrama ayağına etki eden YTK'den ters dinamik analiz yöntemi ile eklem kuvvetleri, üyelerin eylemsizlik özellikleri, açısal kinematiği ve eklem kuvvetleri kullanılarak eklem momentleri hesaplanmıştır (bkz. Ek.2-5). Biyomekanik modele ait serbest cisim diyagramı Şekil 3.16'da gösterilmiştir.



Şekil 3.16: Biyomekanik modele ait serbest cisim diyagramı.

Yerden çıkış sırasında her bir üyenin kütle merkezinin global eksen sistemine göre doğrusal hareket denklemleri aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir (E.3.35-61).

$$F_{x1} = F_{x_YTK} - m_1 a_{x1} \quad \text{E.3.35}$$

$$F_{y1} = F_{y_YTK} - m_1 a_{y1} \quad \text{E.3.36}$$

$$F_{z1} = F_{z_YTK} - m_1 a_{z1} + m_1 g \quad \text{E.3.37}$$

$$F_{x2} = F_{x1} - m_2 a_{x2} \quad \text{E.3.38}$$

$$F_{y2} = F_{y1} - m_2 a_{y2} \quad \text{E.3.39}$$

$$F_{z2} = F_{z1} - m_2 a_{z2} + m_2 g \quad \text{E.3.40}$$

$$F_{x3} = F_{x2} - m_3 a_{x3} \quad \text{E.3.41}$$

$$F_{y3} = F_{y2} - m_3 a_{y3} \quad \text{E.3.42}$$

$$F_{z3} = F_{z2} - m_3 a_{z3} + m_3 g \quad \text{E.3.43}$$

$$F_{x4} = -m_4 a_{x4} \quad \text{E.3.44}$$

$$F_{y4} = -m_4 a_{y4} \quad \text{E.3.45}$$

$$F_{z4} = -m_4 a_{z4} + m_4 g \quad \text{E.3.46}$$

$$F_{x5} = F_{x4} - m_5 a_{x5} \quad \text{E.3.47}$$

$$F_{y5} = F_{y4} - m_5 a_{y5} \quad \text{E.3.48}$$

$$F_{z5} = F_{z4} - m_5 a_{z5} + m_5 g \quad \text{E.3.49}$$

$$F_{x6} = F_{x5} - m_6 a_{x6} \quad \text{E.3.50}$$

$$F_{y6} = F_{y5} - m_6 a_{y6} \quad \text{E.3.51}$$

$$F_{z6} = F_{z5} - m_6 a_{z6} + m_6 g \quad \text{E.3.52}$$

$$F_{x7} = -m_7 a_{x7} \quad \text{E.3.53}$$

$$F_{y7} = -m_7 a_{y7} \quad \text{E.3.54}$$

$$F_{z7} = -m_7 a_{z7} + m_7 g \quad \text{E.3.55}$$

$$F_{x8} = F_{x6} + F_{x7} \quad \text{E.3.56}$$

$$F_{y8} = F_{y6} + F_{y7} \quad \text{E.3.57}$$

$$F_{z8} = F_{z6} + F_{z7} \quad \text{E.3.58}$$

$$F_{x9} = F_{x3} + F_{x8} \quad \text{E.3.59}$$

$$F_{y9} = F_{y3} + F_{y8} \quad \text{E.3.60}$$

$$F_{z9} = F_{z3} + F_{z8} \quad \text{E.3.61}$$

Global eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimalinde hesaplanan kuvvet değerlerini üyelerin lokal eksen sistemine çevirmek için E.3.62 dönme matrisiyle çarpılmıştır.

$$R = \begin{bmatrix} \cos(y)\cos(z) & \sin(z)\cos(x) + \sin(x)\sin(y)\cos(z) & \sin(x)\sin(z) - \cos(x)\sin(y)\cos(z) \\ -\cos(y)\sin(z) & \cos(x)\cos(z) - \sin(x)\sin(y)\sin(z) & \sin(x)\cos(z) + \cos(x)\sin(y)\sin(z) \\ \sin(y) & -\sin(x)\cos(y) & \cos(x)\cos(y) \end{bmatrix} \quad \text{E.3.62}$$

Yerden kesilme sırasında global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen ve her üyenin distalindeki torklar E.3.62'deki transformasyon matrisiyle çarpılarak hesaplanmıştır. Lokal eksen sistemine göre her bir üyenin proksimalindeki torkları hesaplamak için E.3.63-77'deki hareket denklemleri kullanılmıştır.

$$M_{x1} = M_{x_YTK} + I_{x1}\mathbf{a}_{x1} + (I_{y1} - I_{z1})\mathbf{w}_{z1}\mathbf{w}_{y1} - F_{y_YTK}(1 - p_1)L_1 - F_{y1}(p_1L_1) \quad \text{E.3.63}$$

$$M_{y1} = M_{y_YTK} + I_{y1}\mathbf{a}_{y1} + (I_{z1} - I_{x1})\mathbf{w}_{x1}\mathbf{w}_{z1} - F_{x_YTK}(1 - p_1)L_1 - F_{x1}(p_1L_1) \quad \text{E.3.64}$$

$$M_{z1} = M_{z_YTK} + I_{z1}\mathbf{a}_{z1} + (I_{x1} - I_{y1})\mathbf{w}_{x1}\mathbf{w}_{y1} \quad \text{E.3.65}$$

$$M_{x2} = M_{x1} + I_{x2}\mathbf{a}_{x2} + (I_{y2} - I_{z2})\mathbf{w}_{z2}\mathbf{w}_{y2} - F_{y1}(1 - p_2)L_2 - F_{y2}(p_2L_2) \quad \text{E.3.66}$$

$$M_{y2} = M_{y1} + I_{y2}\mathbf{a}_{y2} + (I_{z2} - I_{x2})\mathbf{w}_{x2}\mathbf{w}_{z2} - F_{x1}(1 - p_2)L_2 - F_{x2}(p_2L_2) \quad \text{E.3.67}$$

$$M_{z2} = M_{z1} + I_{z2} \mathbf{a}_{z2} + (I_{x2} - I_{y2}) \mathbf{w}_{x2} \mathbf{w}_{y2} \quad \text{E.3.68}$$

$$M_{x3} = M_{x2} + I_{x3} \mathbf{a}_{x3} + (I_{y3} - I_{z3}) \mathbf{w}_{z3} \mathbf{w}_{y3} - F_{y2} (1 - p_3) L_3 - F_{y3} (p_3 L_3) \quad \text{E.3.69}$$

$$M_{y3} = M_{y2} + I_{y3} \mathbf{a}_{y3} + (I_{z3} - I_{x3}) \mathbf{w}_{x3} \mathbf{w}_{z3} - F_{x2} (1 - p_3) L_3 - F_{x3} (p_3 L_3) \quad \text{E.3.70}$$

$$M_{z3} = M_{z2} + I_{z3} \mathbf{a}_{z3} + (I_{x3} - I_{y3}) \mathbf{w}_{x3} \mathbf{w}_{y3} \quad \text{E.3.71}$$

$$M_{x4} = -F_{y8} (L_7) - F_{y8} (L_7) \quad \text{E.3.72}$$

$$M_{y4} = -F_{x8} (L_7) - F_{x8} (L_7) \quad \text{E.3.73}$$

$$M_{z4} = -F_{z8} (L_7) - F_{z8} (L_7) \quad \text{E.3.74}$$

$$M_{x5} = M_{x3} + M_{x4} \quad \text{E.3.75}$$

$$M_{y5} = M_{y3} + M_{y4} \quad \text{E.3.76}$$

$$M_{z5} = M_{z3} + M_{z4} \quad \text{E.3.77}$$

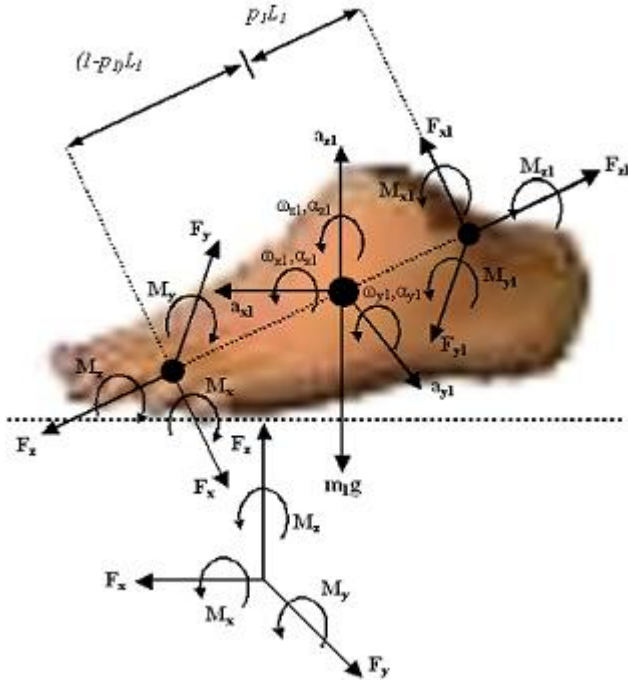
Yerden çıkış sırasında eklem kuvvet ve moment hesaplarını gösteren Matlab betik dosyaları ekler bölümünde sunulmuştur (bkz. Ek-2-5).

Dış kuvvetler, vücut üyelerinin katı cisim kabul edildiği ve birbirine eklemlerle bağlandığı sistemlerde, üyenin proksimal ve distalindeki kuvvetlerin büyüklüğünü belirlemektedir. Dinamik modelde eklem kuvvetleri, etki-tepki yasasına

göre büyüklüğü aynı ancak yönleri ters olan kuvvetleri ifade etmektedir. Üyenin proksimal ile distal etki eden kuvvetlerin büyüklüğü o üyenin kütle merkezi etrafında dönmesine neden olduğu için bu kuvvetleri dengeleyen ve üyenin eklem merkezi etrafında dönmesini sağlayan kas momentidir. Bu nedenle hesaplanan eklem momentleri üyeye açılmal hareketi yaptıran kas momentinin büyüklüğünü göstermektedir. Üç boyutlu eklem kuvvet ve moment hesabı, sol-sağ ayak, sol-sağ alt bacak, sol-sağ üst bacak ve üst üyelerin kütle merkezi için ayrı ayrı serbest cisim diyagramlarında gösterilmiştir.

3.6.1. Yer Tepki Kuvvet ve Momentleri ve Sıçrama Bacağı Ayak Bileği Eklem Kuvvet ve Torkları

Uzun atlamannın yerden çıkış evresinde, vücudun sıçrama ayağı ile yere uyguladığı kuvvet negatif yöndedir. Kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti (YTK) ise yukarı doğru pozitif yöndedir. Etki-tepki yasasına göre vücut tarafından sıçrama ayağı ile yere uygulanan kuvvet büyüklüğünde fakat zıt yönde, yerde sıçrama ayağına kuvvet uygulayacaktır. Sıçrama ayağı ile kuvvet platformu arasındaki bu etkileşim sırasında YTK'nin uygulama noktasını belirlemek için ayağın kuvvet platformu üzerindeki konumu bulunmuştur. F_x , F_y ve F_z kuvvetleri kuvvet platformundan ölçülen, yer tarafından ayağa uygulanan YTK'leridir. F_x , F_y , F_z ve F_{x1} , F_{y1} ve F_{z1} kuvvetleri global koordinat sistemine göre, sıçrama ayağının distal ve proksimaline etki eden kuvvetlerdir. Bu kuvvetler, lokal koordinat sistemine çevrilerek sıçrama ayağının distal ve proksimaline etki eden kuvvetler hesaplanmıştır. Sıçrama ayağının proksimalindeki F_{x1} kuvveti, YTK'nin F_x bileşeniyle ayağın kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_1 a_{x1}$) farkına; F_{y1} kuvveti, YTK'nin F_y bileşeniyle ayağın kütlelerinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_1 a_{y1}$) farkına, F_{z1} kuvveti, YTK'nin F_z bileşeniyle ayağın kütlelerinin Z eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_1 a_{z1}$) farkına ve ayağın ağırlığının ($W = -m_1 g$) toplamına eşittir (Şekil 3.17). Sıçrama ayağının proksimaline etki eden F_{x1} , F_{y1} ve F_{z1} kuvvetleri, aynı zamanda ayak bileği eklem kuvvetleridir.



Şekil 3.17: Yer tepki ve sıçrama ayağının distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.

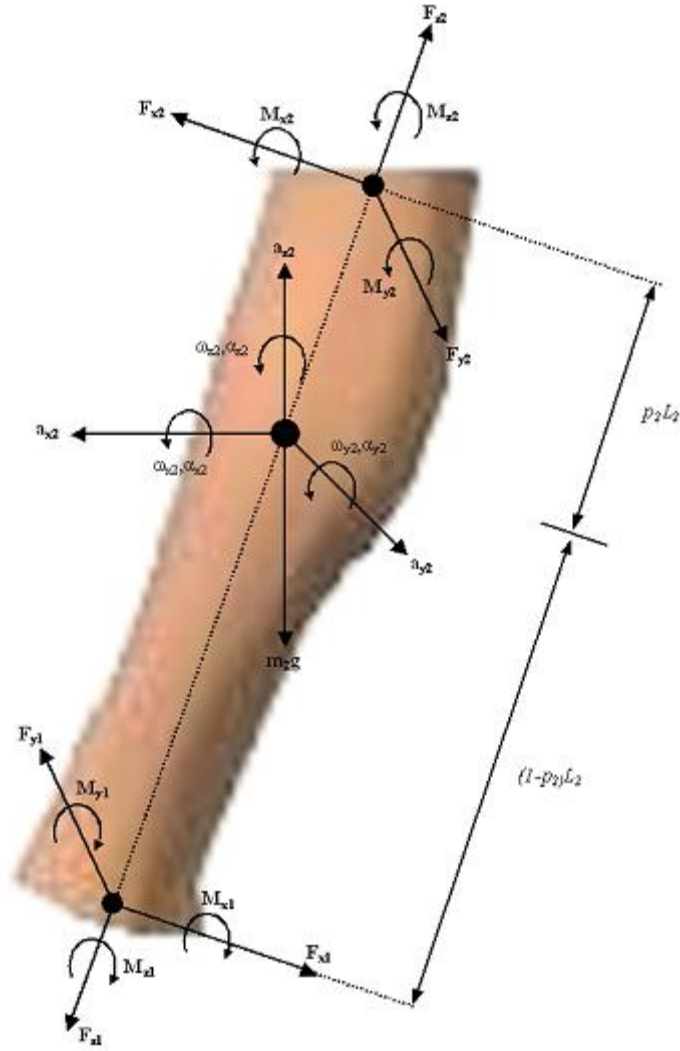
Yerden çıkış evresinde, sıçrama ayağının yerle teması süresince yere uygulanan kuvvet sonucu ayağın distalinde X, Y ve Z eksenlerinde meydana gelen tork değerleri kuvvet platformundan ölçülmüştür. M_x , M_y ve M_z torkları global koordinat sistemine göre, sıçrama ayağının distalinde meydana gelen torklardır. Bu torklar, lokal koordinat sistemine çevrilerek sıçrama ayağının distaline etki eden torklar hesaplanmıştır. Ayağın proksimalindeki torkun yatay bileşeni M_{x1} ; kuvvet platformundan ölçülen torkun yatay bileşeni M_x , üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_x \alpha_x$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızları ($(I_y - I_z) \omega_y \omega_z$) ve üyenin derinlik eksenindeki (Y) distal ve proksimal kuvvetlerin etkileşimi sonucu meydana gelir. Ayağın proksimalindeki torkun derinlik bileşeni M_{y1} ; kuvvet platformundan ölçülen torkun derinlik bileşeni M_y , üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_y \alpha_y$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızları ($(I_z - I_x) \omega_x \omega_z$) ve üyenin yatay eksenindeki (X) distal ve proksimal kuvvetlerin etkileşimi sonucu meydana gelir. Ayağın proksimalindeki torkun dikey bileşeni M_{z1} ; kuvvet platformundan ölçülen torkun dikey bileşeni M_z , üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_z \alpha_z$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızlarının ($(I_x - I_y) \omega_x \omega_y$) etkileşimi sonucu meydana gelir.

Üyenin dikey eksenindeki (Z) distal ve proksimal kuvvetleri moment kolu sıfır olduğu için bu eksen etrafında dönmeye neden olmaz (Şekil 3.17).

3.6.2. Sıçrama Bacağı Diz Eklem Kuvvet ve Torkları

F_{x1} , F_{y1} , F_{z1} ve F_{x2} , F_{y2} ve F_{z2} kuvvetleri, global koordinat sistemine göre, alt bacağın distal ve proksimaline etki eden kuvvetlerdir. Bu kuvvetler, lokal koordinat sistemine çevrilerek alt bacağın distal ve proksimaline etki eden kuvvetler hesaplanmıştır. Alt bacağın proksimalindeki F_{x2} kuvveti, F_{x1} kuvvetiyle alt bacağın kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_2 a_{x2}$) farkına; F_{y2} kuvveti, F_{y1} kuvvetiyle alt bacağın kütlelerinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_2 a_{y2}$) farkına; F_{z2} kuvveti, F_{z1} kuvvetiyle alt bacağın kütlelerinin Z eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_2 a_{z2}$) farkına ve alt bacağın ağırlığının ($W = -m_2 g$) toplamına eşittir (Şekil 3.18).

M_{x1} , M_{y1} ve M_{z1} torkları global koordinat sistemine göre, sıçrama ayağının proksimalinde meydana gelen torklardır. Bu torklar, alt bacağın lokal koordinat sistemine çevrilerek alt bacağın distaline etki eden torklar hesaplanmıştır. Alt bacağın proksimalinde yatay eksen (X) etrafındaki M_{x2} torku; M_{x1} torku, üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_x \alpha_x$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızları ($(I_y - I_z) \omega_y \omega_z$) ve üyenin derinlik eksenindeki (Y) distal ve proksimal kuvvetlerin etkileşimi sonucu meydana gelir. Alt bacağın proksimalinde derinlik eksen (Y) etrafındaki M_{y2} torku; M_{y1} torku, üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_y \alpha_y$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızları ($(I_z - I_x) \omega_x \omega_z$) ve üyenin yatay eksenindeki (X) distal ve proksimal kuvvetlerin etkileşimi sonucu meydana gelir. Alt bacağın proksimalinde dikey eksen (Z) etrafındaki M_{z2} torku; M_{z1} torku, üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_z \alpha_z$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızlarının ($(I_x - I_y) \omega_x \omega_y$) etkileşimi sonucu meydana gelir. Üyenin dikey eksenindeki (Z) distal ve proksimal kuvvetleri moment kolu sıfır olduğu için bu eksen etrafında dönmeye neden olmaz.

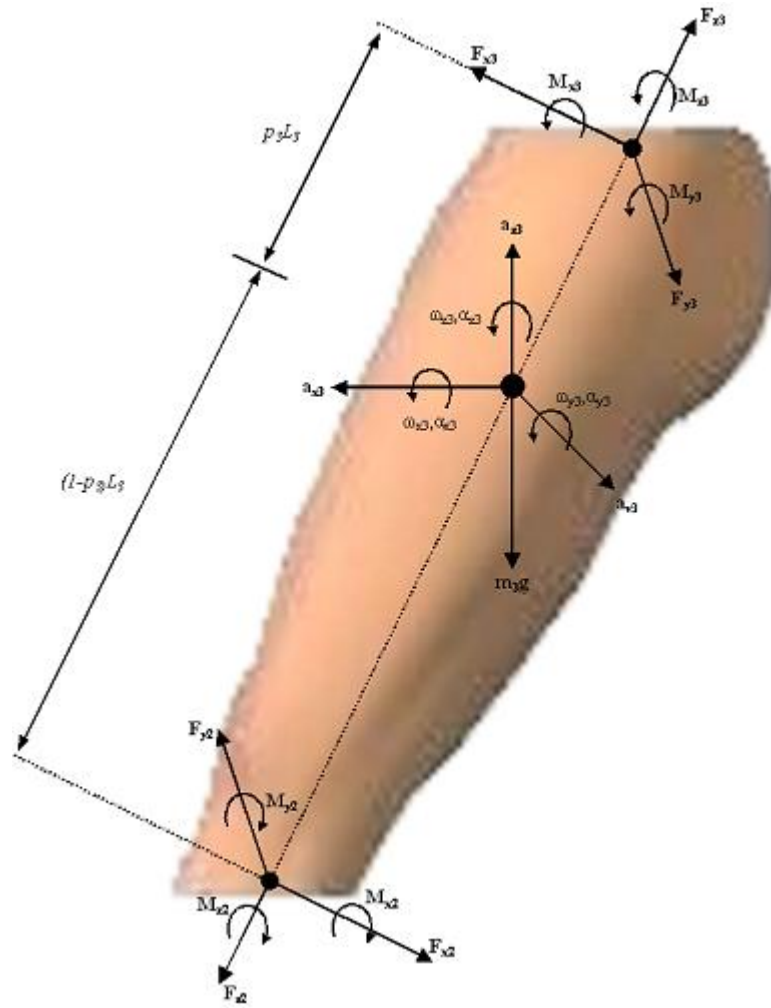


Şekil 3.18: Alt bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.

3.6.3. Sıçrama Bacağı Kalça Eklem Kuvvet ve Torkları

F_{x2} , F_{y2} , F_{z2} ve F_{x3} , F_{y3} , F_{z3} kuvvetleri global koordinat sistemine göre, üst bacağın distal ve proksimaline etki eden kuvvetlerdir. Bu kuvvetler, üst bacağın lokal koordinat sistemine çevrilerek üst bacağın distal ve proksimaline etki eden kuvvetler hesaplanmıştır. Üst bacağın proksimalindeki F_{x3} kuvveti, F_{x2} kuvvetiyle üst bacağın kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketinin (m_3a_{x3}) farkına; F_{y3} kuvveti, F_{y2} kuvvetiyle üst bacağın kütlelerinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin (m_3a_{y3}) farkına; F_{z3} kuvveti, F_{z2} kuvvetiyle üst bacağın kütlelerinin Z eksenindeki ivmeli hareketinin (m_3a_{z3}) farkına ve üst bacağın ağırlığının ($W = -m_3g$) toplamına eşittir (Şekil 3.19).

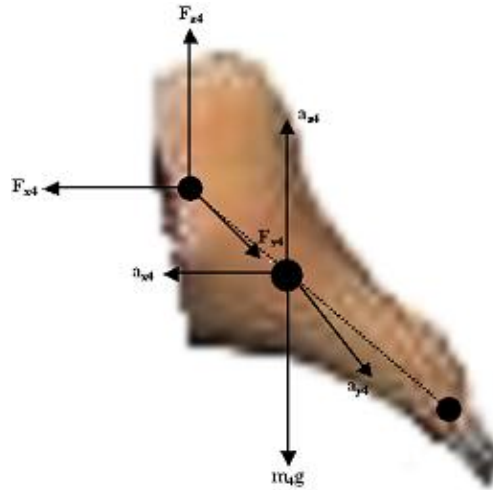
\mathbf{M}_{x2} , \mathbf{M}_{y2} ve \mathbf{M}_{z2} torkları alt bacağıın lokal koordinat sistemine göre, alt bacağıın proksimalinde meydana gelen torklardır. Bu torklar, üst bacağıın lokal koordinat sistemine çevrilerek üst bacağıın distaline etki eden torklar hesaplanmıştır. Üst bacağıın proksimalinde yatay eksen (X) etrafındaki \mathbf{M}_{x3} torku; \mathbf{M}_{x2} torku, üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_x \alpha_x$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızları ($(I_y - I_z) \omega_y \omega_z$) ve üyenin derinlik eksenindeki (Y) distal ve proksimal kuvvetlerin etkileşimi sonucu meydana gelir. Üst bacağıın proksimalinde derinlik eksen (Y) etrafındaki \mathbf{M}_{y3} torku; \mathbf{M}_{y2} torku, üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_y \alpha_y$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızları ($(I_z - I_x) \omega_x \omega_z$) ve üyenin yatay eksenindeki (X) distal ve proksimal kuvvetlerin etkileşimi sonucu meydana gelir. Üst bacağıın proksimalinde dikey eksen (Z) etrafındaki \mathbf{M}_{z3} torku; \mathbf{M}_{z2} torku, üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ($I_z \alpha_z$) ile diğer iki eksenindeki açısal hızlarının ($(I_x - I_y) \omega_x \omega_y$) etkileşimi sonucu meydana gelir. Üyenin dikey eksenindeki (Z) distal ve proksimal kuvvetleri moment kolu sıfır olduğu için bu eksen etrafında dönmeye neden olmaz (Şekil 3.19).



Şekil 3.19: Üst bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.

3.6.4. Çekme Bacağı Ayak Bileği Eklem Kuvvetleri

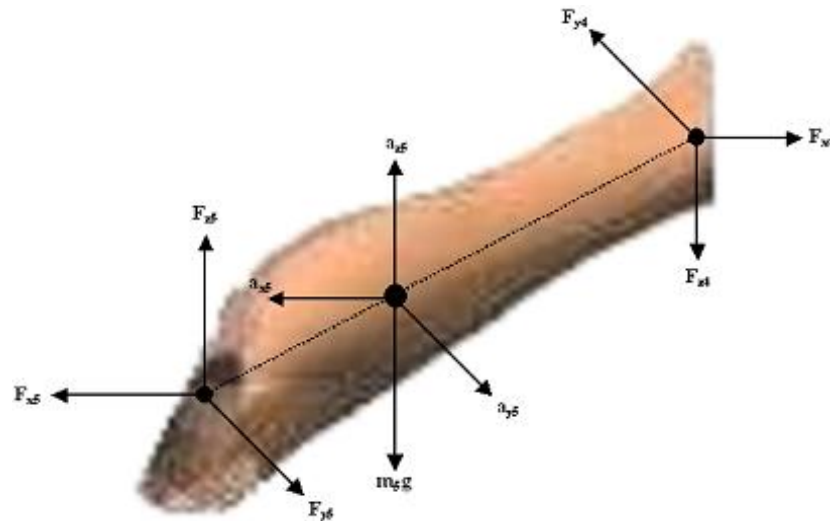
Çekme ayağının proksimalindeki F_{x4} kuvveti, ayağın kütesinin X eksenindeki ivmeli hareketine ($m_4 a_{x4}$); F_{y4} kuvveti, ayağın kütesinin Y eksenindeki ivmeli hareketine ($m_4 a_{y4}$), F_{z4} kuvveti, ayağın kütesinin Z eksenindeki ivmeli hareketiyle ($m_4 a_{z4}$) ayağın ağırlığının ($W = -m_4 g$) toplamına eşittir (Şekil 3.20). Çekme ayağının proksimaline etki eden F_{x4} , F_{y4} ve F_{z4} kuvvetleri, aynı zamanda ayak bileği eklem kuvvetleridir.



Şekil 3.20: Çekme ayağının distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvetleri.

3.6.5. Çekme Bacağı Diz Eklem Kuvvetleri

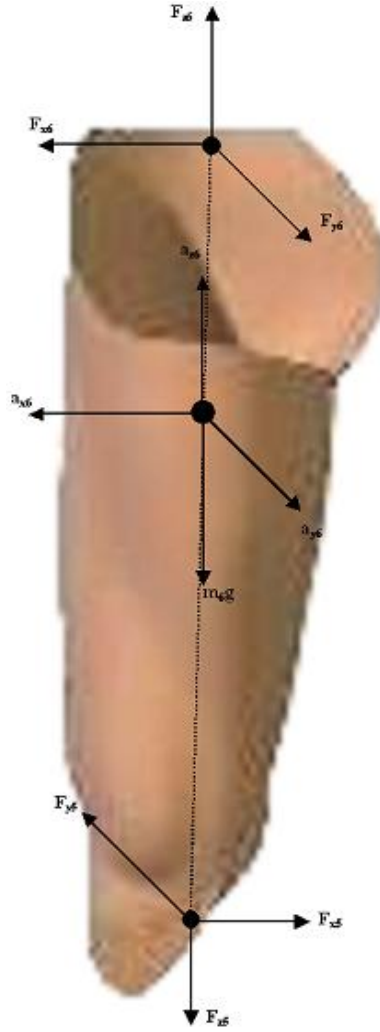
Alt bacağın proksimalindeki F_{x5} kuvveti, F_{x4} kuvvetiyle alt bacağın kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_5 a_{x5}$) farkına; F_{y5} kuvveti, F_{y4} kuvvetiyle alt bacağın kütlelerinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_5 a_{y5}$) farkına; F_{z5} kuvveti, F_{z4} kuvvetiyle alt bacağın kütlelerinin Z eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_5 a_{z5}$) farkına ve alt bacağın ağırlığının ($W = -m_5 g$) toplamına eşittir (Şekil 3.21).



Şekil 3.21: Alt bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvetleri.

3.6.6. Çekme Bacağı Kalça Eklem Kuvvetleri

Üst bacağın proksimalindeki F_{x6} kuvveti, F_{x5} kuvvetiyle üst bacağın kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_6 a_{x6}$) farkına; F_{y6} kuvveti, F_{y5} kuvvetiyle üst bacağın kütlelerinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_6 a_{y6}$) farkına; F_{z6} kuvveti, F_{z5} kuvvetiyle üst bacağın kütlelerinin Z eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_6 a_{z6}$) farkına ve üst bacağın ağırlığının ($W = -m_6 g$) toplamına eşittir (Şekil 3.22).



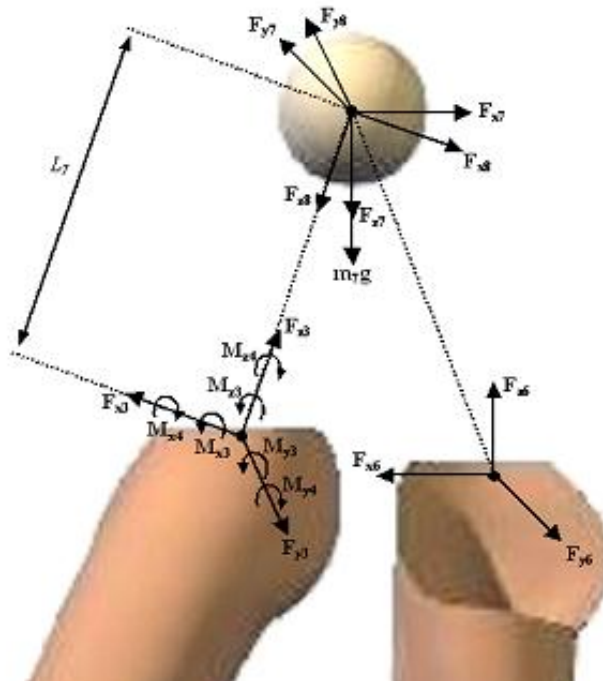
Şekil 3.22: Üst bacağın distal ve proksimaline etki eden üç boyutlu eklem kuvvetleri.

3.6.7. Üst Üyelerin Kütle Merkezi Kuvvet ve Torkları

Üst üyelerin kütle merkezi (UKM) F_{x7} kuvveti, üst üyelerin kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketine ($m_7 a_{x7}$); F_{y7} kuvveti, üst üyelerin kütlelerinin Y eksenindeki ivmeli hareketine ($m_7 a_{y7}$); F_{z7} kuvveti, üst üyelerin kütlelerinin Z

eksenindeki ivmeli hareketinin ($m_7\mathbf{a}_{z7}$) farkına ve üst üyelerin ağırlığının ($W = -m_7\mathbf{g}$) toplamına eşittir. \mathbf{F}_{x8} kuvveti, çekme bacağına yatay kuvvet bileşenlerinin toplamı (\mathbf{F}_{x6}) ve UKM yatay kuvvetinin (\mathbf{F}_{x7}) toplamıdır. \mathbf{F}_{y8} kuvveti, çekme bacağına derinlik kuvvet bileşenlerinin toplamı (\mathbf{F}_{y6}) ve UKM derinlik kuvvetinin (\mathbf{F}_{y7}) toplamıdır. \mathbf{F}_{z8} kuvveti, çekme bacağına dikey kuvvet bileşenlerinin toplamı (\mathbf{F}_{z6}) ve UKM yatay kuvvetinin (\mathbf{F}_{z7}) toplamıdır. \mathbf{F}_{x8} , \mathbf{F}_{y8} ve \mathbf{F}_{z8} kuvvetleri global koordinat sistemine göre çekme bacağına ve UKM'nin kuvvet toplamıdır. Sıçrama bacağı kalça eklemine \mathbf{F}_{x8} , \mathbf{F}_{y8} ve \mathbf{F}_{z8} kuvvetlerinin etkisini ortaya koyabilmek için bu kuvvetler üst bacağına lokal eksenine çevrilmiştir.

UKM ve çekme bacağına, sıçrama bacağına kalça eklemine meydana getirdiği torkun yatay bileşeni \mathbf{M}_{x4} , \mathbf{F}_{y8} kuvveti ve UKM ile sıçrama bacağı kalça eklemi arasındaki mesafenin vektörel çarpımından; derinlik bileşeni \mathbf{M}_{y4} , \mathbf{F}_{x8} kuvveti ve UKM ile sıçrama bacağı kalça eklemi arasındaki mesafenin vektörel çarpımından; dikey bileşeni \mathbf{M}_{z4} , \mathbf{F}_{z8} kuvveti ve UKM ile sıçrama bacağı kalça eklemi arasındaki mesafenin vektörel çarpımından meydana gelir (Şekil 3.23).

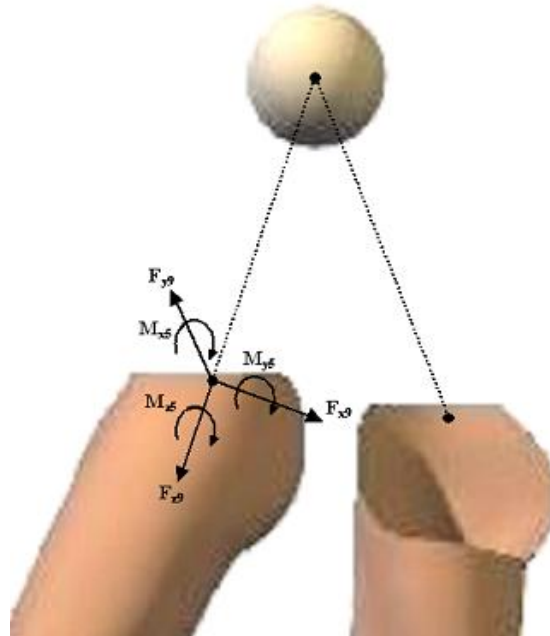


Şekil 3.23: Üst üyelerin kütle merkezine etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları.

3.6.8. Sıçrama Bacağı Kalça Eklemi Sonuç Kuvvet ve Torkları

Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan sonuç kuvvetin yatay bileşeni (F_{x9}), üst üyelerin KM yatay kuvvetiyle (F_{x8}) kalça eklemine proksimaline etki eden yatay kuvvet (F_{x3}) toplanarak hesaplanmıştır. Derinlik bileşeni (F_{y9}), üst üyelerin KM derinlik kuvvetiyle (F_{y8}) kalça eklemine proksimaline etki eden derinlik kuvvet (F_{y3}) toplanarak hesaplanmıştır. Dikey bileşeni (F_{z9}), üst üyelerin KM dikey kuvvetiyle (F_{z8}) kalça eklemine proksimaline etki eden dikey kuvvet (F_{z3}) toplanarak hesaplanmıştır.

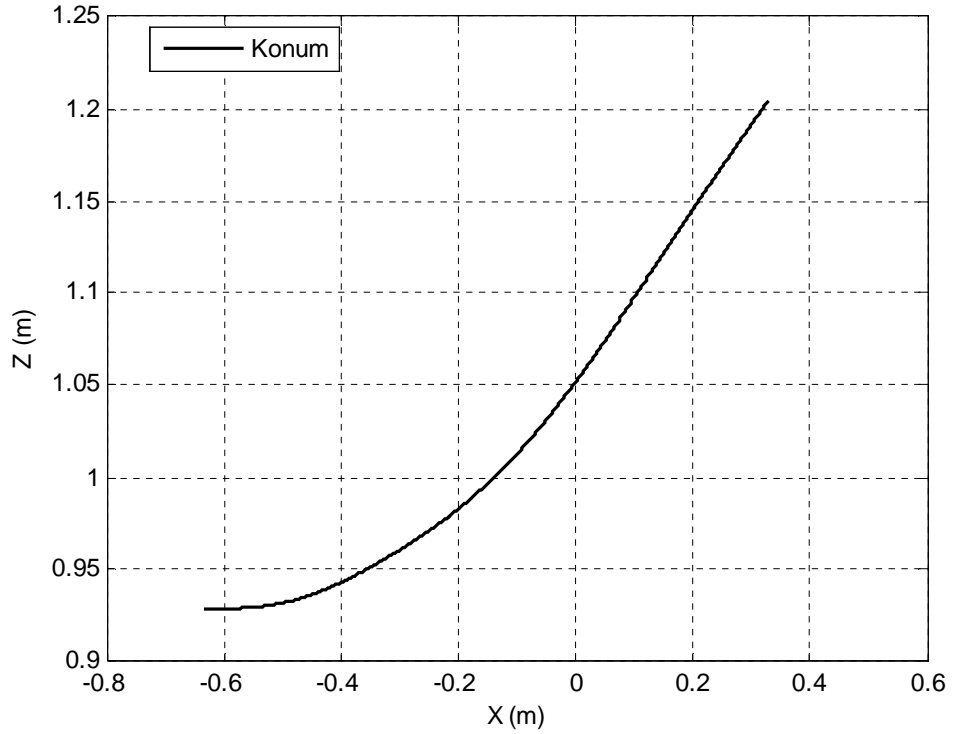
Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan sonuç torkun yatay bileşeni (M_{x5}); sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan torkun yatay bileşeniyle (M_{x3}), UKM ve çekme bacağının sıçrama bacağının kalça eklemine meydana getirdiği torkun yatay bileşeninin (M_{x4}) toplamına eşittir. Derinlik bileşeni (M_{y5}); sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan torkun derinlik bileşeniyle (M_{y3}), UKM ve çekme bacağının sıçrama bacağının kalça eklemine meydana getirdiği torkun derinlik bileşeninin (M_{y4}) toplamına eşittir. Dikey bileşeni (M_{z5}); sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan torkun dikey bileşeniyle (M_{z3}), UKM ve çekme bacağının sıçrama bacağının kalça eklemine meydana getirdiği torkun dikey bileşeninin (M_{z4}) toplamına eşittir” (Şekil 3.24).



Şekil 3.24: Sıçrama bacağı kalça eklemi sonuç kuvvet ve torkları

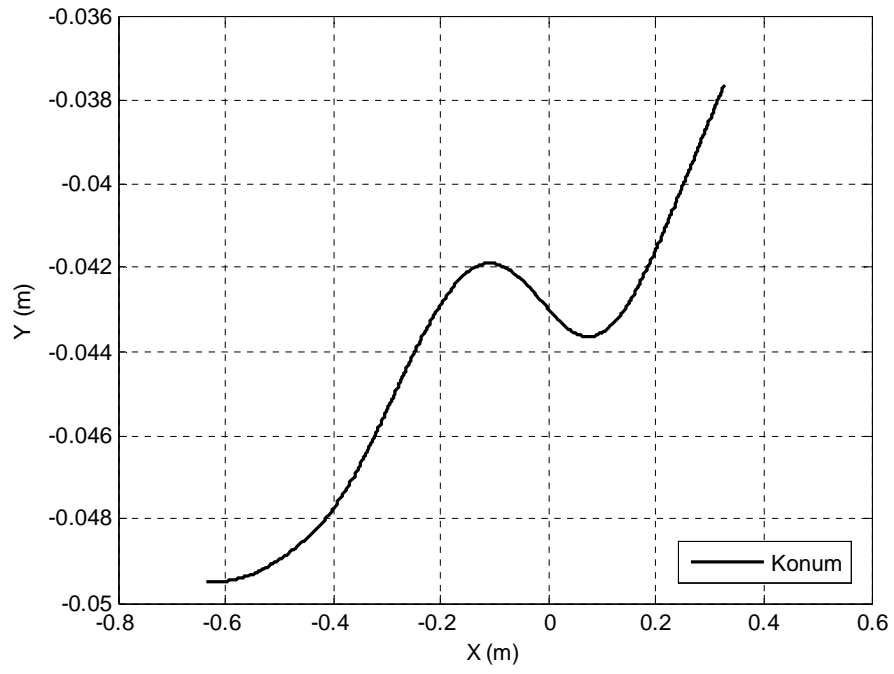
4. BULGULAR

Yerden çıkış evresi sırasında vücut kütle merkezinin (KM), yatay-dikey (XZ), yatay-derinlik (XY) ve derinlik-dikey (YZ) düzlemlerindeki konumları Şekil 4.1-3'de gösterilmiştir. Derinlik (Y) ekseninden bakıldığında (XZ düzlemi), KM'nin 0.28 m yukarıya, 0.96 m ileriye doğru yer değiştirdiği görülmektedir (Şekil 4.1).

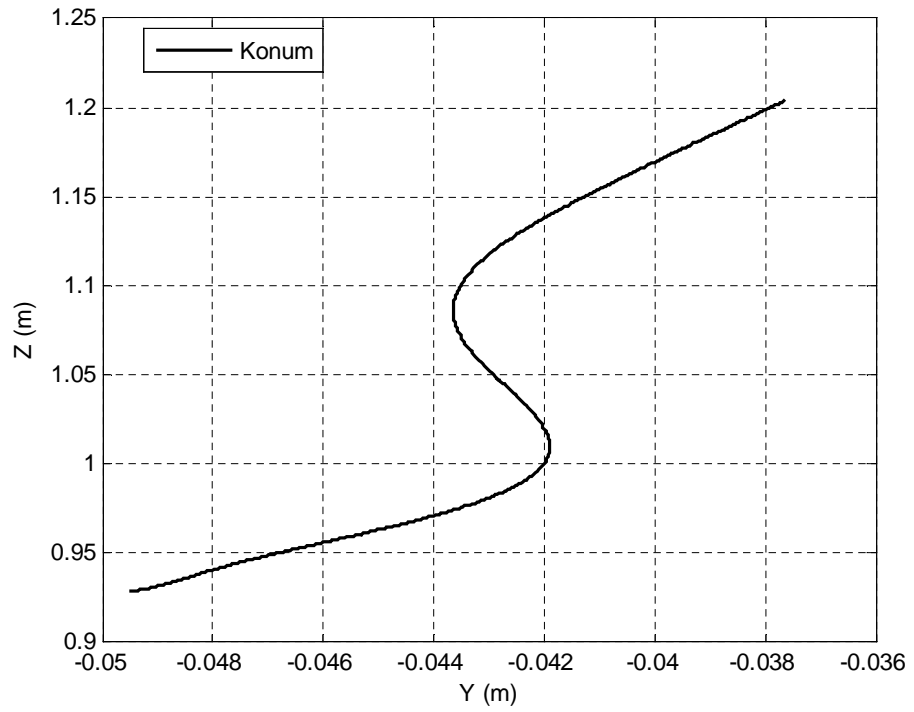


Şekil 4.1: Vücut kütle merkezinin yatay-dikey düzlemdeki (XZ) konumu.

Dikey (Z) ekseninden bakıldığında (XY düzlemi), KM'nin önce bir miktar sola doğru, sonrasında sağa doğru ve son olarak da yine sola doğru yönlendiği görülmektedir. Kütle merkezi XY düzleminde toplamda 0.012 m sola doğru yönlenecektir (Şekil 4.2). Yatay (X) ekseninden bakıldığında (YZ düzlemi), KM'nin sola yukarı doğru yer değiştirdiği görülmektedir (Şekil 4.3).



Şekil 4.2: Vücut kütle merkezinin yatay-derinlik düzlemindeki (XY) konumu.

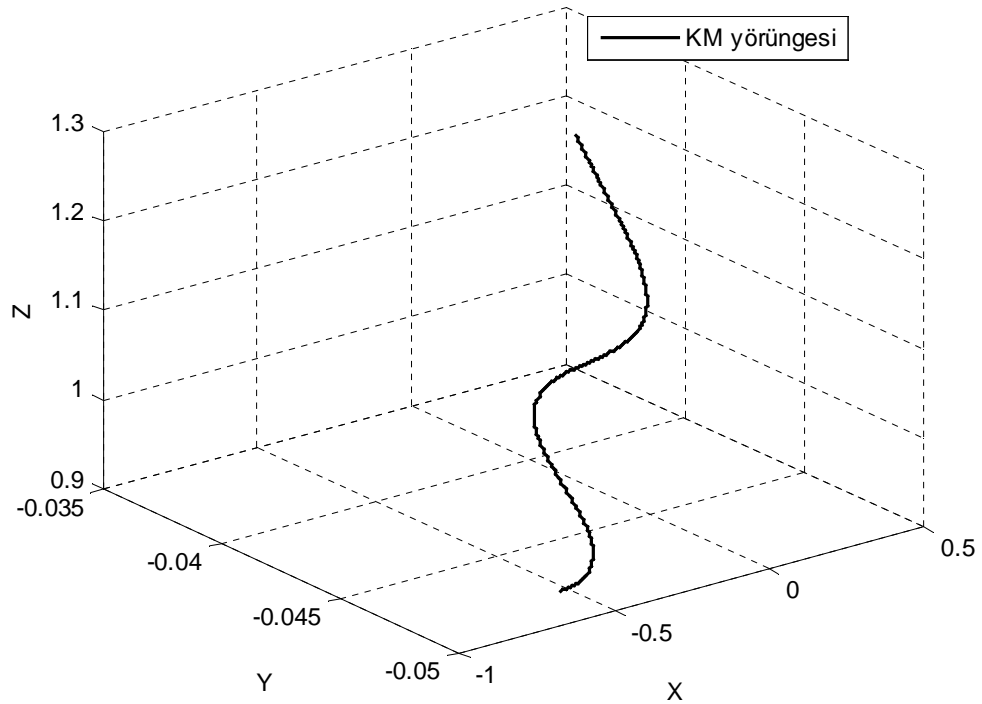


Şekil 4.3: Vücut kütle merkezinin derinlik-dikey düzlemindeki (YZ) konumu.

Yerden çıkış evresinde destek, itiş mesafesi ve vücut KM'nin yüksekliği Tablo 4.1'de verilmiştir. Vücut KM'nin yörüngesi Şekil 4.4'de ve yükseklik değişimi Şekil 4.5'de gösterilmiştir. Vücut KM'nin bazı eksenlerde fazla (X eksen) bazı eksenlerde az (Y eksen) da olsa, her üç eksen de yer değiştirdiği Şekil 4.4'de görülmektedir.

Tablo 4.1: Yerden çıkış evresinde destek, itiş mesafesi ve vücut KM'nin yüksekliği.

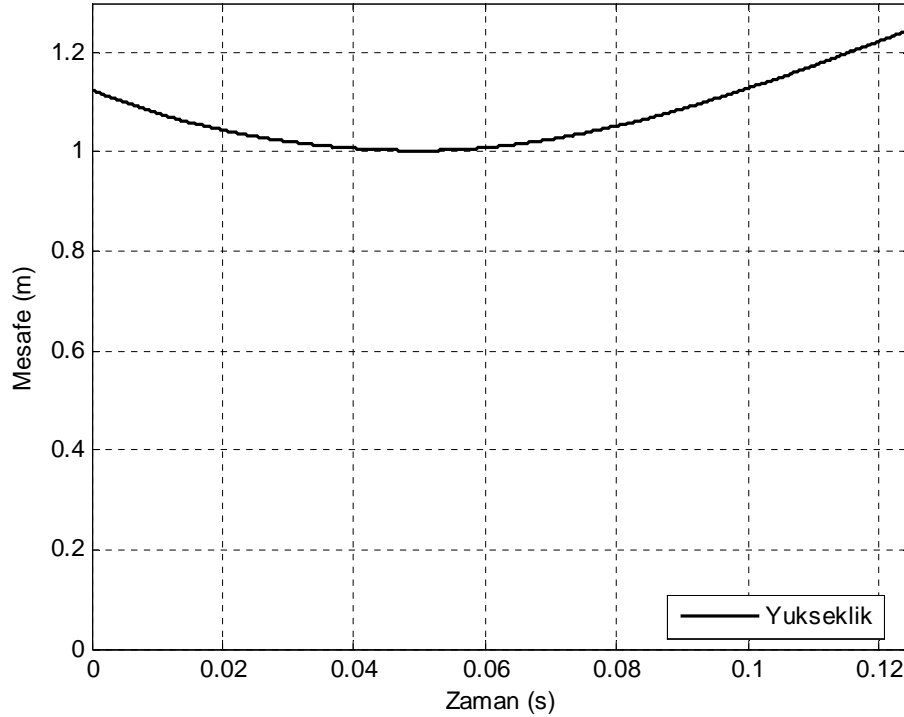
Mesafe (m)	Destek mesafesi	İtiş mesafesi	KM yüksekliği	
			Giriş	Çıkış
	0.41	0.22	1.13	1.25



Şekil 4.4: Vücut kütle merkezinin 3 boyutlu yörüngesi.

Vücut KM'i yüksekliğinin, sıçrama ayağının atlama tahtasıyla temasıyla birlikte azalmaktadır (Şekil 4.5). Bu azalma, sıçrama ayağının atlama tahtasına basılmasıyla meydana gelen etkinin emilimi sağlanıncaya kadar devam etmekte daha

sonra tekrar artmaya başladığı görülmektedir. Bu bulgu Şekil 4.9'da sıçrama bacağıının diz fleksiyon açısı değişimiyle desteklenebilir.



Şekil 4.5: Vücut kütle merkezinin yükseklik değişimi.

Yerden çıkış evresinde, uzun atlayıcının atlama tahtasına ilk girişinde ve atlama tahtasından çıkarken vücut KM'nin yatay ve dikey eksenlerdeki hız değerleri ile vücut KM'nin yatay eksenlerdeki hız kaybı değerleri Tablo 4.2'de verilmiştir.

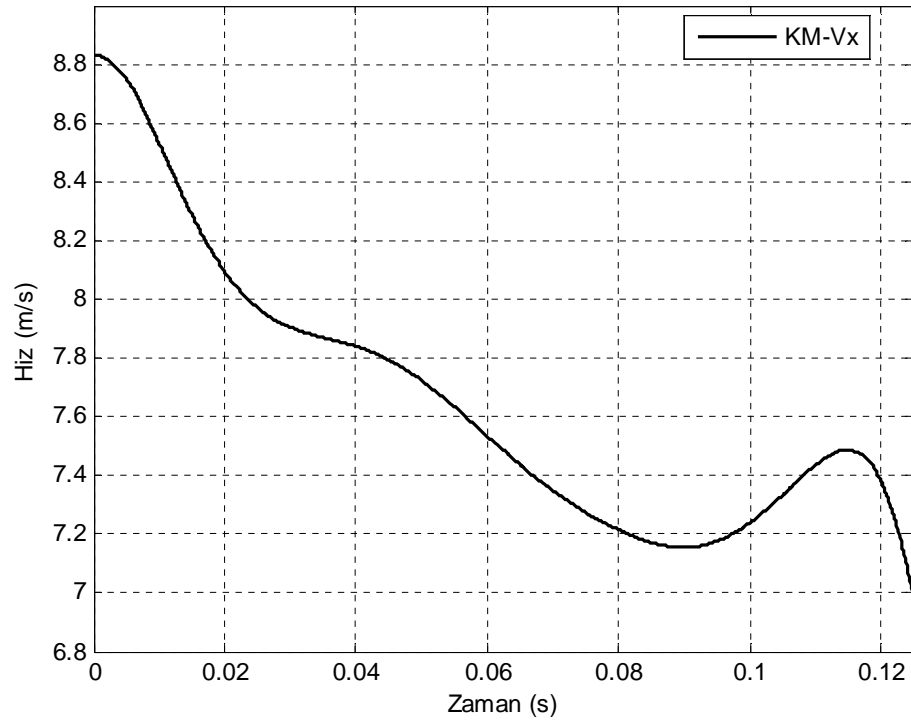
Tablo 4.2: Yerden çıkış evresinde vücut KM'nin atlama tahtasına giriş, çıkış hızı ve KM'nin hız kaybı.

	KM V_x ($m.s^{-1}$)	Hız Farkı ($m.s^{-1}$)	KM V_x (%)	KM V_z ($m.s^{-1}$)
Giriş hızı	8.72			0.01
Çıkış hızı	7.16	1.56	17.87	3.23
Ortalama hız	7.66	1.06	12.10	2.16

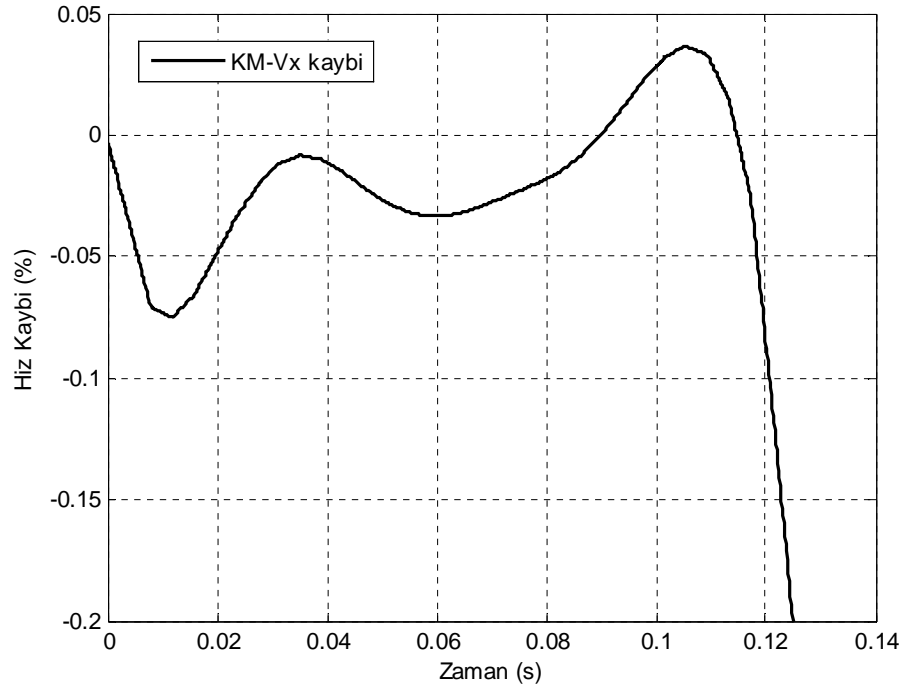
Vücut KM'nin yatay eksenlerdeki hız kaybı, yerden çıkışa giriş ile çıkış arasında $1.56 m.s^{-1}$ (% 17.87), tüm yerden çıkış evresi süresince ortalama $1.06 m.s^{-1}$ 'dir

(%12.10). Vücut KM'nin dikey eksenindeki hız kazancı, yerden çıkışa giriş ile çıkış arasında 3.23 m.s^{-1} , tüm yerden çıkış evresi süresince ortalama 2.16 m.s^{-1} 'dir.

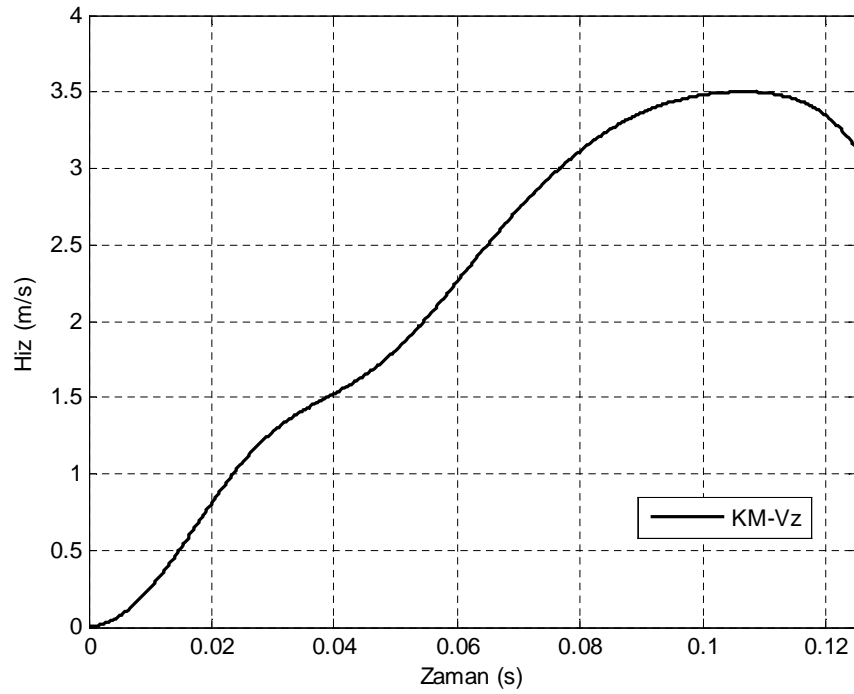
Yerden çıkış evresi süresince vücut KM'nin yatay eksenindeki hızı Şekil 4.6'da, yatay eksenindeki hız kaybı Şekil 4.7'de ve dikey eksenindeki hızı Şekil 4.8'de verilmiştir. Vücut KM'nin yatay hızında azalma meydana gelmesine karşın dikey hızı artmıştır. Uzun atlamada yerden çıkış evresinde başarılması istenen nokta, yaklaşma koşusuyla kazanılan yatay hızda bir miktar veya hiç azalma olmaksızın, yatay hızın dikey hıza çevrilmesidir.



Şekil 4.6: Vücut kütle merkezinin yatay eksenindeki (X) hızı.



Şekil 4.7: Vücut kütle merkezinin yatay eksenindeki (X) hız kaybı.

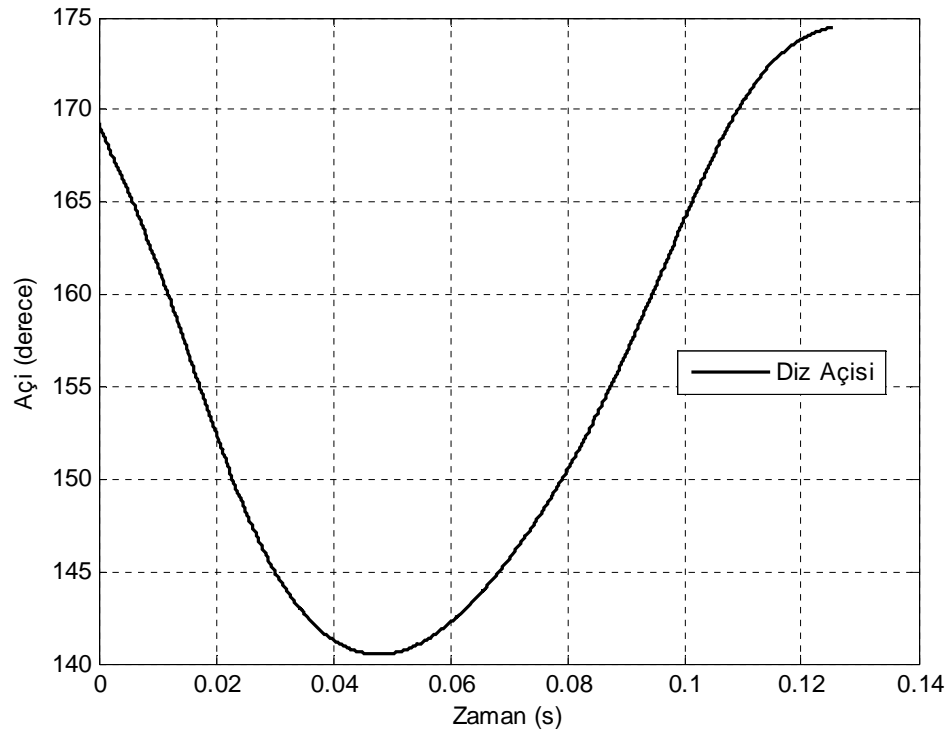


Şekil 4.8: Vücut kütle merkezinin dikey eksenindeki (Z) hızı.

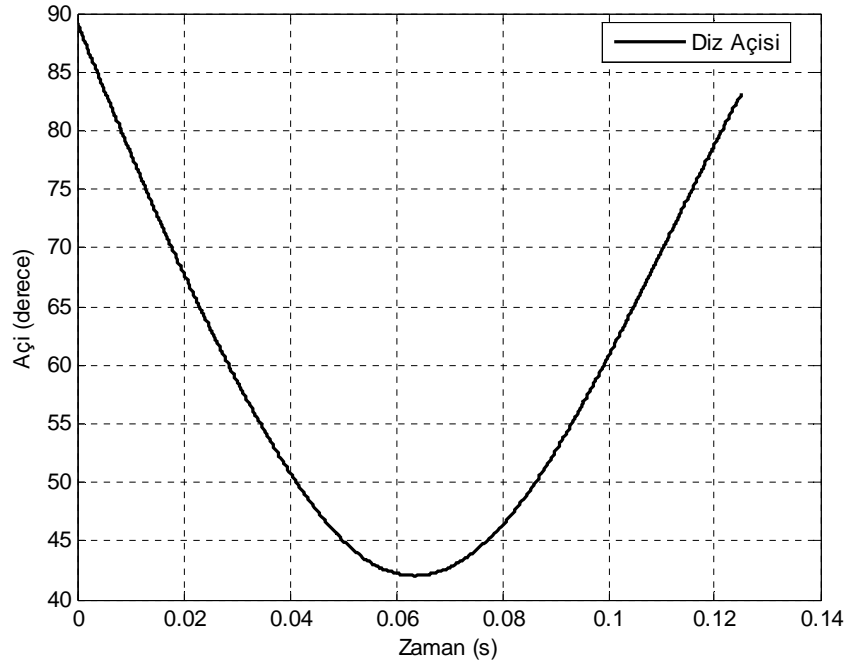
Sıçrama ve çekme bacağı diz fleksiyon açısının minimum-maksimum değerleri, kütle merkezi çıkış açısı ve yörünge açısı Tablo 4.3’de verilmiştir. Yerden çıkış evresi süresince sıçrama bacağı diz fleksiyon açısı Şekil 4.9’da, çekme bacağı diz fleksiyon açısı Şekil 4.10’da, KM’nin çıkış açısı Şekil 4.11’de ve KM yörünge açısı Şekil 4.12’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Yerden çıkış evresinde sıçrama ve çekme bacağı diz fleksiyon açısı, KM’nin çıkış açısı ve yörünge açısı.

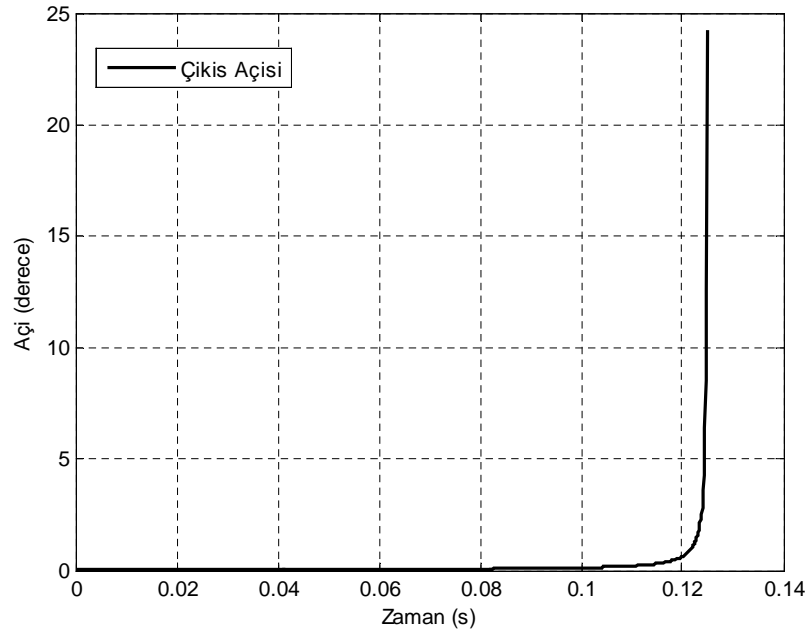
	Sıçrama Bacağı		Çekme Bacağı		Kütle	Yörünge	
	Diz Fleksiyon Açısı		Diz Fleksiyon Açısı		Merkezi	Açısı	
	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Çıkış Açısı	Giriş	Çıkış
Açı (derece)	140.52	174.45	42.04	89.12	24.18	64.75	65.80



Şekil 4.9: Sıçrama bacağı diz fleksiyon açısı.

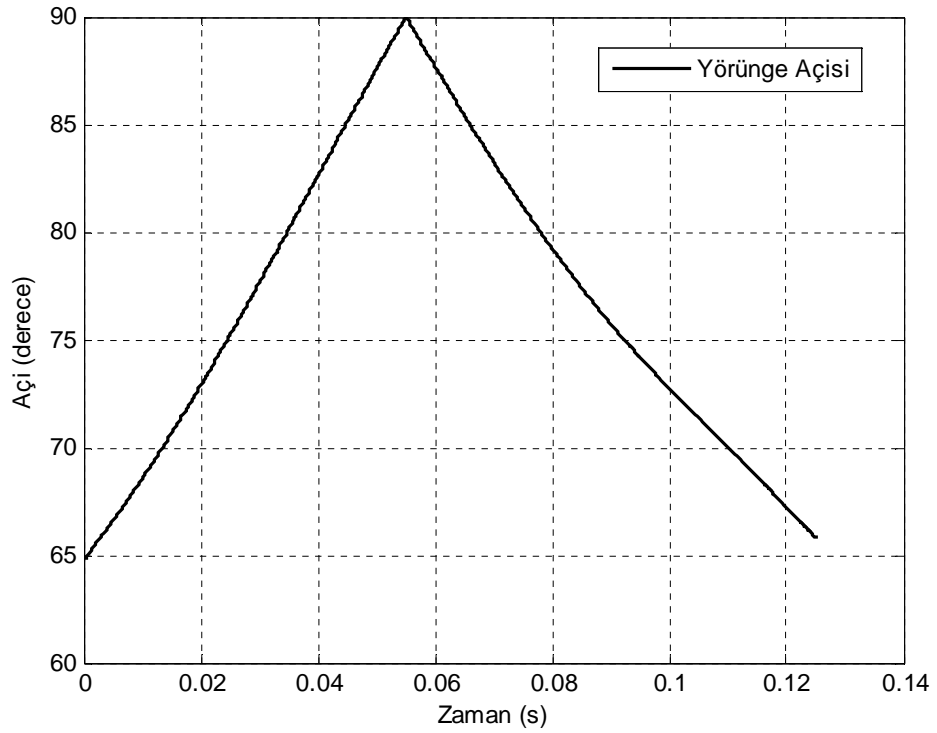


Şekil 4.10: Çekme bacağı diz fleksiyon açısı.



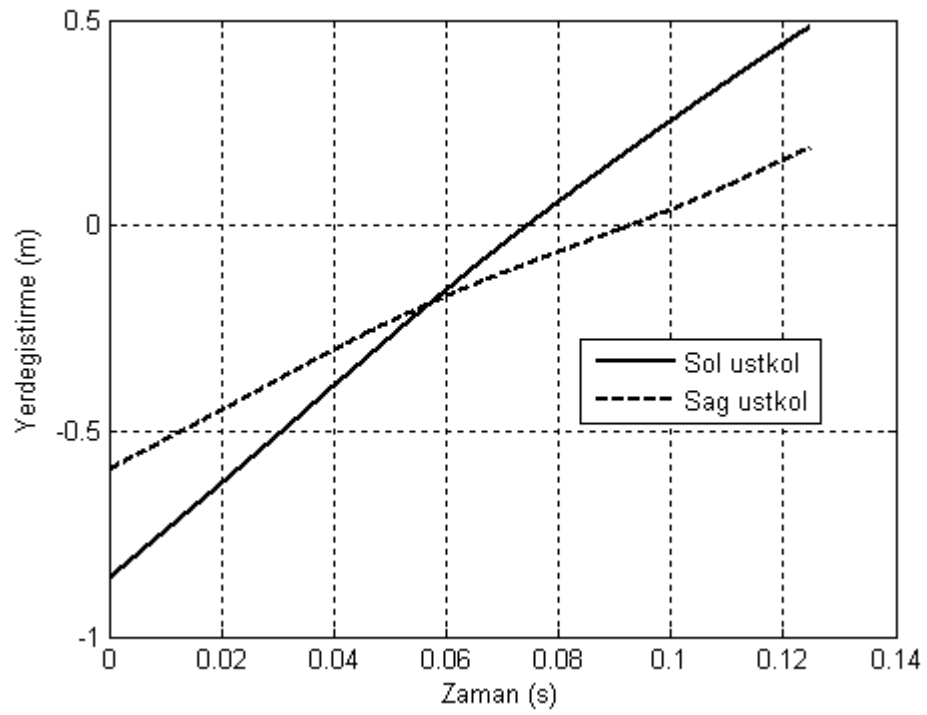
Şekil 4.11: Yerden çıkış açısı.

Kütle merkezinin yörünge açısı, vücut kütle merkeziyle sıçrama ayağının topuğunu birleştiren doğrunun yatay (X) eksenle yaptığı açıdır. KM yörünge açısı, yerden çıkış evresine girişten, KM ile sıçrama ayağının topuğunu birleştiren doğrunun yatay eksenle 90^0 'lik açı yapana kadar olan bölümünde, bu doğrunun arkasında kalan açıdır. KM ile sıçrama ayağının topuğunu birleştiren doğrunun yatay eksenle yapılan açı 90^0 'yi geçtiğinde ise doğrunun önünde kalan açı KM'nin yörünge açısıdır.

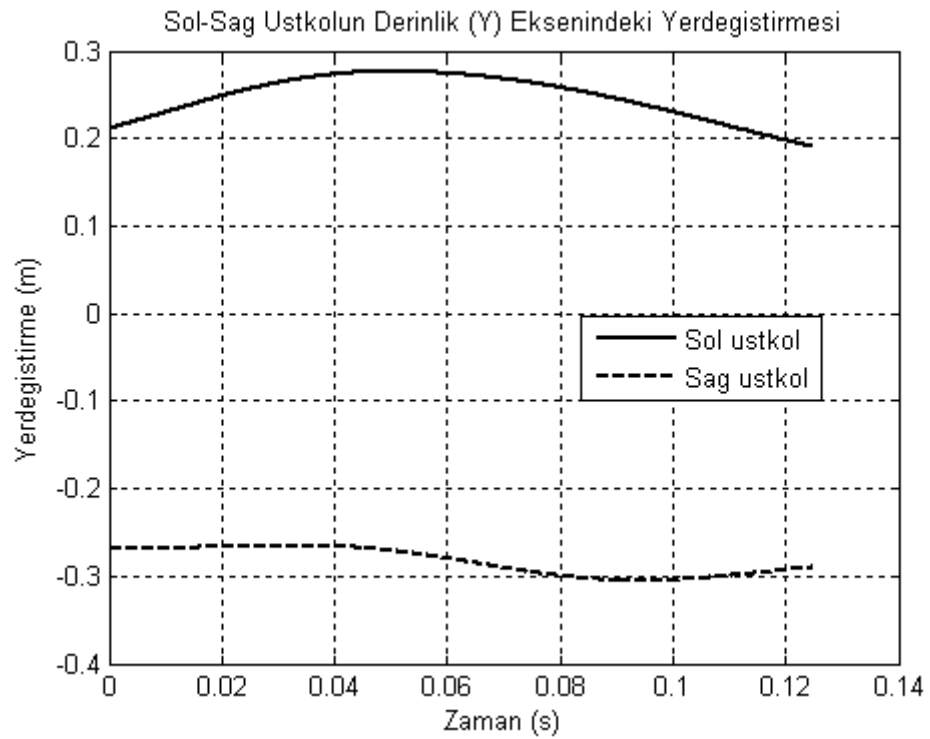


Şekil 4.12: Kütle merkezinin yörünge açısı.

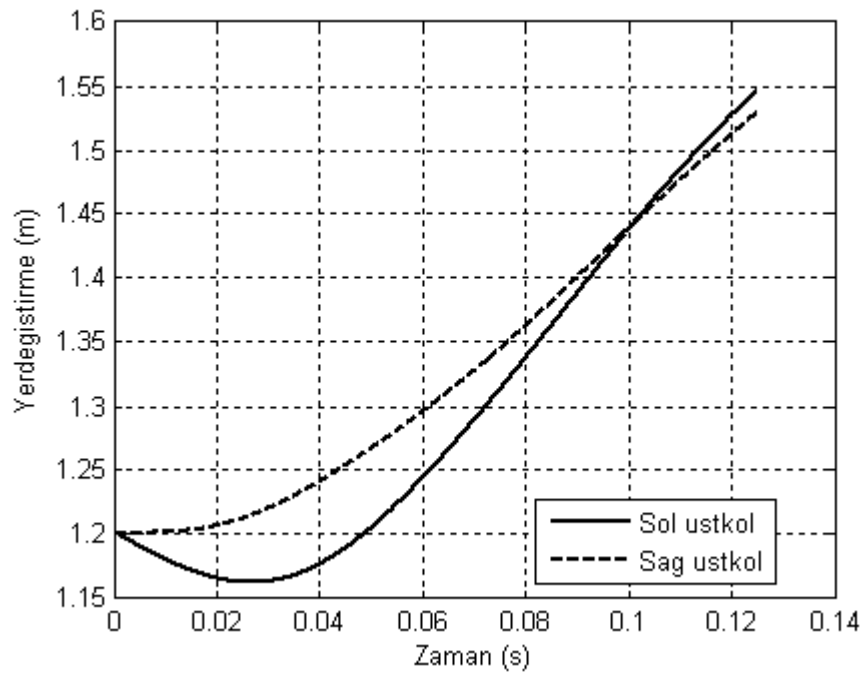
Sol-sağ üst kolun KM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerdeki yer değiştirmeleri Şekil 4.13-15'te, sol-sağ ön kolun KM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerdeki yer değiştirmeleri Şekil 4.16-18'de gösterilmiştir.



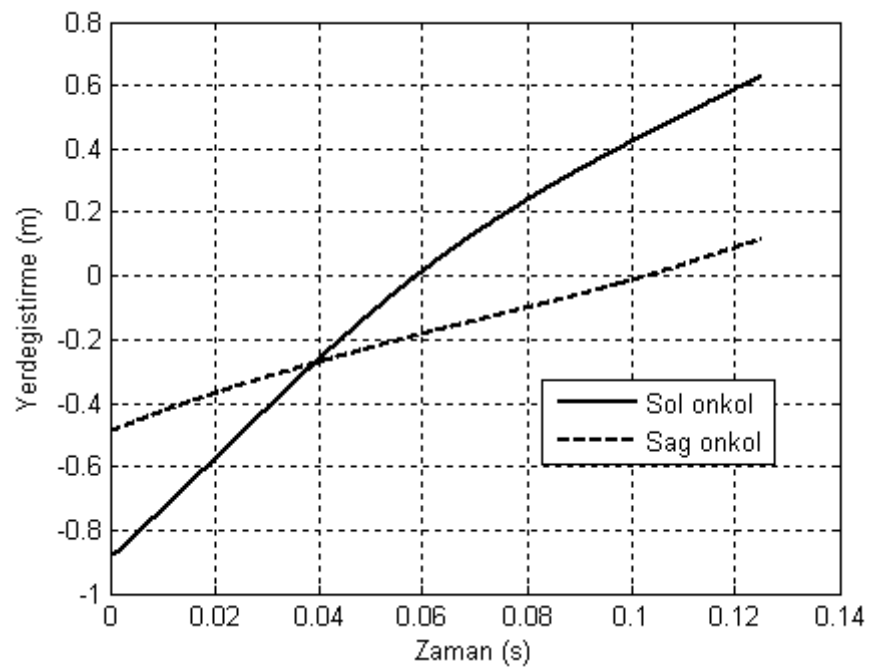
Şekil 4.13: Sol-sağ üst kolun KM'nin yatay (X) eksenindeki yer değıştirmesi.



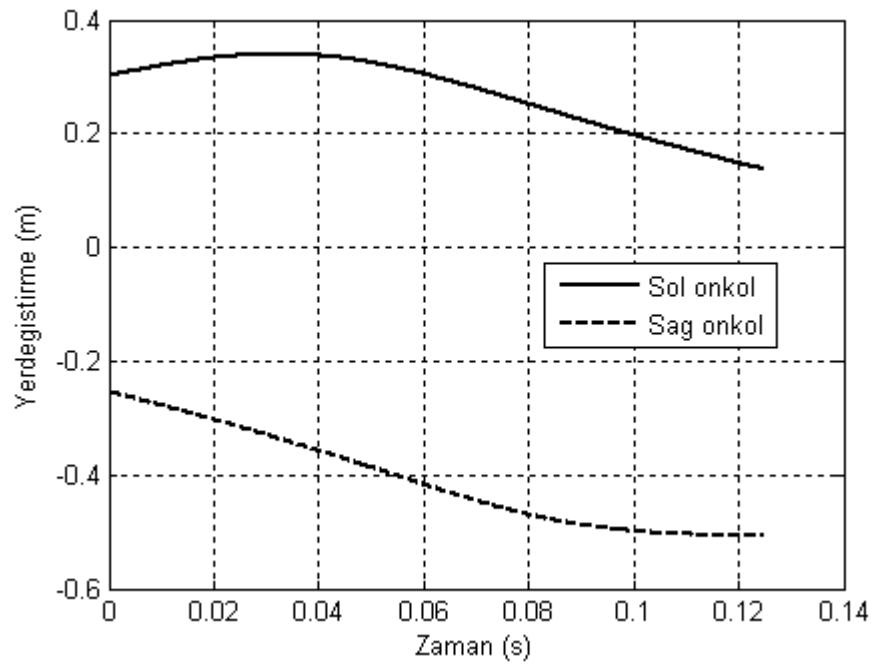
Şekil 4.14: Sol-sağ üst kolun KM'nin derinlik (Y) eksenindeki yer değıştirmesi.



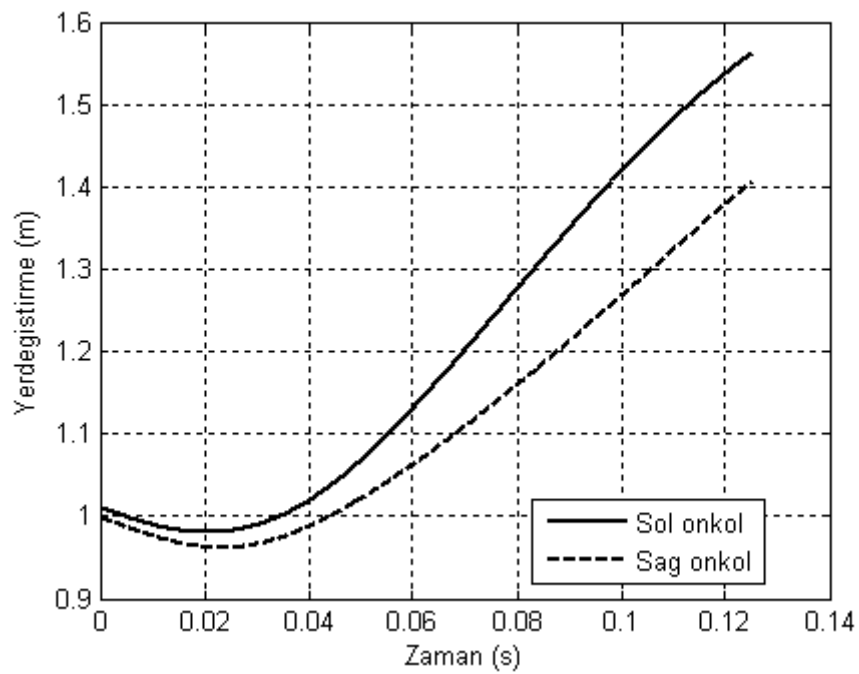
Şekil 4.15: Sol-sağ üst kolun KM'nin dikey (Z) eksenindeki yer değişimi.



Şekil 4.16: Sol-sağ ön kolun KM'nin yatay (X) eksenindeki yer değişimi.

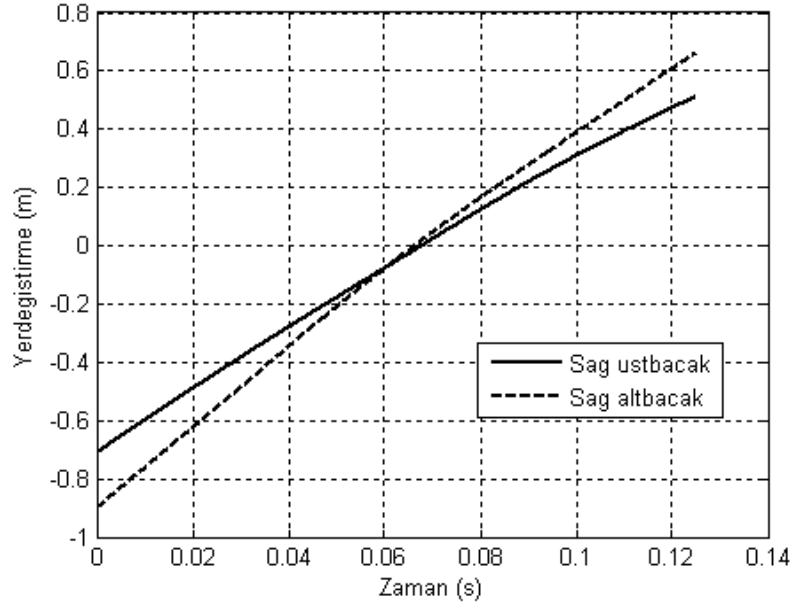


Şekil 4.17: Sol-sağ ön kolun KM'nin derinlik (Y) eksenindeki yer değıştirmesi.

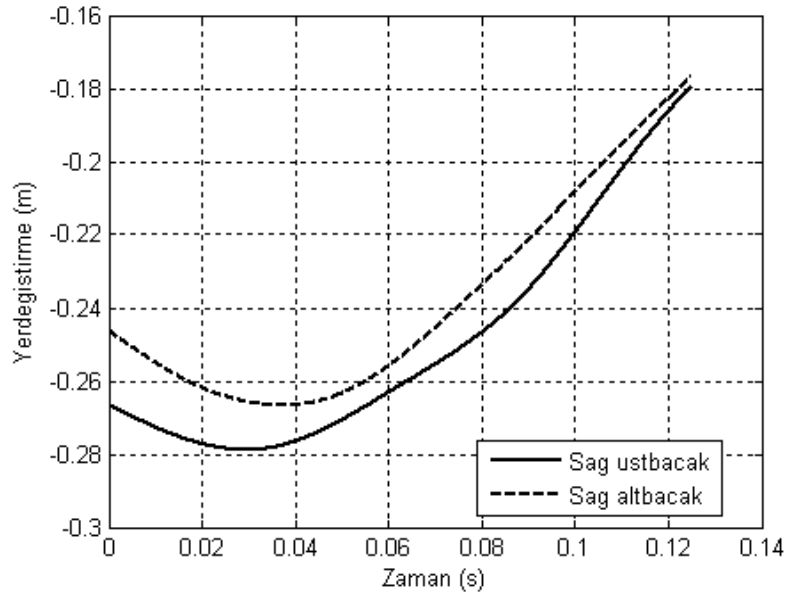


Şekil 4.18: Sol-sağ ön kolun KM'nin dikey (Z) eksenindeki yer değıştirmesi.

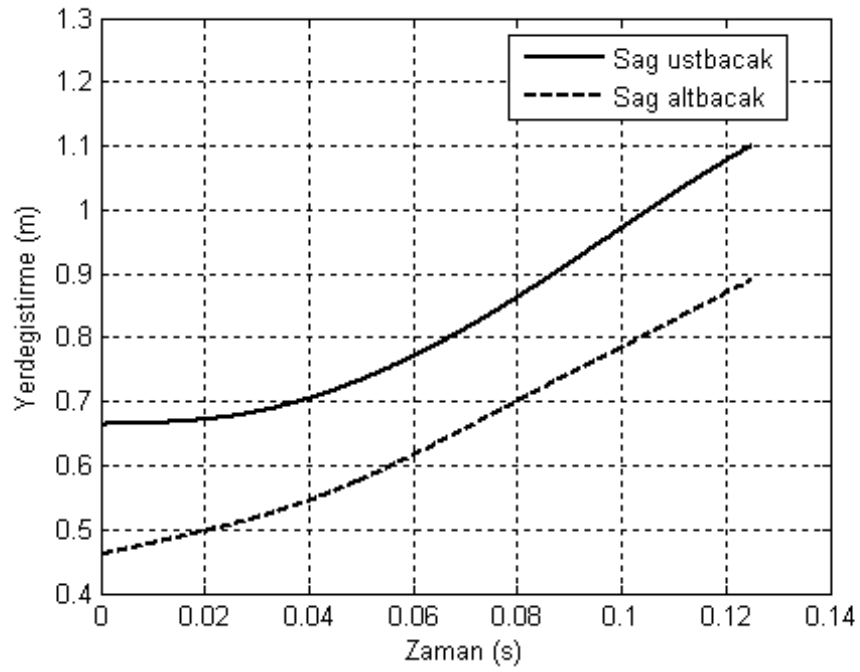
Çekme bacağı üst ve altbacağın KM'nin yatay, derinlik ve dikey eksenlerdeki yer değiştirmeleri Şekil 4.19-21'te gösterilmiştir.



Şekil 4.19: Çekme bacağı üst ve altbacağın KM'nin yatay (X) eksenindeki yer değiştirmesi.



Şekil 4.20: Çekme bacağı üst ve altbacağın KM'nin derinlik (Y) eksenindeki yer değiştirmesi.



Şekil 4.21: Çekme bacağı üst ve altbacağıın KM'nin dikey (Z) eksenindeki yer değiştirmesi.

Uzun atlayıcının vücut üyelerinin matematik modelinin oluşturulmasında gerekli olan antropometrik değişkenler Tablo 4.4'de, hesaplanan eylemsizlik özellikleri Tablo 4.5'de verilmiştir.

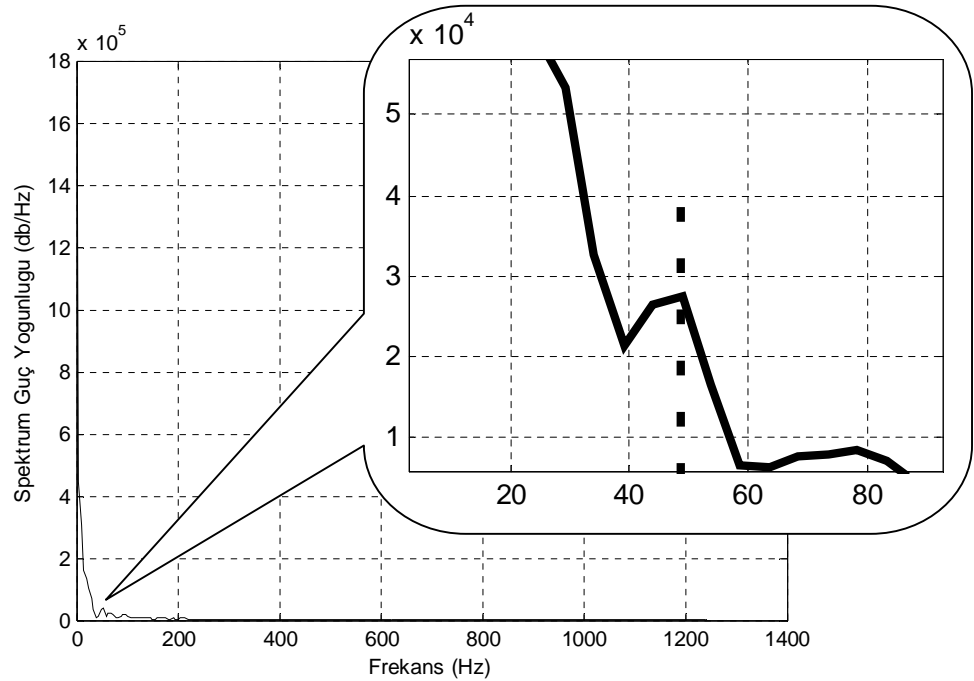
Tablo 4.4: Vücut üyelerinin antropometrik değerleri.

	Uzunluk (m)	Çevre (m)			Genişlik (m)			Kütle (kg)
		Ç1	Ç2	Ç3	G1	G2	G3	
Kafa	0.19	0.57						4.11
Gövde	0.54	0.97	0.81	0.91	0.30	0.27	0.29	36.54
Üstkol	0.32	0.39	0.32	0.27				2.01
Önkol	0.29	0.27	0.29	0.19				1.15
Üst bacak	0.38	0.60	0.57	0.39				7.40
Alt bacak	0.40	0.39	0.40	0.23				2.90
Ayak	0.16	0.23	0.26	0.25				0.87

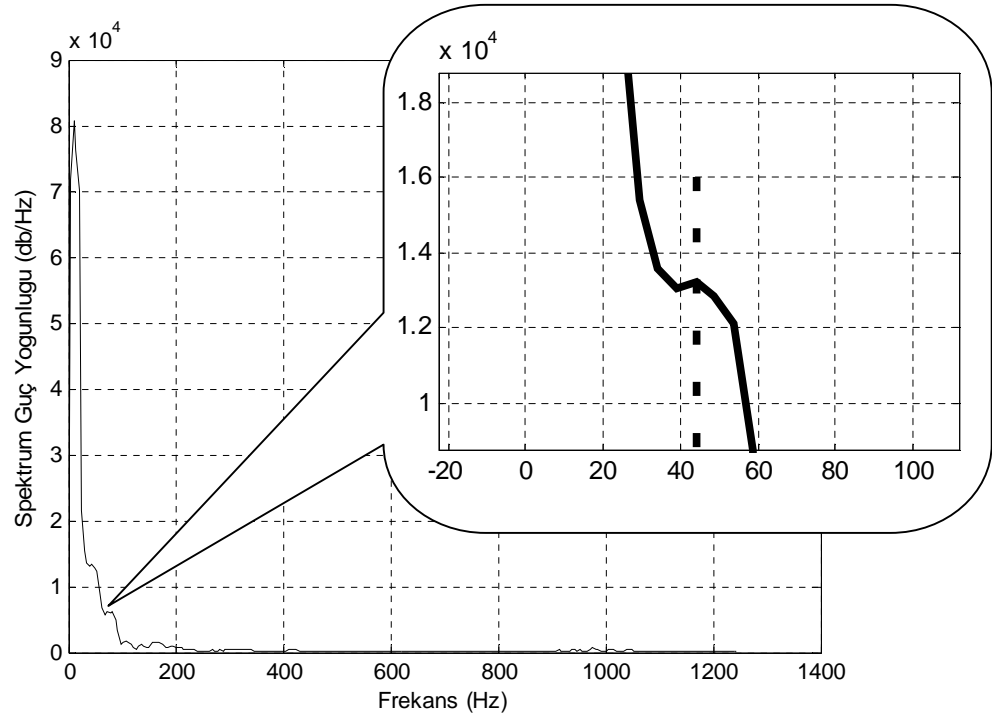
Tablo 4.5: Vücut üyelerinin eylemsizlik özellikleri.

	Eylemsizlik momenti		
	$I_x (\text{kgm}^2)\times 10^{-3}$	$I_y (\text{kgm}^2)\times 10^{-3}$	$I_z (\text{kgm}^2)\times 10^{-3}$
Kafa	11.8	11.8	13.5
Gövde	1016.9	1016.9	336.8
Üstkol	22.8	22.8	3.4
Önkol	8.6	8.6	1.0
Üst bacak	149.8	149.8	48.2
Alt bacak	48.1	48.1	5.2
Ayak	1.1	1.1	0.5

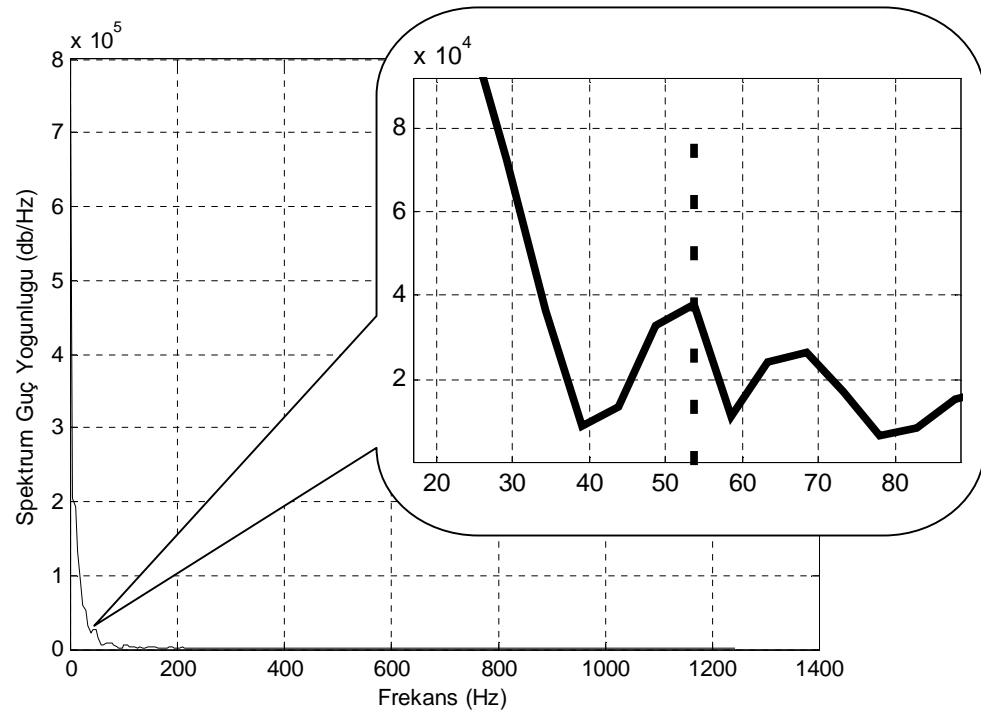
Kuvvet platformundan ölçülen kuvvet ve moment verilerinden gürültünün uzaklaştırılmasında düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılmıştır. Filtrenin kesme frekansına karar verebilmek için, kuvvet verilerine hızlı Fourier dönüşümü (Fast Fourier Transformation FFT) kullanılarak spektrum analizi yapılmıştır. Spektrum analizi sonucunda kuvvet verileri için kesme frekansı 1000 Hz olarak belirlenmiştir (Şekil 4.22-24).



Şekil 4.22: Kuvvet verilerinin hızlı Fourier dönüşüm sonuçları (Yatay-X eksenli).

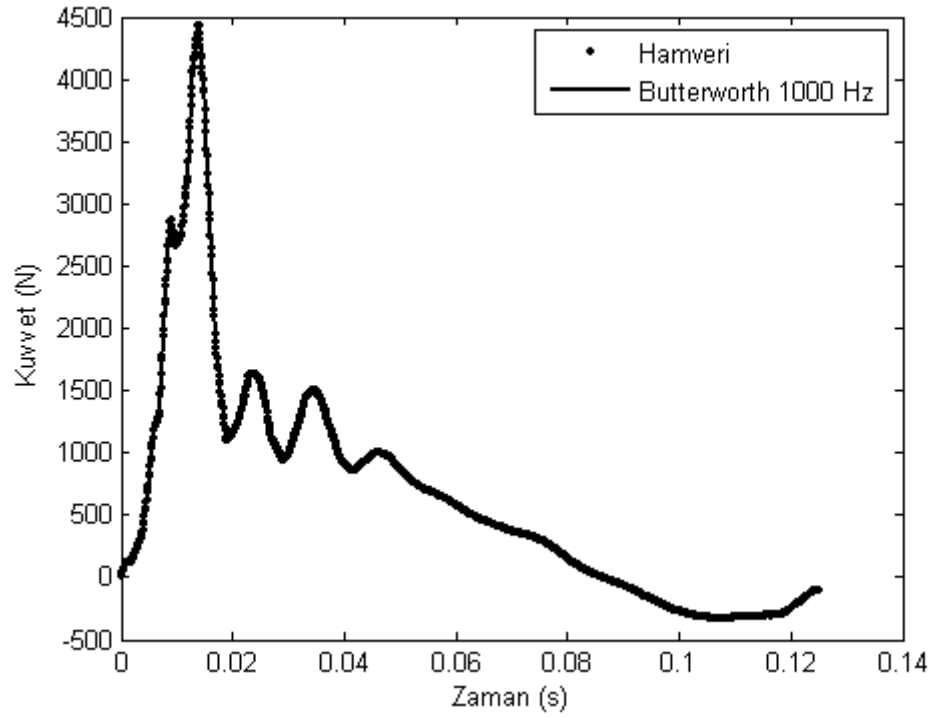


Şekil 4.23: Kuvvet verilerinin hızlı Fourier dönüşüm sonuçları (Derinlik-Y eksenli).

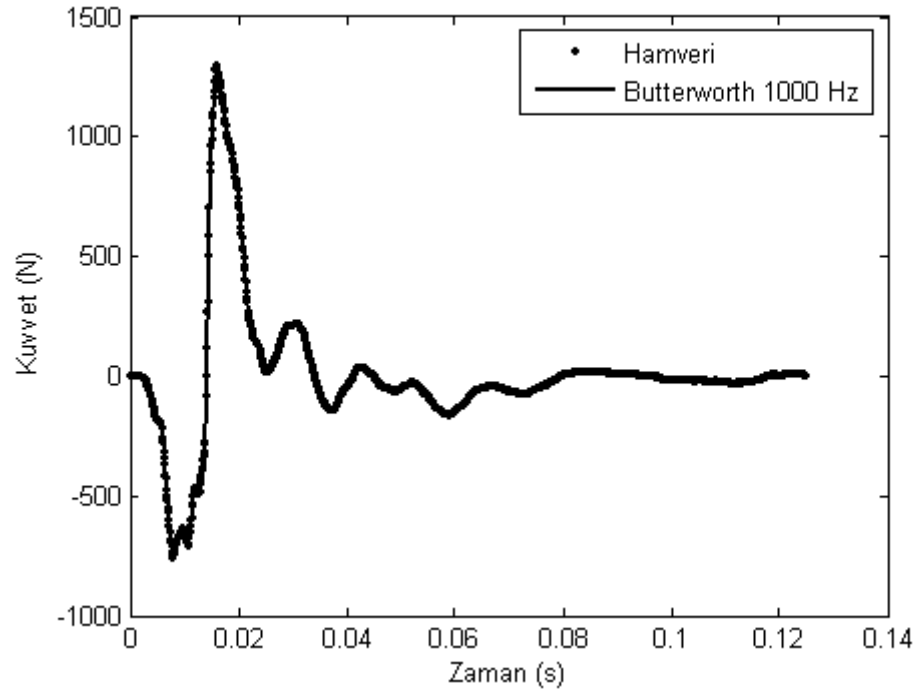


Şekil 4.24: Kuvvet verilerinin hızlı Fourier dönüşüm sonuçları (Dikey-Z eksenli).

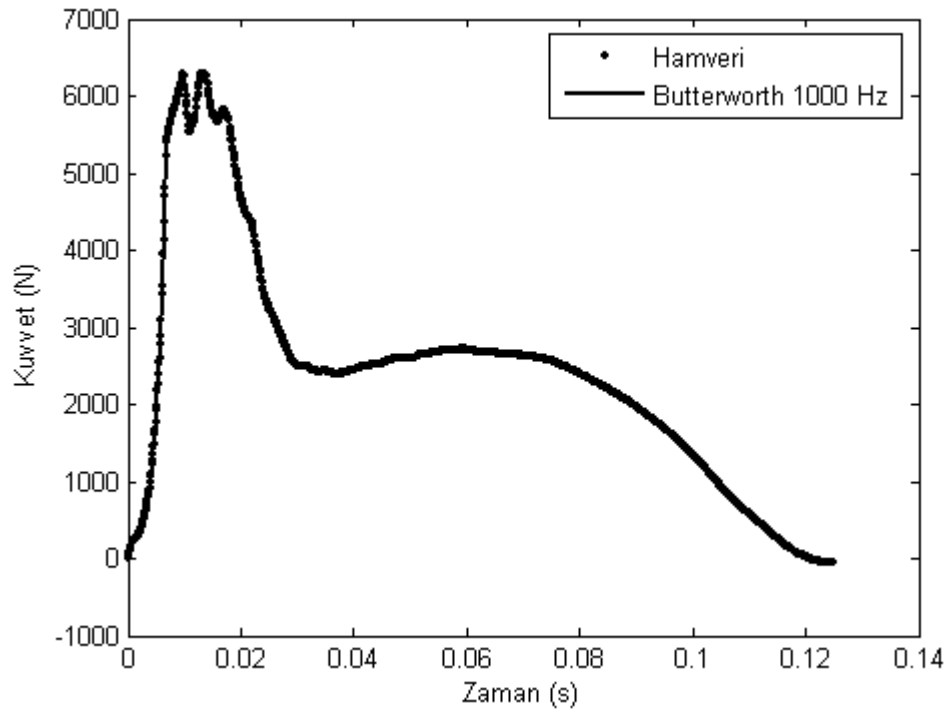
Uzun atlayıcının kuvvet platformuna uyguladığı darbe sonucunda oluşabilecek yüksek frekanstaki titreşimleri elimine etmek için, örnekleme frekansı 10000 Hz, derecesi 2 ve kesme frekansı 1000 Hz alçak geçiren filtre uygulanmıştır (Şekil 4.25-27).



Şekil 4.25: Yatay eksenindeki ham ve filtrelenmiş kuvvet değerleri.



Şekil 4.26: Derinlik eksenindeki ham ve filtrelenmiş kuvvet değerleri.



Şekil 4.27: Dikey eksenindeki ham ve filtrelenmiş kuvvet değerleri.

Global eksen sistemine göre eklemlerde hesaplanan kuvvetlerin minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.6'da verilmiştir. Yer tepki kuvvet bileşenlerinin büyüklüğü incelendiğinde, en büyük kuvvetin dikey ekseninde (F_z) 6290.5 N, sonra yatay ekseninde (F_x) 4390.3 N ve son olarak da derinlik ekseninde (F_y) 1278.4 N uygulandığı görülmektedir. YTK'nden sıçrama bacağı kalça eklemine kadar olan eklem kuvvetleri incelendiğinde en fazla azalma kuvvetin dikey bileşeninde (123.4 N), daha sonra yatay bileşeninde (15.1 N) olduğu, derinlik bileşeninde ise çok küçük bir azalma (1 N) olduğu görülmektedir.

Tablo 4.6: Global eksen sistemine göre eklemlere uygulanan kuvvetlerin minimum ve maksimum değerleri.

	Kuvvet (N)					
	F_x		F_y		F_z	
	min	maks	min	maks	min	maks
Yer tepki	0.43	-4390.30	0.00	1278.40	-1.04	6290.50
S.B. Ayak ucu	-0.43	4390.30	0.00	-1278.40	1.04	-6290.50
S.B. Ayak bileği eklemi	-0.11	-4389.30	0.03	1277.40	0.72	6282.10
S.B. Diz eklemi	-0.58	-4385.60	0.03	1275.30	1.08	6249.80
S.B. Kalça eklemi	-0.28	-4375.20	0.00	1277.40	-2.66	6167.10
Ç.B. Kalça eklemi	0.00	17.90	0.00	-6.71	-96.92	-122.12
Ü.Ü.K.M.	0.00	-81.81	0.00	-13.81	-424.40	-509.22
Ç.B. Kalça eklemi + Ü.Ü.K.M.	0.00	-63.90	0.00	-15.33	-521.32	-626.65

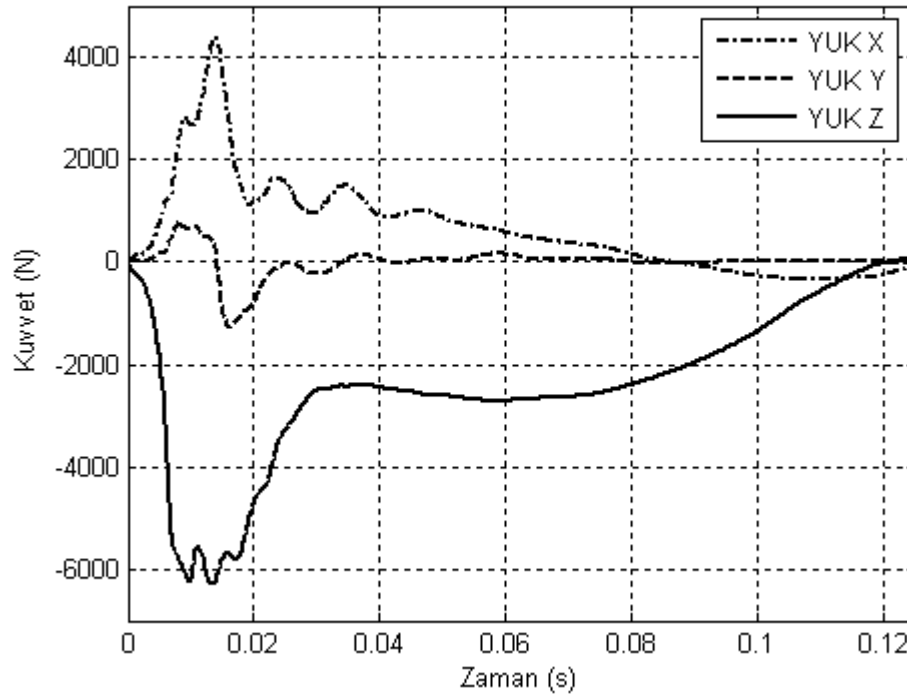
X, Y ve Z eksenini negatif kuvvet değerleri sırasıyla, arkaya, sağa ve aşağı doğru olan kuvveti belirtir.

S.B. : Sıçrama bacağı.

Ç.B. : Çekme bacağı.

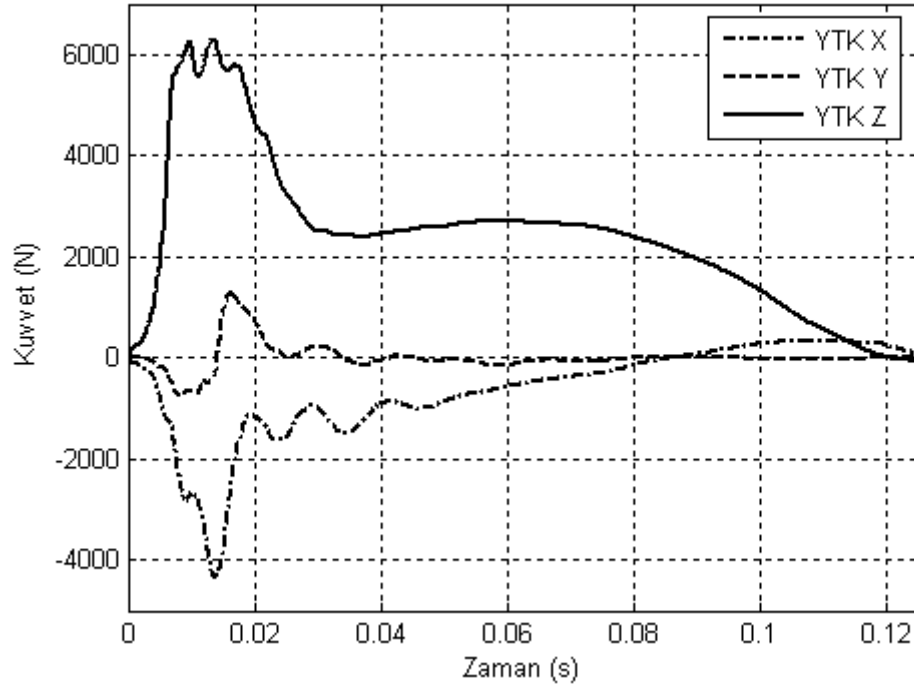
Ü.Ü.K.M. : Üst üyeler kütle merkezi.

Uzun atlamannın yerden çıkış evresinde, vücudun sıçrama ayağı ile yere uyguladığı kuvvet negatif yöndedir (Şekil 4.28). Kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti (YTK) ise yukarı doğru pozitif yöndedir. Etki-tepki yasasına göre vücut tarafından sıçrama ayağı ile yere uygulanan kuvvet büyüklüğünde fakat zıt yönde, yerde sıçrama ayağına kuvvet uygulayacaktır (Şekil 4.29). Yerden çıkış evresinde sıçrama ayağının distaline (ayak ucu) uygulanan kuvvetlerin uygulama noktası sıçrama ayağının kuvvet platformu üzerindeki konumu hesaplanarak belirlendi (E.3.1-3).



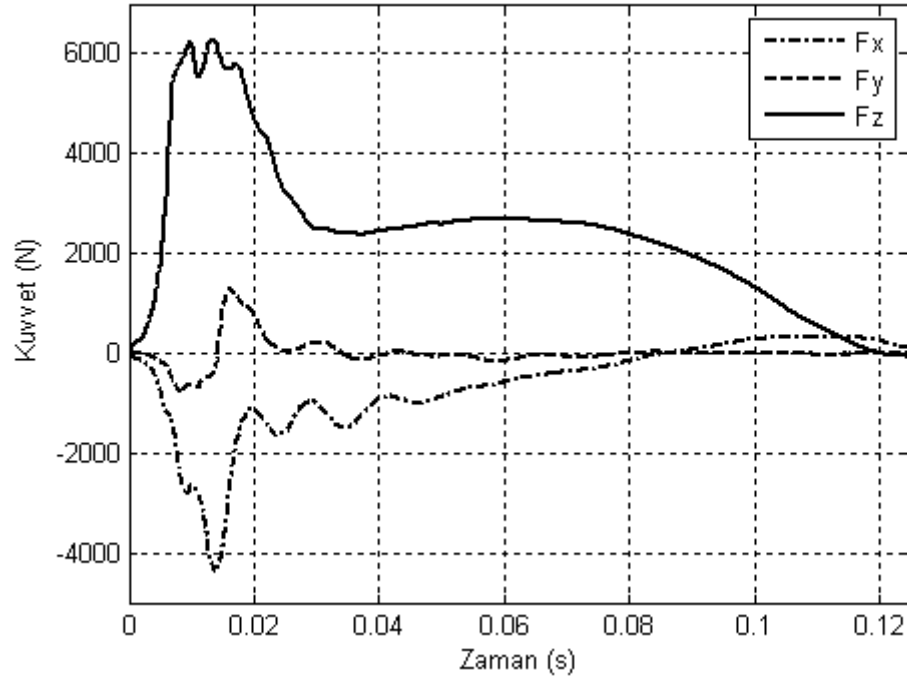
Şekil 4.28: Yerden çıkış evresinde vücudun sıçrama ayağının distalinde yere uyguladığı kuvvetler.

Yerden çıkış evresinde kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetlerinin yatay (X öne-arkaya), derinlik (Y sağa-sola) ve dikey (Z yukarı-aşağı) bileşenleri Şekil 4.29'da gösterilmiştir. Yerden çıkış evresine girişte, sıçrama ayağının atlama tahtasına basmasıyla meydana gelen etki (impact) sonucu her 3 ekseninde de kısa süre içinde (0.02 s) kuvvet değerlerinde büyük bir artış olduğu görülmektedir. Uygulanan kuvvetin yatay bileşeni (F_x), hareket başlangıcında negatif yönde artarken, hareketin ilerleyen bölümlerinde azalarak pozitif yönde artmaktadır. Uygulanan kuvvetin derinlik bileşeni (F_y), hareketin başlangıcında negatif yönde artarken yön değiştirerek pozitif yönde artmakta, 0.03. s'den sonraki hareketin ilerleyen bölümlerinde ise azalarak hemen hemen sıfırlanmaktadır. Uygulanan kuvvetin dikey bileşeninin (F_z), hareket başlangıcında pozitif yönde artarken hareketin ilerleyen bölümlerinde azaldığı, fakat hareket süresince pozitif olduğu görülmektedir. Uygulanan kuvvetin pozitif veya negatif olması kuvvetin uygulanma yönünü gösterdiği içindir.

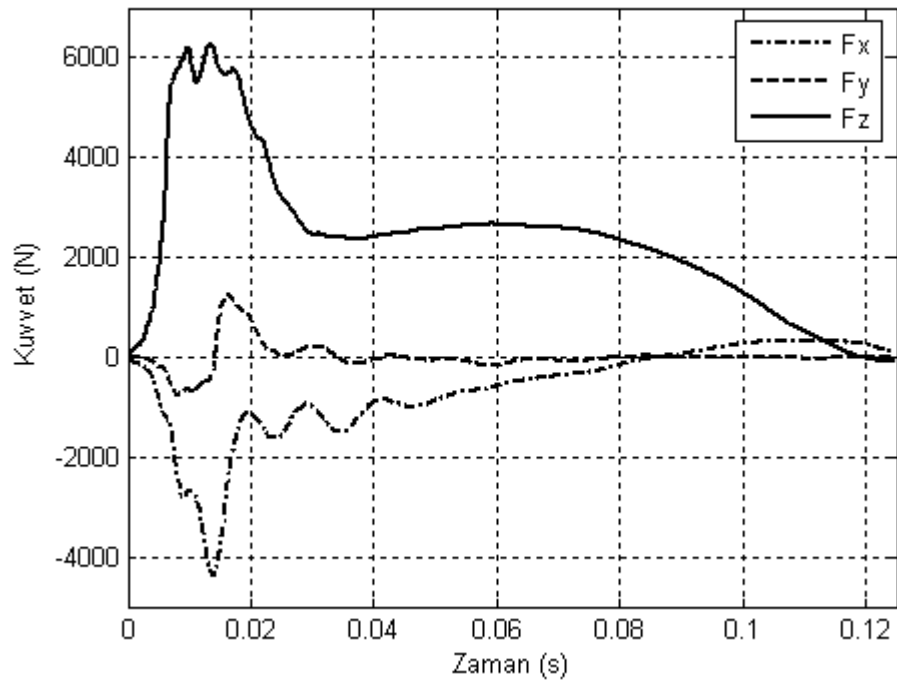


Şekil 4.29: Kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetleri.

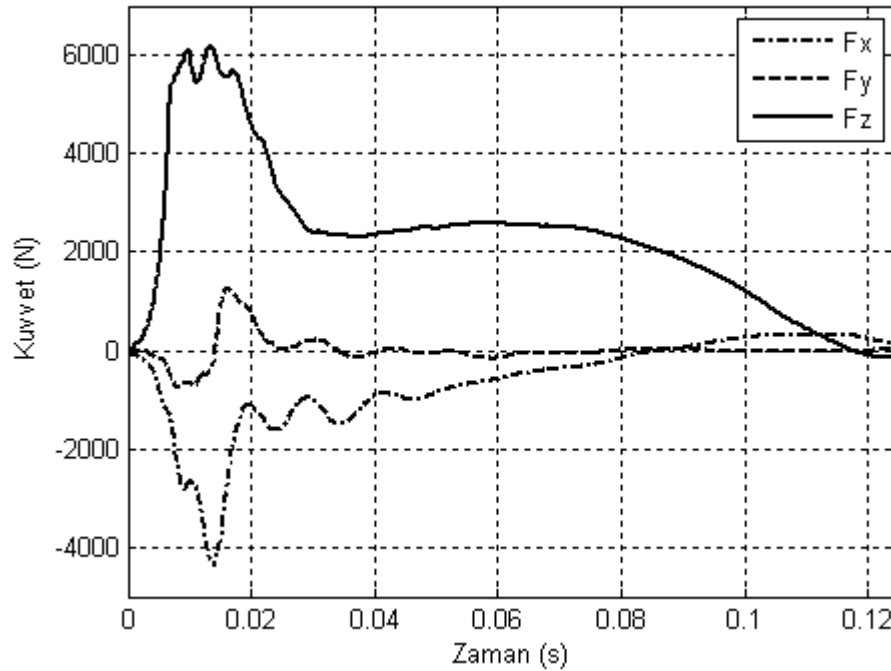
Global eksen sistemine göre hesaplanan sıçrama bacağı ayak bileği, diz ve kalça eklemlerine uygulanan kuvvetler sırasıyla Şekil 4.30,31 ve 32’de gösterilmiştir. Ayak bileği, diz ve kalça eklemlerine uygulanan kuvvetlerin davranışları benzese de, üç eklemdaki kuvvet değerleri eşit değildir. Kuvvet değerlerindeki farklılıklar Tablo 4.6’da gösterilmiştir.



Şekil 4.30: Sıçrama bacağı ayak bileği eklemine uygulanan kuvvetler.

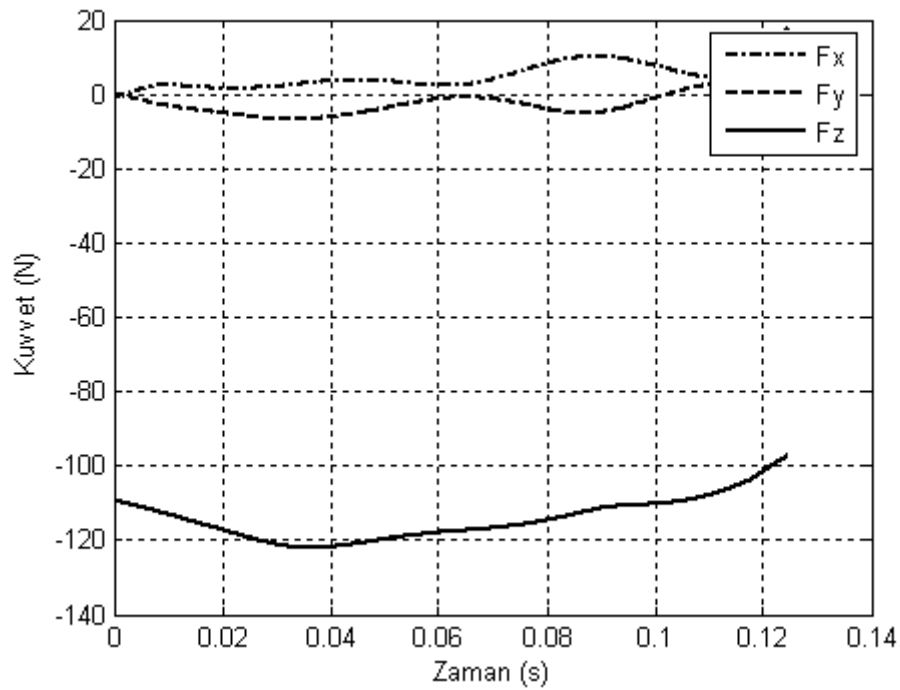


Şekil 4.31: Sıçrama bacağı diz eklemine uygulanan kuvvetler.



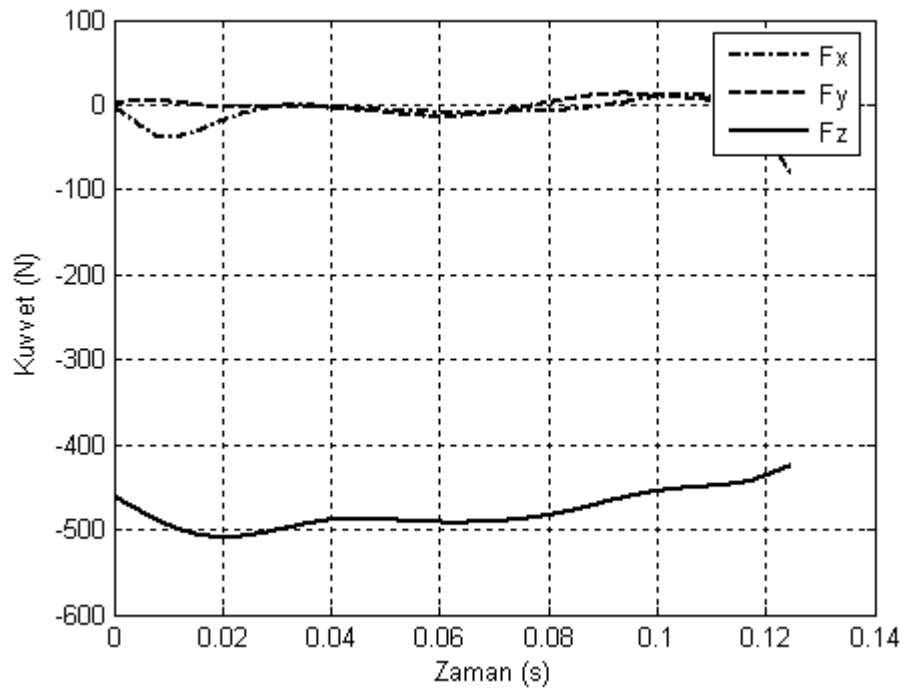
Şekil 4.32: Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler.

Global eksen sistemine göre çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler Şekil 4.33’de gösterilmiştir. Çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler hesaplanırken önce çekme bacağı ayak bileği eklemine uygulanan kuvvetler hesaplanmıştır. Çekme bacağı ayak bileği kuvvetleri çekme bacağı diz eklemine taşındıktan sonra, son olarak çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler hesaplanmıştır. Çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetlerden oldukça düşüktür. Çekme bacağına uygulanan kuvvetler, çekme bacağı üyelerinin (ayak, alt bacak ve üst bacak) kütleleri ve üyelerin kütle merkezi doğrusal ivmeleriyle ilişkiliyken, sıçrama bacağına uygulanan kuvvetler için açıklanan bu ifadelerle ilaveten YTK’leri de dahil olmaktadır. Çekme bacağı kalça eklemindeki kuvvetler incelendiğinde en fazla kuvvetin dikey ekseninde (F_z) (-122.12 N), daha sonra yatay ekseninde (F_x) (17.90 N) ve en az kuvvetinde derinlik ekseninde (F_y) (-6.71 N) uygulandığı görülmektedir. Çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetin dikey bileşen değerinin, hemen hemen sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetin dikey bileşenindeki azalma miktarına (123.4 N) eşit olduğu bulunmuştur.



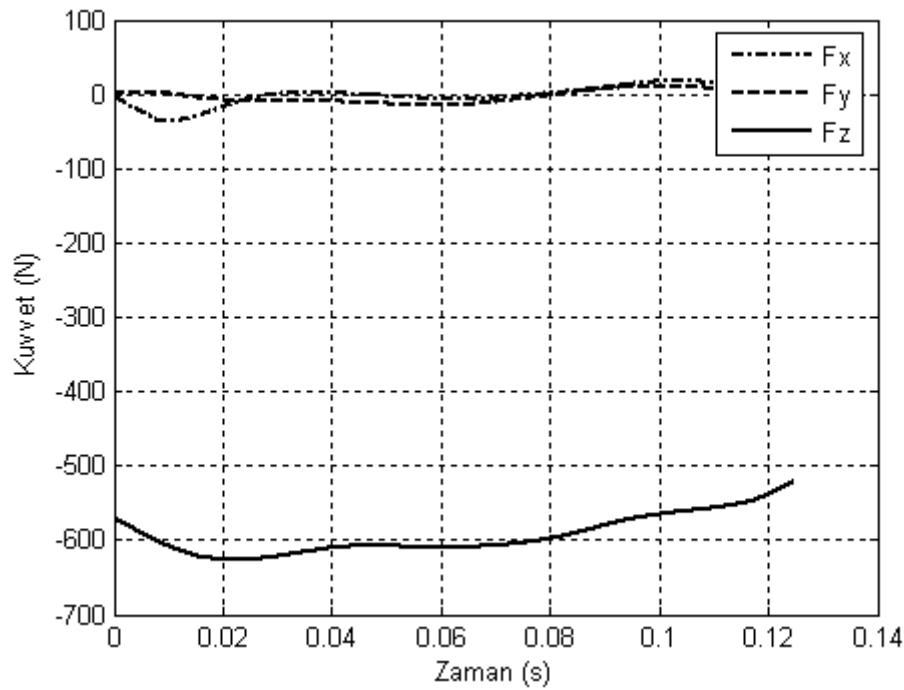
Şekil 4.33: Çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetler.

Global eksen sistemine göre üst üyelerin kütle merkezi kuvvetleri Şekil 4.34’de gösterilmiştir. Üst üyelerin kütle merkezi, vücudu oluşturan üst üyelerinin (kafa sol-sağ üstkol, sol-sağ önkol ve gövde) tümünü temsil eden bir nokta olarak ifade edilmiştir. Üst üyelerin kütle merkezine uygulanan kuvvetler, üst üyelerin toplam kütlesi ve üst üyelerin kütle merkezinin doğrusal ivmesiyle ilişkilidir. Üst üyelerin kütle merkezi kuvvetleri incelendiğinde en fazla kuvvetin dikey ekseninde (F_z) (-509.22 N), daha sonra yatay ekseninde (F_x) (-81.81 N) ve en az kuvvetinde yatay ekseninde (F_y) (-13.81 N) uygulandığı görülmektedir.



Şekil 4.34: Üst üyelerin kütle merkezi kuvvetleri.

Global eksen sistemine göre, çekme bacağı kalça eklemiyle üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvvetleri Şekil 4.35’de gösterilmiştir. Uygulanan toplam kuvvetler incelendiğinde en fazla kuvvetin dikey ekseninde (F_z) (-626.65 N), daha sonra yatay ekseninde (F_x) (-63.90 N) ve en az kuvvetinde yatay ekseninde (F_y) (-15.33 N) uygulandığı görülmektedir. Kalça eklemine ve üst üyelerin kütle merkezine uygulanan kuvvetler ile toplam kuvvetler ayrı ayrı incelendiğinde her 3 ekseninde de kuvvet değerlerinde artış görülürken, toplam kuvvetin yatay bileşeninde azalma olduğu görülmektedir (Tablo 4.26).



Şekil 4.35: Çekme bacağıyla üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvveti.

Dış kuvvetler, vücut üyelerinin katı cisim kabul edildiği ve birbirine eklemlerle bağlandığı sistemlerde, üyenin proksimal ve distalindeki kuvvetlerin büyüklüğünü belirlemektedir. Global eksen sistemine göre hesaplanan proksimal ve distal eklem kuvvetlerinin üyenin yerel eksen sistemine çevrilerek üyenin proksimal ve distalindeki kuvvetlerin tekrar hesaplanması gerekir. Dinamik modelde lokal eksen sistemindeki eklem kuvvetleri, etki-tepki yasasına göre büyüklüğü aynı ancak yönleri ters olan kuvvetleri ifade etmektedir. Üyenin proksimali ile distaline etki eden kuvvetlerin büyüklüğü o üyenin kütle merkezi etrafında dönmesine neden olduğu için bu kuvvetleri dengeleyen ve üyenin eklem merkezi etrafında dönmesini sağlayan kas momentidir. Bu nedenle hesaplanan eklem momentleri üyeye açısız hareketi yaptıran kas momentinin büyüklüğünü göstermektedir.

Yerden çıkış evresinde kuvvet platformundan ölçülen YTK'den hareketle ters dinamik analiz yöntemiyle üyelerin distal ve proksimaline uygulanan kuvvetler hesaplanmıştır. Lokal eksen sistemine göre hesaplanan kuvvetlerin minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.7'de verilmiştir. Global eksen sistemine göre hesaplanan kuvvetlerin tersine lokal eksen sisteminde en yüksek kuvvetin yatay

eksende (F_x), sonra dikey ekseninde (F_z) ve son olarak da derinlik ekseninde (F_y) uygulandığı görülmektedir.

Tablo 4.7: Lokal eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimaline uygulanan kuvvetlerin minimum ve maksimum değerleri.

	Kuvvet (N)					
	F_x		F_y		F_z	
	min	maks	min	maks	min	maks
S.B. Ayak distal	0.77	6448.50	0.03	1278.40	-18.57	-4764.50
S.B. Ayak proksimal	-1.05	6444.40	0.03	1277.40	-10.63	-4757.00
S.B. Alt bacak distal	-2.26	7193.20	0.69	-1447.20	10.02	4052.20
S.B. Alt bacak proksimal	0.67	7171.70	0.16	-1444.80	-15.81	4025.80
S.B. Ustbacak distal	0.22	7568.40	0.03	-1162.20	-16.85	2725.80
S.B. Ustbacak proksimal	-0.52	7499.30	0.17	-1166.70	1.78	2675.90
Ç.B. + Ü.Ü. Kütle merkezi	-394.40	-588.89	-0.02	-26.77	0.26	-437.82
S.B. Kalça eklemi toplam	-1.58	7054.60	0.02	-1182.20	-2.02	2240.50

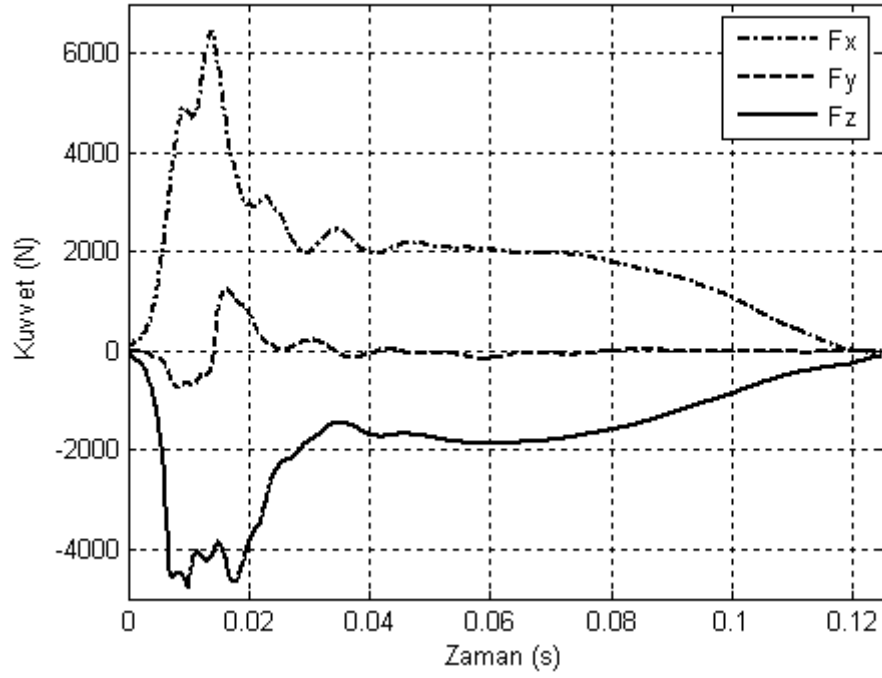
X, Y ve Z eksenini negatif kuvvet değerleri sırasıyla, arkaya, sağa ve aşağı doğru olan kuvveti belirtir.

S.B. : Sıçrama bacağı.

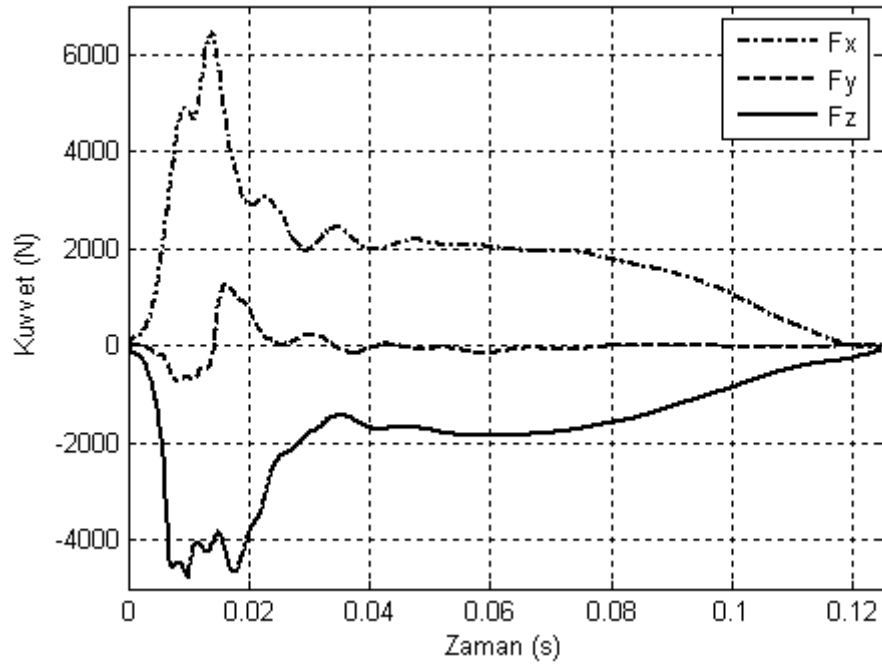
Ç.B. : Çekme bacağı.

Ü.Ü.K.M. : Üst üyeler kütle merkezi.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama ayağının distaline uygulanan kuvvetler Şekil 4.36'da, proksimaline uygulanan kuvvetler Şekil 4.37'de gösterilmiştir. Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen YTK'leri, sıçrama ayağının distalinde lokal eksen sistemine göre hesaplandığında kuvvetin yatay bileşeninin (F_x) yön değiştirmiş ve 2058.2 N artmıştır. Kuvvetin derinlik bileşeninde (F_y) değişiklik olmazken, dikey bileşeni (F_z) de yön değiştirerek 1526 N azalmıştır. Sıçrama ayağının distaline uygulanan kuvvetlerle proksimaline uygulanan kuvvetler arasında yatay, derinlik ve dikey ekseninde küçük farklar (sırasıyla 4.1 N, 1 N ve 7.5 N) olduğu görülmektedir.

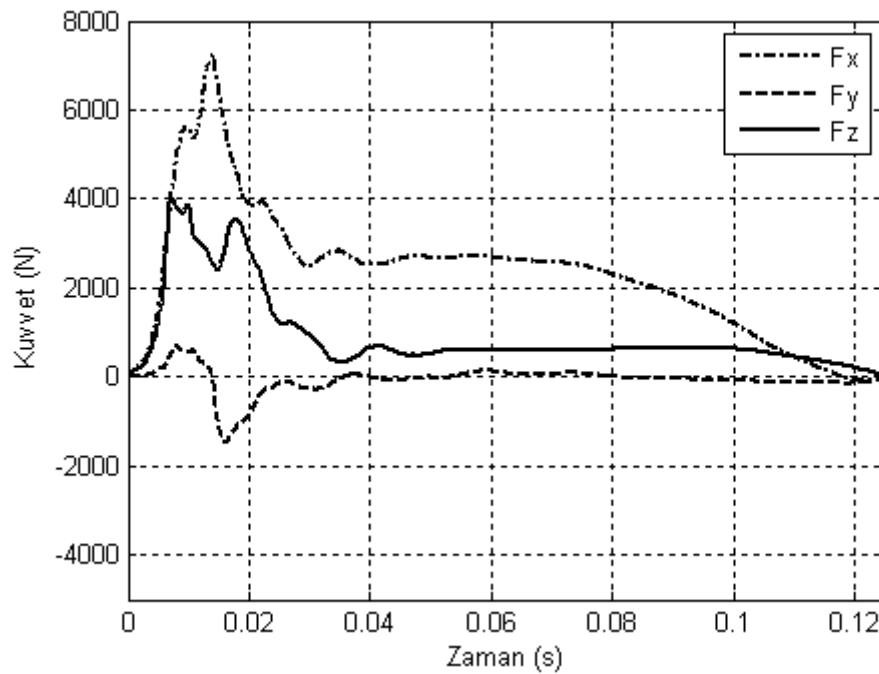


Şekil 4.36: Sıçrama ayağının distaline uygulanan kuvvetler.

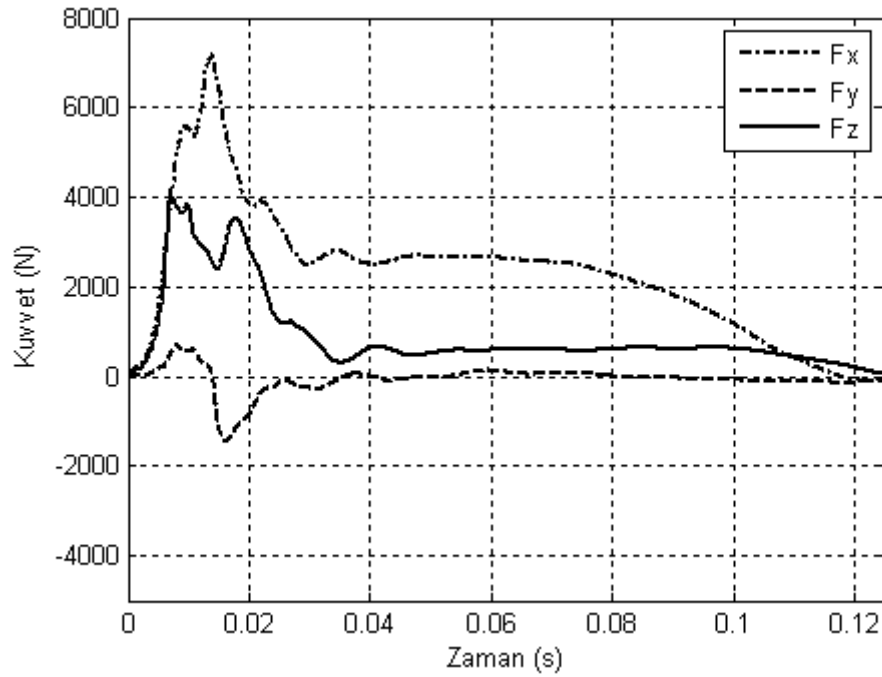


Şekil 4.37: Sıçrama ayağının proksimaline uygulanan kuvvetler.

Lokal eksen sistemine göre altbacağın distaline uygulanan kuvvetler Şekil 4.38’de, proksimaline uygulanan kuvvetler Şekil 4.39’da gösterilmiştir. Global eksen sistemine göre hesaplanan ayak bileği eklem kuvvetleri, altbacağın distalinde lokal eksen sistemine göre hesaplandığında kuvvetin yatay bileşeninin (F_x) yön değiştirmiş ve 2803.9 N artmıştır. Kuvvetin derinlik bileşeni (F_y) yön değiştirmiş ve 168.8 N artmıştır. Dikey bileşeni (F_z) ise 2229.9 N azalmıştır. Altbacağın distaline uygulanan kuvvetlerle proksimaline uygulanan kuvvetler arasında yatay, derinlik ve dikey eksenlerde küçük farklar (sırasıyla 21.5 N, 2.4 N ve 26.4 N) olduğu görülmektedir.

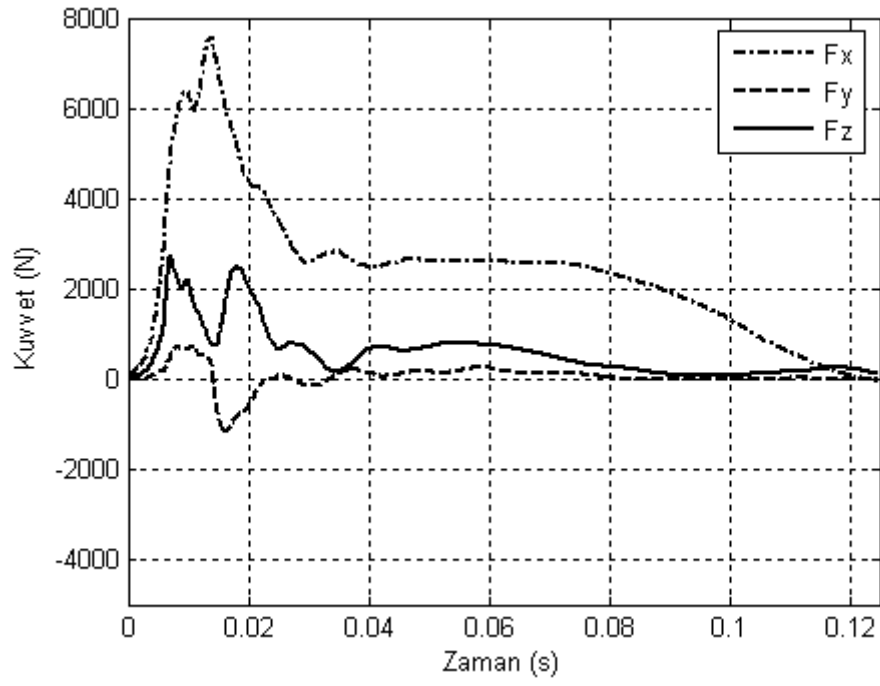


Şekil 4.38: Altbacağın distaline uygulanan kuvvetler.

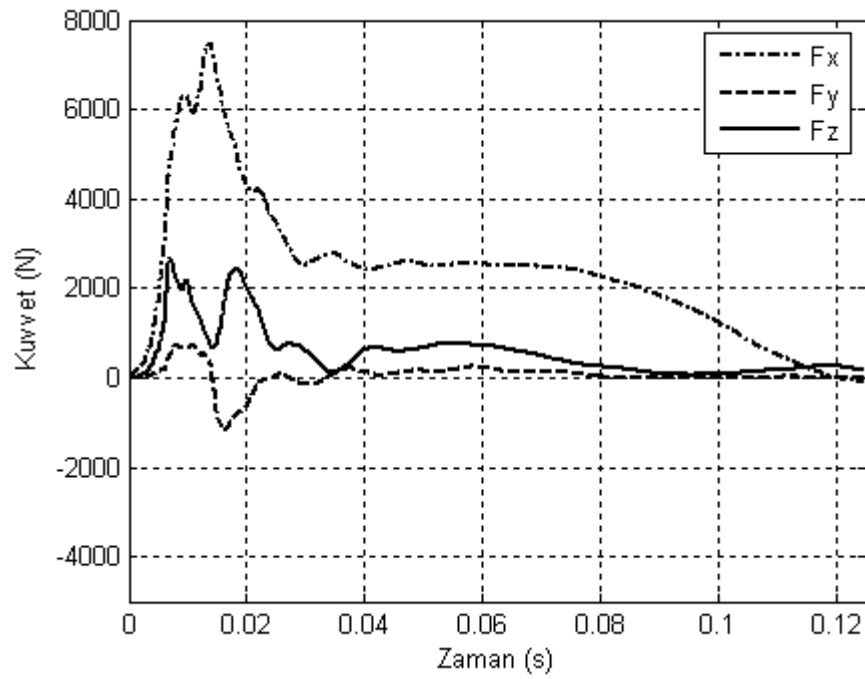


Şekil 4.39: Altbacağın proksimaline uygulanan kuvvetler.

Lokal eksen sistemine göre üstbacağın distaline uygulanan kuvvetler Şekil 4.40'da, proksimaline uygulanan kuvvetler Şekil 4.41'de gösterilmiştir. Global eksen sistemine göre hesaplanan diz eklemi kuvvetleri, üstbacağın distalinde lokal eksen sistemine göre hesaplandığında kuvvetin yatay bileşeninin (F_x) yön değiştirmiş ve 3182.8 N artmıştır. Kuvvetin derinlik bileşeni (F_y) yön değiştirmiş ve 113.1 N azalmıştır. Dikey bileşeni (F_z) ise 3524.4 N azalmıştır. Üstbacağın distaline uygulanan kuvvetlerle proksimaline uygulanan kuvvetler arasında yatay, derinlik ve dikey ekseninde küçük farklar (sırasıyla 69.1 N, -4.5 N ve 49.9 N) olduğu görülmektedir.

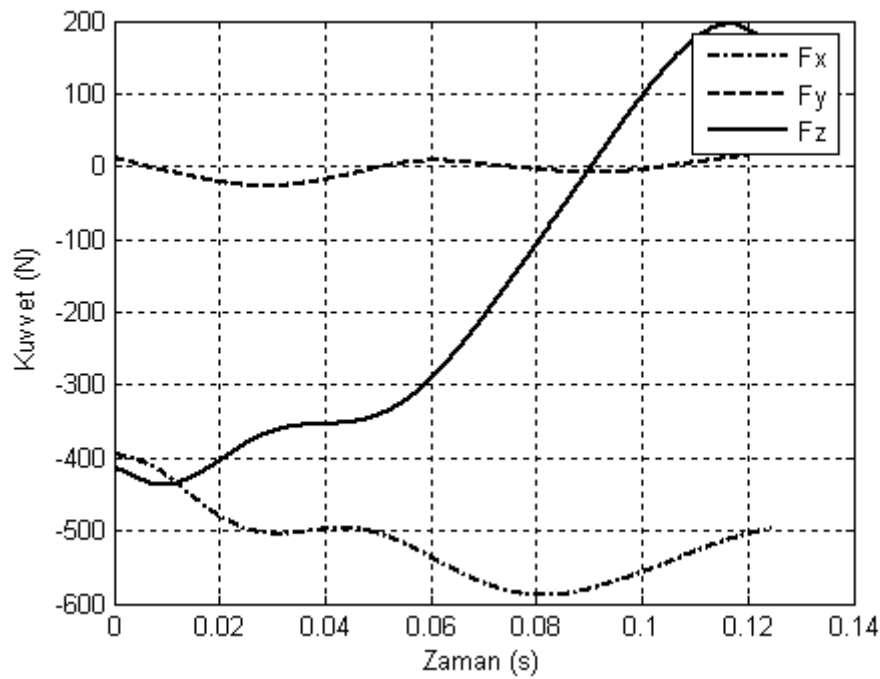


Şekil 4.40: Üstbacağın distaline uygulanan kuvvetler.



Şekil 4.41: Üstbacağın proksimaline uygulanan kuvvetler.

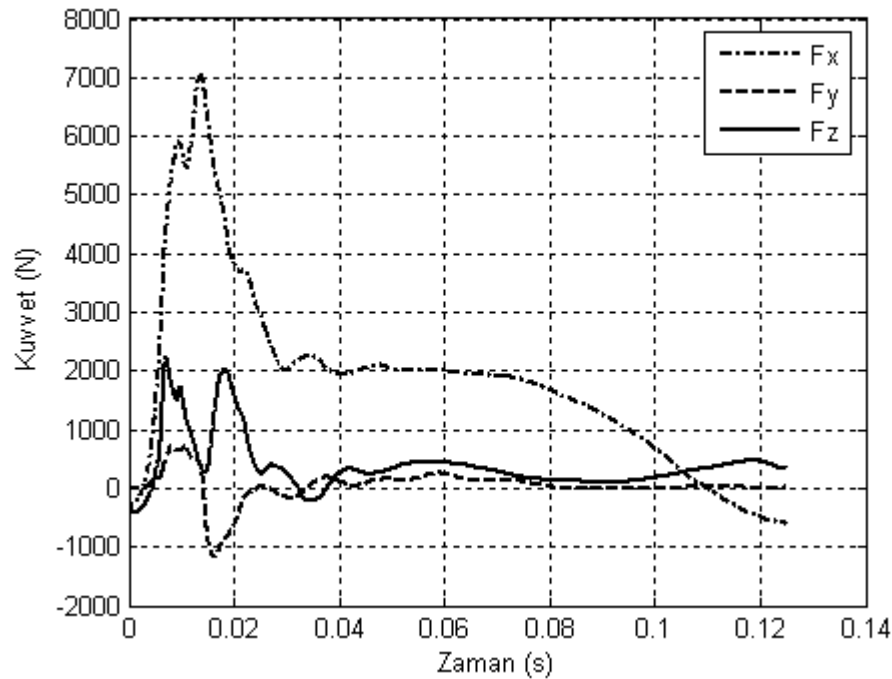
Lokal eksen sistemine göre çekme bacağıyla üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvvetleri Şekil 4.42'de gösterilmiştir. Global eksen sistemine göre hesaplanan çekme bacağıyla üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvvetleri, lokal eksen sistemine göre hesaplandığında kuvvetin yatay bileşeninin (F_x) büyüklüğü negatif yönde 394.4 N artmıştır. Kuvvetin derinlik bileşeninde (F_y) değişiklik olmazken, dikey bileşeni (F_z) yön değiştirerek önce azalmış daha sonra pozitif yönde 188.83 N artmıştır.



Şekil 4.42: Çekme bacağıyla üst üyelerin kütle merkezi toplam kuvvetleri.

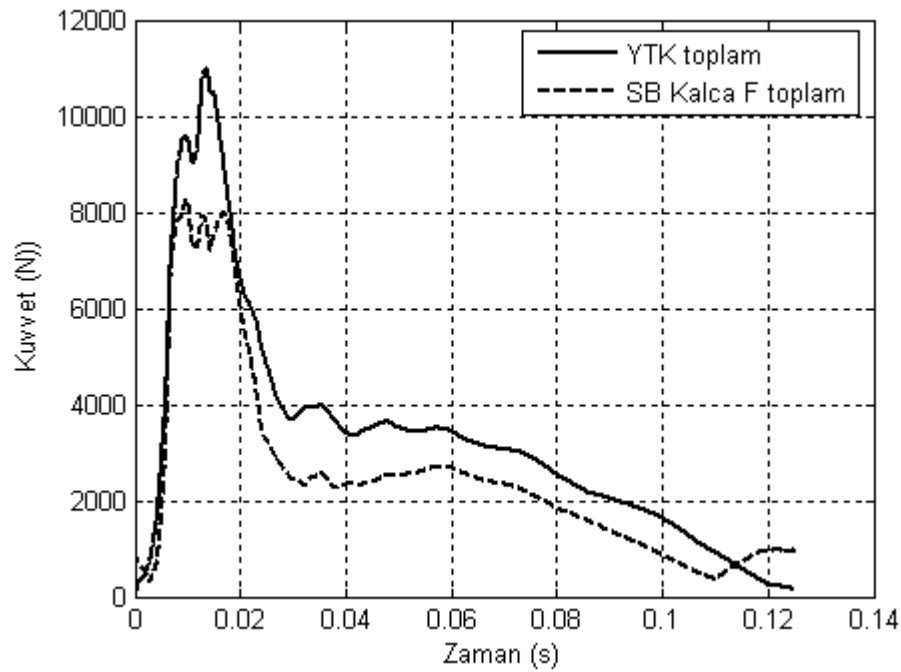
Lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvet Şekil 4.43'de gösterilmiştir. Kalça eklemine etki eden kuvvetlerin bileşenleri incelendiğinde en büyük kuvvetin yatay ekseninde (F_x) 7054.6 N, sonra dikey ekseninde (F_z) 2240.5 N ve son olarak da derinlik ekseninde (F_y) 1182.2 N uygulandığı görülmektedir. Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen YTK'nden hareketle (Şekil 4.29) lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemesindeki hesaplanan toplam kuvvetler incelendiğinde, kuvvetin yatay bileşeninin (F_x) yön değiştirdiği ve 2664.3 N arttığı, kuvvetin derinlik bileşeni (F_y) yön değiştirdiği ve 96.2 N azaldığı, dikey bileşeninin (F_z) ise 4050 N azaldığı görülmektedir.

YTK'lerinde en büyük kuvvetin dikey ekseninde (F_z) 6290.5 N uygulanırken, sıçrama bacağı kalça eklemine yatay ekseninde (F_x) 7054.6 N uygulandığı görülmektedir.



Şekil 4.43: Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvet.

Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen YTK'nin her 3 eksenindeki bileşenlerinin toplamı ile sıçrama bacağı kalça eklemine hesaplanan kuvvetlerin 3 eksenindeki toplamı Şekil 4.44'de gösterilmiştir. YTK'lerinin toplamı ile kalça eklemine hesaplanan kuvvetlerin toplamının benzer davranış gösterdiği ve YTK'lerinin toplamının (10978 N) kalça eklemine hesaplanan kuvvetlerin toplamından (8284 N) daha büyük olduğu görülmektedir.



Şekil 4.44: YTK toplamı ile sıçrama bacağı kalça eklemde hesaplanan kuvvetlerin toplamının karşılaştırılması.

Yerden çıkış evresinde kuvvet platformundan ölçülen tork değerlerinden (global eksen) hareketle ters dinamik analiz yöntemiyle üyelerin distal ve proksimaline uygulanan torklar hesaplanmıştır. Yerden çıkış evresinde kuvvet platformundan ölçülen tork değerleriyle lokal eksen sistemine göre hesaplanan torkların minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.8: Lokal eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimalinde meydana gelen torkun minimum ve maksimum değerleri.

	Tork (Nm)					
	M _x		M _y		M _z	
	min	maks	min	maks	min	maks
Kuvvet platformundan ölçülen	-0.06	-370.68	-0.03	355.12	0.00	-189.12
S.B. Ayak distal	0.04	297.56	0.63	355.12	0.04	251.53
S.B. Ayak proksimal	0.02	360.30	-0.09	1427.40	0.04	251.50
S.B. Alt bacak distal	-0.04	-255.20	-0.12	-1408.10	-0.01	446.20
S.B. Alt bacak proksimal	-1.38	797.40	-0.12	1230.20	0.00	449.70
S.B. Üst bacak distal	-0.43	387.00	0.81	-1219.30	0.22	759.70
S.B. Üst bacak proksimal	-0.22	-444.40	5.33	1721.70	0.01	744.30
Ü.Ü.KM Kalçaya etksi	-0.08	64.05	-160.09	-237.79	-53.13	-89.46
S.B. Kalça eklemi toplam	0.36	351.60	-0.08	1548.80	0.51	681.00

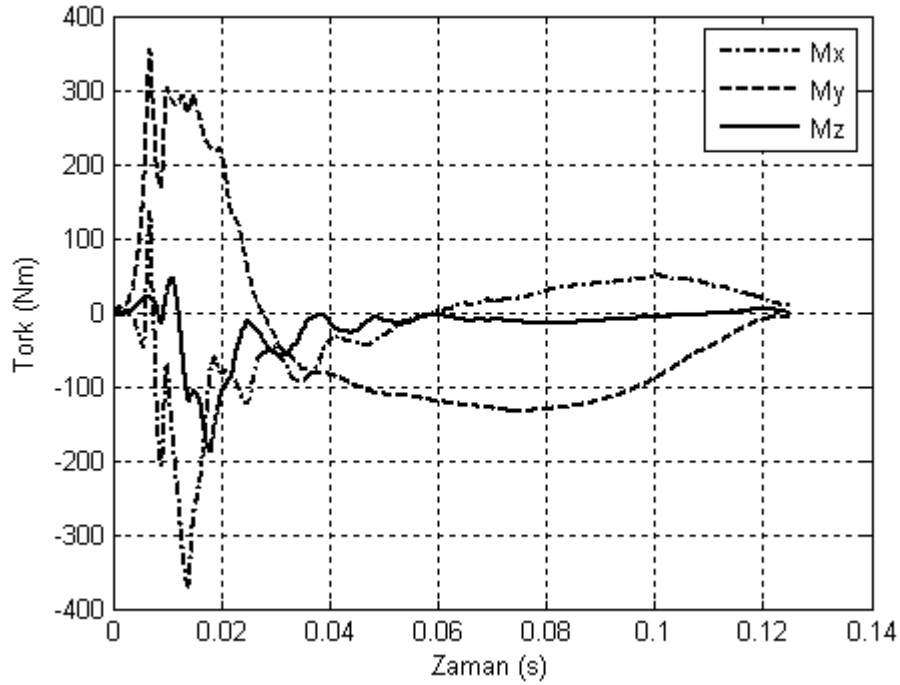
Negatif moment saat yönünde, pozitif moment saat yönünün tersinedir.

S.B. : Sıçrama bacağı.

Ç.B. : Çekme bacağı.

Ü.Ü.K.M. : Üst üyeler kütle merkezi.

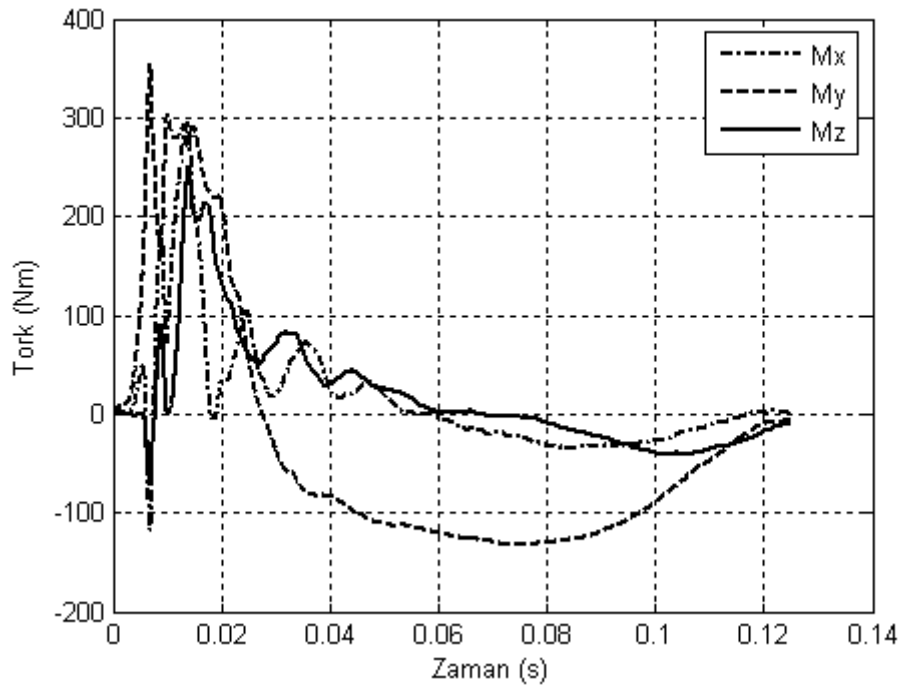
Yerden çıkış evresinde global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen torkun yatay, derinlik ve dikey bileşenleri Şekil 4.45’de gösterilmiştir. En fazla tork değeri yatay ekseninde (M_x) kaydedilirken -370.68 Nm, derinlik ekseninde de (M_y) yatay eksene yakın tork değeri 355.12 Nm meydana gelmiştir. En küçük tork değeri dikey ekseninde (M_z) -189.12 Nm meydana gelmiştir.



Şekil 4.45: Kuvvet platformundan ölçülen tork.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama ayağının distalinde meydana gelen tork Şekil 4.46'da gösterilmiştir. Sıçrama ayağının distalinde meydana gelen tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) 355.12 Nm, daha sonra yatay ekseninde (M_x) 297.56 Nm son olarak da dikey ekseninde (M_z) 251.53 Nm meydana gelmiştir.

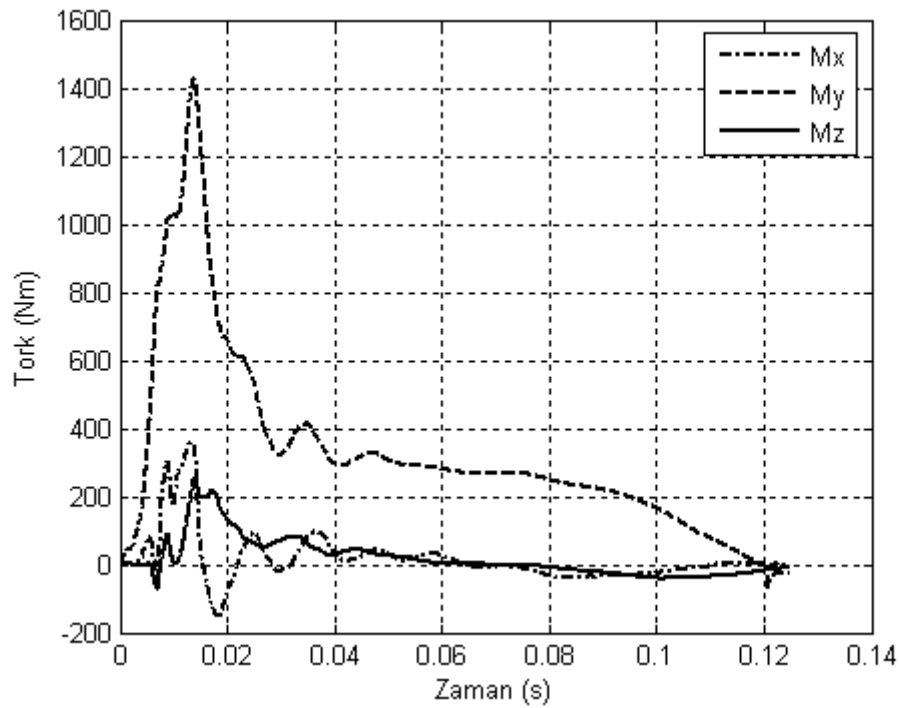
Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen tork değerleriyle lokal eksen sistemine göre sıçrama ayağının distalinde hesaplanan tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ekseninde (X) sıçrama ayağının distalinde, kuvvet platformundan ölçülen tork değerinin tersine bir döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü azalmıştır. Derinlik ekseninde (Y) kuvvet platformundan ölçülen tork değeriyle sıçrama ayağının distalinde hesaplanan tork değerleri aynı davranışı göstermektedir. Dikey ekseninde (Z) de yatay ekseninde olduğu gibi sıçrama ayağının distalinde, kuvvet platformundan ölçülen tork değerinin tersine bir döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü artmıştır.



Şekil 4.46: Sıçrama ayağının distalinde meydana gelen tork.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama ayağının proksimalinde meydana gelen tork Şekil 4.47’de gösterilmiştir. Sıçrama ayağının proksimalinde meydana gelen tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) 1427.4 Nm, daha sonra yatay ekseninde (M_x) 360.3 Nm son olarak da dikey ekseninde (M_z) 251.53 Nm meydana gelmiştir. Sıçrama ayağının proksimalinde derinlik ekseninde büyük bir tork artışı olduğu görülmektedir.

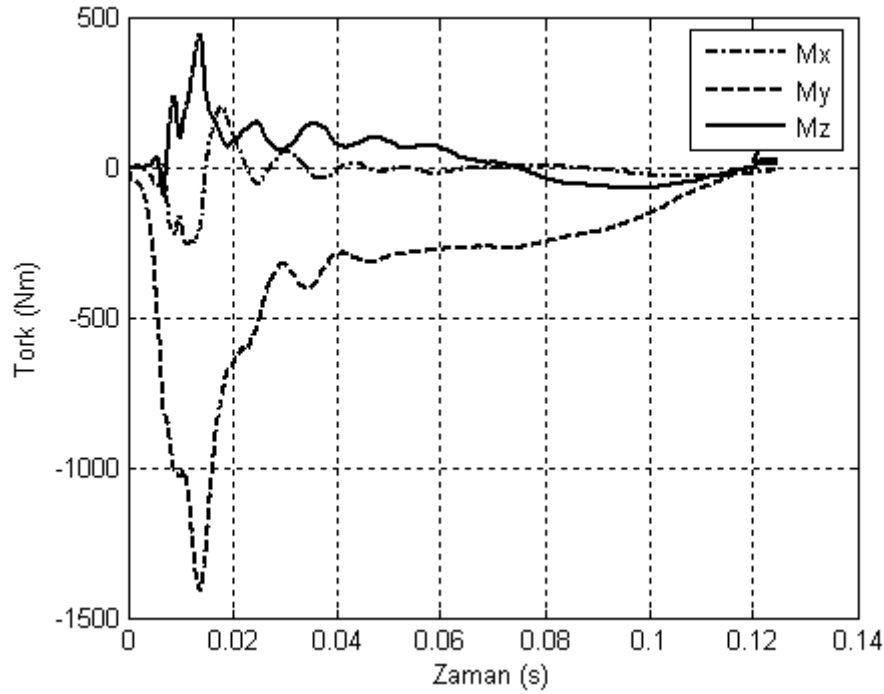
Sıçrama ayağının distaliyle proksimalinde hesaplanan tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ve derinlik ekseninde (X ve Y) sıçrama ayağının proksimalinde, distalinde hesaplanan tork değerleriyle aynı yönde döndürme etkisi vardır ve her iki ekseninde de büyüklüğü artmıştır. Fakat derinlik eksenindeki tork artışı oldukça fazladır. Dikey ekseninde (Z) sıçrama ayağının proksimalinde ve distalinde hesaplanan tork değeri aynı davranışı göstermektedir.



Şekil 4.47: Sıçrama ayağının proksimalinde meydana gelen tork.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı altbacağın distalinde meydana gelen tork Şekil 4.48’de gösterilmiştir. Altbacağın distalinde meydana gelen tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) -1408.1 Nm, daha sonra dikey ekseninde (M_z) 446.2 Nm son olarak da yatay ekseninde (M_x) -255.2 Nm meydana gelmiştir.

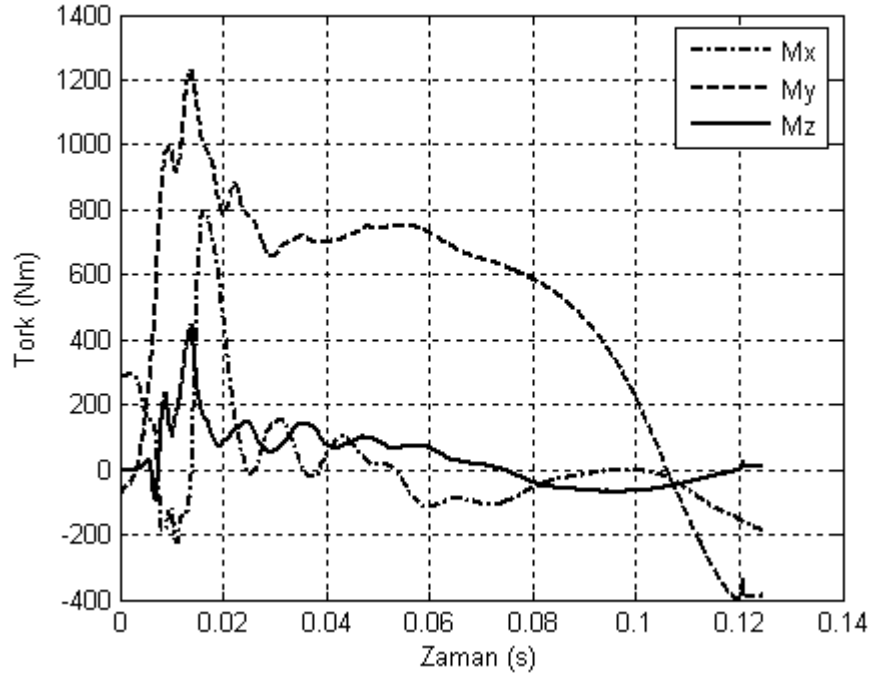
Sıçrama ayağının proksimaliyle altbacağın distalinde hesaplanan tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ve derinlik ekseninde (X ve Y) altbacağın distalinde, sıçrama ayağının proksimalinde hesaplanan tork değerlerinin tersine bir döndürme etkisi vardır ve her iki ekseninde de büyüklüğü azalmıştır. Dikey ekseninde (Z) altbacağın distalinde, sıçrama ayağının proksimalinde hesaplanan tork değeriyle aynı yönde döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü artmıştır.



Şekil 4.48: Sıçrama bacağı altbacağı distalinde meydana gelen tork.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı altbacağı proksimalinde meydana gelen tork Şekil 4.49’da gösterilmiştir. Altbacağı proksimalinde meydana gelen tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) 1230.2 Nm, daha sonra yatay ekseninde (M_x) 797.4 Nm son olarak da dikey ekseninde (M_z) 449.7 Nm meydana gelmiştir.

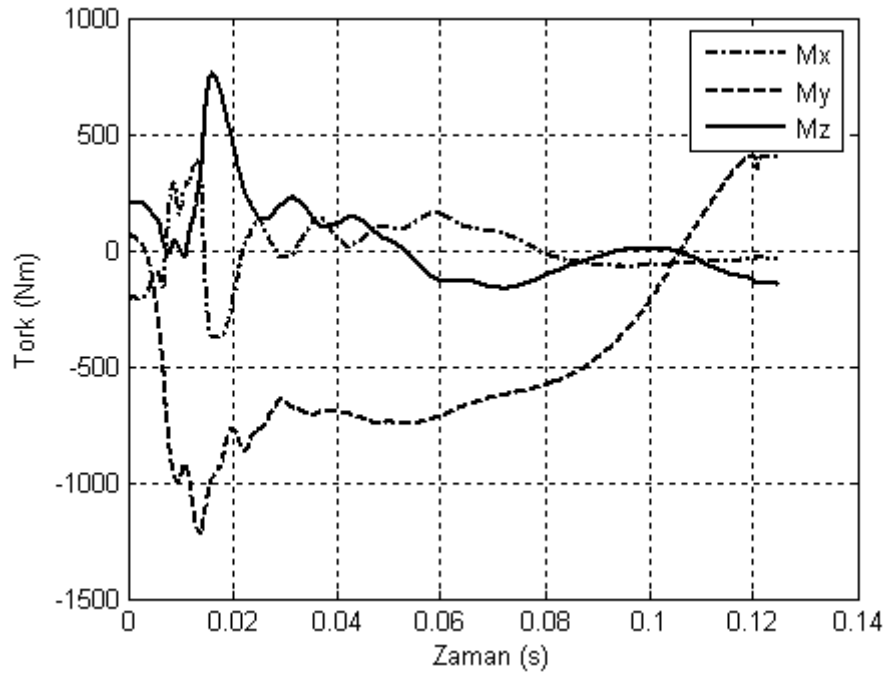
Sıçrama bacağı altbacağı distaliyle proksimalinde hesaplanan tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ekseninde (X) altbacağı proksimalinde, distalinde hesaplanan tork değeriyle aynı yönde döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü artmıştır. Derinlik ekseninde (Y) altbacağı proksimalinde, distalinde hesaplanan tork değerinin tersine bir döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü azalmıştır. Dikey ekseninde (Z) altbacağı proksimalinde ve distalinde hesaplanan tork değeri aynı davranışı göstermektedir.



Şekil 4.49: Sıçrama bacağı altbacağı proksimalinde meydana gelen tork.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı üstbacağı distalinde meydana gelen tork Şekil 4.50’de gösterilmiştir. Üstbacağı distalinde meydana gelen tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) 1219.3 Nm, daha sonra dikey ekseninde (M_z) 759.7 Nm son olarak da yatay ekseninde (M_x) 387 Nm meydana gelmiştir.

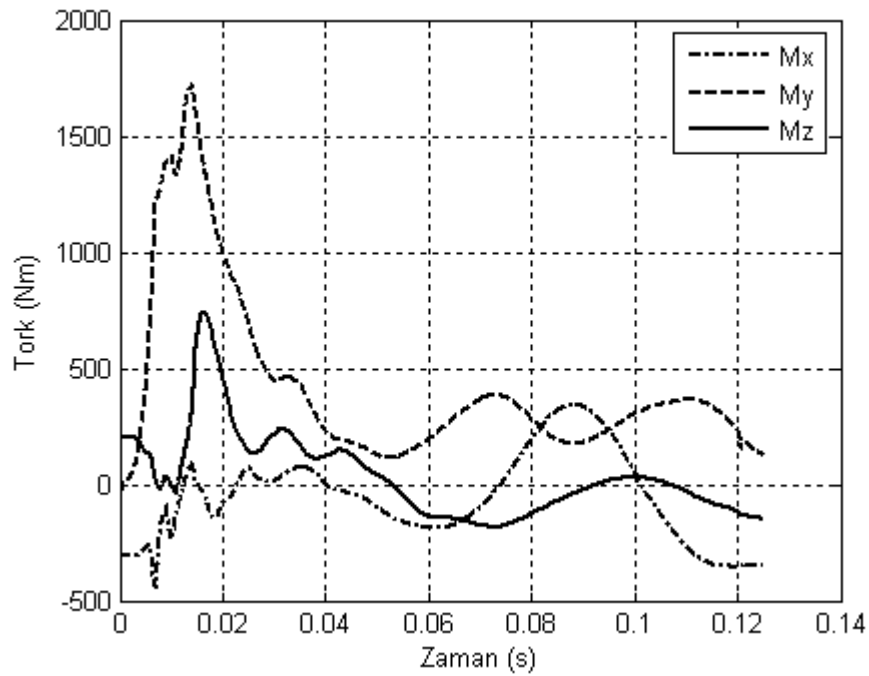
Sıçrama bacağı altbacağı proksimaliyle üstbacağı distalinde hesaplanan tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ve derinlik ekseninde (X ve Y) üstbacağı distalinde, altbacağı proksimalinde hesaplanan tork değerlerinin tersine bir döndürme etkisi vardır ve her iki ekseninde de büyüklüğü azalmıştır. Dikey ekseninde (Z) üstbacağı distalinde, altbacağı proksimalinde hesaplanan tork değeriyle aynı yönde döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü artmıştır.



Şekil 4.50: Sıçrama bacağı üstbacağı distalinde meydana gelen tork.

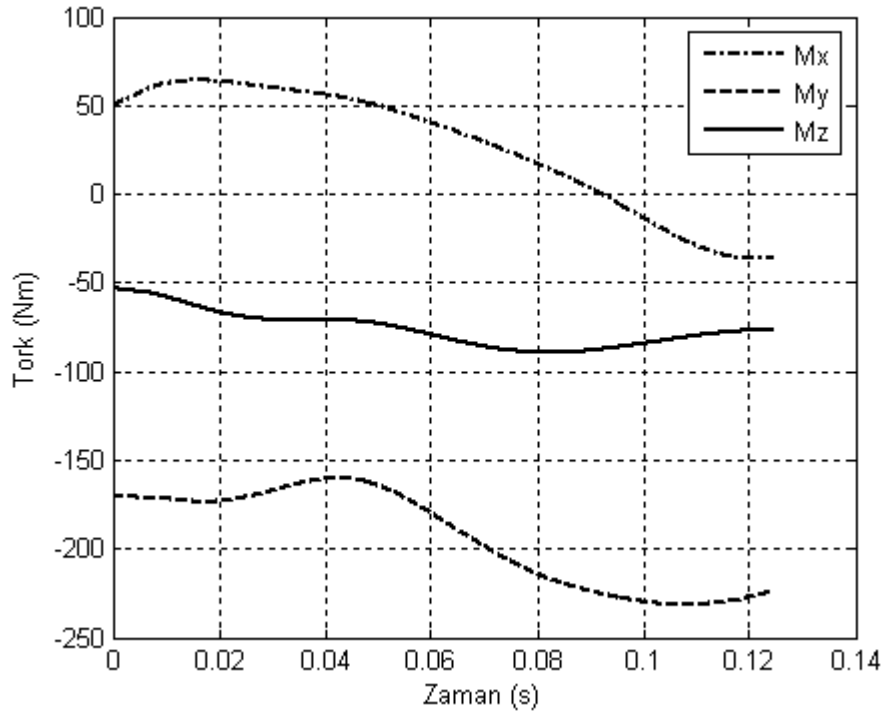
Lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı üstbacağı proksimalinde meydana gelen tork Şekil 4.51'de gösterilmiştir. Üstbacağı proksimalinde meydana gelen tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) 1721.7 Nm, daha sonra dikey ekseninde (M_z) 744.3 Nm son olarak da yatay ekseninde (M_x) -444.4 Nm meydana gelmiştir.

Sıçrama bacağı üstbacağı distaliyle proksimalinde hesaplanan tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ve derinlik ekseninde (X ve Y) üstbacağı proksimalinde, distalinde hesaplanan tork değerlerinin tersine bir döndürme etkisi vardır ve büyüklüğü artmıştır. Dikey ekseninde (Z) üstbacağı proksimalinde büyüklüğü azda olsa azalmasına rağmen, distalinde hesaplanan tork değeriyle aynı davranışı göstermektedir. Yerden çıkışın sonlarında üstbacağı proksimalinde yatay ekseninde döndürme etkisinin büyüklüğü artmıştır.



Şekil 4.51: Sıçrama bacağı üstbacağıın proksimalinde meydana gelen tork.

Lokal eksen sistemine göre üst üye kütle merkezi kuvvetlerinin sıçrama bacağı kalça eklemine meydana getirdiği tork Şekil 4.52’de gösterilmiştir. Üst üye kütle merkezi kuvvetlerinin sıçrama bacağı kalça eklemine meydana getirdiği tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) -237.79 Nm, daha sonra dikey ekseninde (M_z) -89.46 Nm son olarak da yatay ekseninde (M_x) 64.05 Nm meydana gelmiştir.

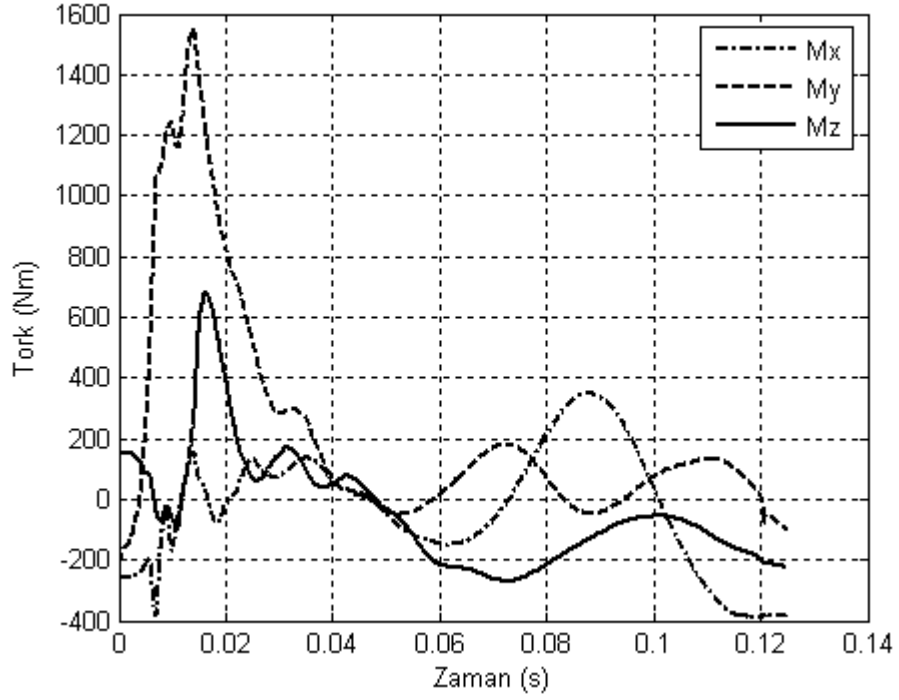


Şekil 4.52: Üst üye kütle merkezi kuvvetlerinin sıçrama bacağı kalça eklemine meydana getirdiği tork.

Lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine hesaplanan toplam tork Şekil 4.53'de gösterilmiştir. Kalça eklemine hesaplanan toplam tork değerleri büyüklüğüne göre değerlendirilecek olursa, en fazla tork değeri derinlik ekseninde (M_y) 1548.8 Nm, daha sonra dikey ekseninde (M_z) 681 Nm son olarak da yatay ekseninde (M_x) -351.6 Nm meydana gelmiştir.

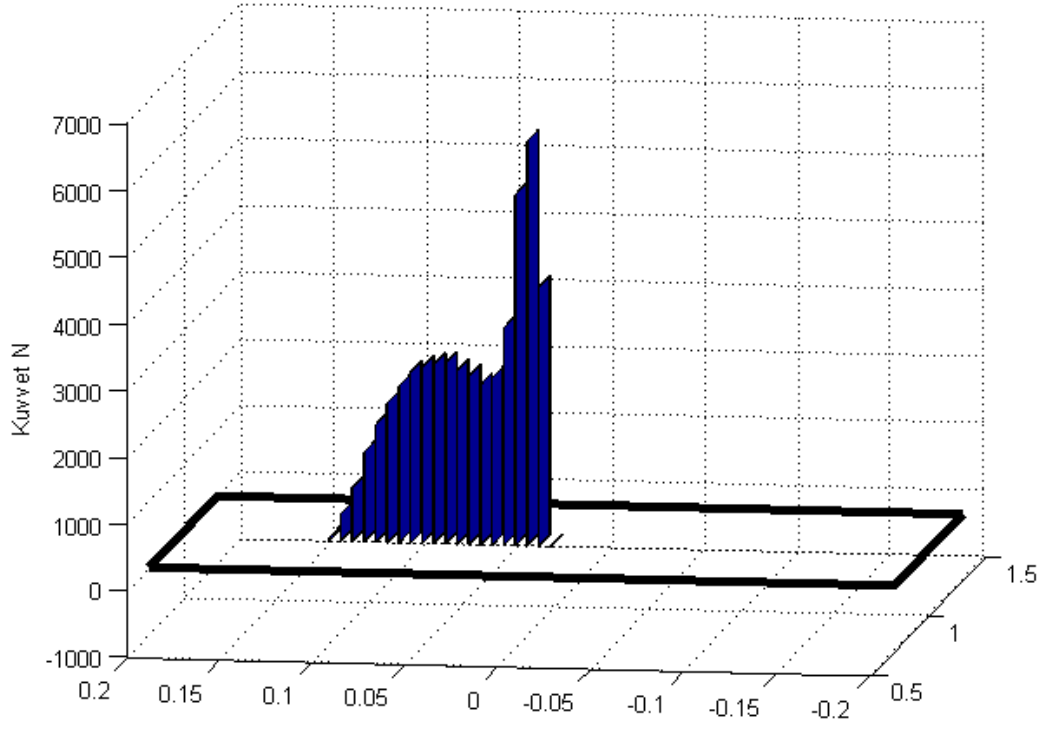
Yerden çıkış evresinde global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen tork değerleriyle lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine hesaplanan toplam tork değerleri karşılaştırıldığında, yatay ekseninde (X) kuvvet platformundan ölçülen tork değerinin (-370.68 Nm) kalça eklemine hesaplanan tork değerinden (-351.6 Nm) daha büyük olduğu görülmektedir. Derinlik ekseninde ise (Y) kalça eklemine hesaplanan tork değerinin (1548.8 Nm) kuvvet platformundan ölçülen tork değerinden (355.12 Nm) oldukça büyük olduğu görülmektedir. Dikey ekseninde de (Z) derinlik ekseninde olduğu gibi kalça eklemine hesaplanan tork

değerinin (681 Nm) kuvvet platformundan ölçülen tork değerinden (-189.12 Nm) oldukça büyük olduğu görülmektedir.



Şekil 4.53: Sıçrama bacağı kalça eklemine meydana gelen toplam tork.

Kuvvet vektörünün kuvvet platformu yüzeyindeki yörüngesi Şekil 4.54'te gösterilmiştir.



Şekil 4.54: Kuvvet vektörünün kuvvet platformu yüzeyindeki yörüngesi.

5. TARTIŞMA

Literatürde uzun atlamamın teorisi ve uygulamalarını gösteren birçok çalışma vardır. Bu çalışmalar 3 gruba ayrılabilir. Literatürdeki çalışmaların büyük bölümünü teşkil eden birinci grup çalışmalar tanımlayıcı nitelikte olup hareket analizi ile eklem kinematiklerinin incelendiği çalışmalardır (27, 31, 32, 38, 44, 51). İkinci grup, birinci gruptaki eklem kinematiklerini inceleyen çalışmalara ilaveten yerden çıkış evresinde, yer tepki kuvvet ve momentlerinin de incelendiği kinetik analizleri içeren çalışmalardır (4, 41, 67). Son grup ise özellikle yerden çıkış evresinin dinamiklerinin incelendiği ve sıçrama bacağına farklı yöntemlerle modellenerek (yay-damper modeli, matematik model gibi) yer tepki kuvvetlerinin hesaplandığı çalışmalardır (26, 58, 59, 61, 64, 65). Fakat literatürde uzun atlamamın yerden çıkış evresinde 3 boyutlu dinamik modele ve sıçrama bacağı eklemlerindeki kuvvet ve torkların tartışıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmada uzun atlamamın yerden çıkış evresinde sıçrama bacağı üç boyutlu bağlantılı katı cisim modeli ile incelenmiştir. Yerden çıkış evresinde uygulanan teknik simetrik bir hareket olmadığı için, çalışmaya vücudu oluşturan tüm üyelerden yola çıkılmış, ancak modele, vücut üst üyelerinin hesaplanan kütle merkezi tek bir noktaymış gibi kabul edilerek, sıçrama ve çekme bacağı ise tümüyle dahil edilmiştir. Kuvvet platformundan ölçülen kuvvet ve tork değerlerinden hareketle üyeler arası üç boyutlu eklem kuvvet ve torkları, global ve lokal eksen sistemine göre ters dinamik analiz yöntemiyle kinematik verilerden hesaplanmıştır.

5.1. Kinematik Analizler

Uzun atlamada atlayıcının hareketlerinin sıraya koyulması ve koordinasyonu, yayla sıkıştırılmış ve biraz sonra fırlatılacak tek tekerlekli bir bisiklet sürücüsünün hareketine benzetilebilir. Uzun atlayıcı bisiklet sürücüsünde olduğu gibi, yerden çıkış evresinin hemen öncesinde ve yerden çıkış evresi süresince hassas bir dengeye sahip olmalı, alt bacak, üst bacak, kalça ve gövde arasındaki doğru ilişkiyi sergileyebilmelidir (27).

Yerden çıkış evresinin başlangıcından bitimine kadar vücut sıçrama ayağının üzerinde ileri hareket ederken hafifçe yükselir. Literatürde bu mesafe 0.90 ile 1.21 m olarak bildirilmiştir (11, 27, 31, 44). Bu çalışmada atletin vücut kütle merkezi 0.96 m

ileriye (X eksen), 0.012 m sola (Y eksen) ve 0.28 m yukarıya (Z eksen) doğru hareket etmiştir. Atletin kütle merkezinin derinlik eksenindeki (Y) 0.012 m'lik sola doğru hareketi dikkate alınırrsa hemen hemen düz bir hatta hareket ettiği söylenebilir.

Uzun atlamanın yerden çıkış evresi kendi içinde de 3 safhaya ayrılabilir. Birinci safha (yerden çıkış evresinin başlangıcı 0 ile 0.015 s), diz eklem açısında küçük değişikliklerin olduğu başlangıç safhasıdır. Bu safhada vücut kütle merkezinin yörünge açısı 64° ile 69° arasında olmalıdır. Daha büyük veya daha küçük açılarda gerçekleştirilecek sıçramalarda kütle merkezinin öne veya geriye doğru eğilmesinden dolayı atlama performansı düşecektir (51). Atletin kütle merkezi yörünge açısı 64.7° bulunmuştur.

İkinci safha (0.015 ile 0.05 s), (ekzentrik, yumuşatma, sıkıştırma veya sönümlenme olarak çeşitli şekillerde tanımlanan) diz eklem açısının azalmaya başlamasını içeren safhadır ve yere vuruş sırasında meydana gelen etkinin emilimi gerçekleştirilir. Literatürde sıkıştırma safhasında sıçrama bacağı diz fleksiyon açısının 145° ile 150° arasında, çekme bacağının diz fleksiyon açısının 65° olması gerektiği bildirilmiştir (37, 11). Çalışmada sıçrama bacağı diz fleksiyon açısı 140.5° , çekme bacağı diz fleksiyon açısı 42° bulunmuştur. Çekme bacağının pozisyonu, sıçrama ayağının destek anıyla çok fazla ilişkilidir. Atletin sıçrama bacağının diz fleksiyon açısı literatürde bildirilen diz fleksiyon açısından daha küçüktür. Sıçrama bacağı aşırı fleksiyon meydana gelecek olursa, sıçrama bacağının ekstensiyonu gecikecek ve yerden çıkış yüksekliği azalacaktır.

Üçüncü ve son safha ise (0.05 ile 0.12 s) (konsantrik veya üzerinde yükselme olarak tanımlanan) diz eklem açısının artmaya başladığı safhadır. Bu safhada konsantrik safhanın sonunda yerden çıkışın yükseklik ve hız değerleri ile kütle merkezinin yükseklik ve hız değerleri (başka bir deyişle uçuş mesafesi) belirlenir (27). Bu safhada vücut kütle merkezinin yörünge açısı 73° ile 83° arasında olmalıdır. Birinci safhada olduğu gibi daha büyük veya daha küçük açılarda gerçekleştirilecek sıçramalarda atlama performansı düşecektir (51). Atletin kütle merkezi yörünge açısı 65.8° bulunmuştur. Bulunan yörünge açı değeri literatürde bildirilenden daha küçüktür.

Uzun atlamada asıl amaç, yaklaşma koşusunda maksimum hıza ulaşmak ve yerden çıkış evresinde yatay ekseninde hızda azalma olmadan sıçrama tahtasından ayrılabilirdir. Fakat literatürde yerden çıkış evresinde atletin yaklaşma koşu hızının 1 ile 2 m.s⁻¹ veya daha fazla azalmanın meydana geldiği bildirilmektedir. Bu yaklaşma koşu hızında %9 ile 18'lik bir azalmaya karşılık gelmektedir (30, 51). Çalışmada atletin KM'nin yatay ekseninde atlama tahtasına giriş hızı 8.72 m.s⁻¹, çıkış hızı 7.16 m.s⁻¹ olarak bulunmuştur. Atletin kütle merkezinin hız kaybı 1.56 m.s⁻¹'dir ve %17.8'lik bir azalmaya karşılık gelmektedir. Dünya klasmanındaki bazı atletlerin tahtaya giriş ve tahtadan çıkış hızlarının 10.4 m.s⁻¹ ile 8.9 m.s⁻¹ olduğu bildirilmiştir (30). Los Angeles ve Seul Olimpiyatlarına katılan uzun atlayıcıların tahtadan çıkış hızlarının sırasıyla 8.6 m.s⁻¹ ve 8.5 m.s⁻¹ olduğu bildirilmiştir (44). Atletin kütle merkezinin yatay eksenindeki hızı azalırken, yerden çıkış evresi süresince dikey eksenindeki hızı artmaktadır (3.2 m.s⁻¹). Yerden çıkış evresinde yatay-dikey hız oranının yaklaşık olarak 2:1 veya 3:1 olması ve bu orana uygun çıkış açısının da sırasıyla 26.6⁰ ve 18.4⁰ olması gerektiği bildirilmiştir. En iyi çıkış açısı değerinin ise 18⁰ ile 22⁰'lik ortalama açı değeri olduğu bildirilmiştir (11, 51). Çalışmada atletin kütle merkezinin yatay-dikey hız oranı 2.2:1, çıkış açısı da 24.2⁰ olarak bulunmuştur. Açı değeri 20⁰ ile 22⁰'den fazla olduğu için yaklaşma koşu hızının önemi artmaktadır.

Uzun atlama dönüşümsüz, birleşik becerili bir harekettir. Yani dönüşümlü bir hareketten sonra dönüşümsüz bir hareketin yapılmasının sonucunda ortaya çıkar (7). Dolayısıyla hareketin herhangi bir anında sürekli dengenin olduğu durumdan söz edilemez. Atletin değişen hareketin her yeni durumuna uyum sağlaması gerekir. Hareketin herhangi bir anındaki aksama hareketin kendi içerisinde uyumsuzluğu ortaya çıkaracaktır. Hareket sırasında öne rotasyonun etkilerini en aza indirmek için vücut üyelerinin hareket ritmine uyumu önemlidir. Bu bağlamda yerden çıkış evresinde atletin sol ve sağ üstkolun KM ile sol ve sağ önkolun KM'nin yatay eksenindeki (X) yer değiştirme verileri incelendiğinde hareketlerde simetrisinin olduğu söylenebilir. Yerden çıkış evresi süresince sol üstkolun KM öne-arkaya 1.34 m, sağ üstkolun KM 0.78 m, sol önkolun KM 1.51 m ve sağ önkolun KM'i 0.6 m yer değiştirmiştir. Derinlik ekseninde (Y) ise sol ve sağ üstkolun KM ile sol ve sağ önkolun KM yer değiştirme verileri benzer davranış göstermektedir. Yerden çıkış evresi süresince sol üstkolun KM sola-sağa 0.086 m, sağ üstkolun KM 0.04 m, sol

önkolun KM 0.20 m ve sağ önkolun KM 0.25 m yerdeğiştirmiştir. Dikey ekseninde ise (Z) sol ve sağ üstkolun KM (sırasıyla 1.2 m, 1.2 m) ile sol ve sağ önkolun KM'nin (sırasıyla 1.01 m, 0.99 m) yerden çıkış evresine aynı yükseklikte başlamıştır. Sol üst kolun KM sağ üst kolun KM'ne göre yerden çıkış evresinin başlangıcından hemen sonra alçalmış fakat daha sonra sağ üst kolun KM ile benzer davranış göstererek yerden çıkış evresinin sonunda hemen hemen aynı yükseklikte bitirmiştir (sırasıyla 1.54 m, 1.52 m). Sol önkolun KM ile sağ önkolun KM ise yerden çıkış evresi süresince benzer davranış göstermelerine rağmen yerden çıkış evresinin sonunda farklı yükseklik değerlerine ulaşmışlardır (sırasıyla 1.56 m, 1.4 m).

Kinematik analizler sonucunda, yerden çıkış evresinde atletin vücut üyelerinin (sol-sağ üstkol, sol-sağ önkol ve çekme bacağı üst-altbacağı) yatay eksenindeki hareketleri, atletin yaklaşma koşusunda kazandığı yatay hızla sıçrama tahtasına basması sonucu derinlik ekseninde meydana gelen öne doğru dönmenin etkilerini yerden çıkış performansını artırmak için kullandığı söylenebilir. Derinlik ekseninde çekme bacağı hareketi sonucu dikey ekseninde meydana gelebilecek dönme, sol-sağ üstkol ve sol-sağ önkolun hareketleriyle önlenmektedir. Dikey ekseninde ise vücut üyelerinin hareketi, yaklaşma koşusuyla kazanılan yatay hızı dikey hıza çevirmek için kullanılmıştır.

Bu çalışmada elde edilen kinematik analizlerin sonuçları ile literatürde bildirilen sonuçlar karşılaştırılırken, bu çalışmanın deneysel bir çalışma olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmaya katılan atletin üzerine yerleştirilen işaretçiler ve atletin yerden çıkış için, sıçrama tahtasına değil de kuvvet platformuna basması atlama performansını olumsuz yönde etkilemiş olabilir. Bu etkenler, çalışmada elde edilen kinematik sonuçlarla literatürde bildirilen kinematik sonuçlar arasındaki farklılıkların kaynağı olabilir.

5.2. Kinetik Analizler

5.2.1. Yer Tepki Kuvveti

Uzun atlamanın başlangıcından yerden çıkış evresine kadar olan yaklaşma koşusunun amaçlarından birisi ivmelenme safhası boyunca maksimum hız üretmektir. Bu açıdan bakıldığında yaklaşma koşusunun sürat koşusuyla büyük benzerlik

gösterdiği söylenebilir. Tipik bir koşu döngüsü (topuktan başlayıp parmak ucunda sonlanan) sırasında ayağın yere vuruşu (impact) sonrasında çok kısa bir süre içinde dikey yer tepki kuvvetinde hızlı bir artış meydana gelir ve yaklaşık olarak 0.025 s içinde maksimum değerine ulaşır. Ayağın bu vuruş kuvveti alt üyelerin bir kısmını zirve ivme değerlerine ulaştırır. Ayağın yere vuruşu sonrasında oluşan zirve ivme değerleri iskelet sistemi yoluyla bacadan kafaya kadar bütün üyelere iletilir. Lokal üye zirve ivme değerleri vücudun yukarısına taşınarak her üyede birbiri arkasından sarsılma (şiddetli darbe) meydana getirir (13).

Sabit hızda sürat koşusu sırasında, artan koşu hızına bağlı olarak yatay ve dikey kuvvetinde artacağı bildirilmiştir. Yavaş koşu temposunda veya koşu hızının artışında küçük değişikliklerin olduğu koşularda, iç-dış (mediolateral) kuvvetlerin vücut ağırlığının 1/3'den daha az olduğu bildirilmiştir (48).

Sürat koşularında genellikle her iki temas safhasında (frenleme ve itici güç) dikey kuvvet değerleri yatay kuvvet değerlerinden daha büyüktür. Yatay frenleme kuvveti ve frenleme zamanı, ayağın yere vuruşu sırasında hız kaybından kaçınmak için oldukça kısa olmalıdır. Amaç, frenleme safhasında sonuç (bileşke) kuvvetin yönünü mümkün olduğu kadar dikey ekseninde, itici güç safhasında ise mümkün olduğu kadar yatay ekseninde olmasını sağlamaktır (48).

Ortalama toplam frenleme kuvveti artan koşu hızıyla artmaktadır. Submaksimal hızda ($4.95 \pm 0.46 \text{ m.s}^{-1}$) frenleme kuvvetinin ortalama değeri $1314 \pm 59 \text{ N}$ 'a ulaşmıştır. $10.91 \pm 0.34 \text{ m.s}^{-1}$ koşu hızında yatay ekseninde toplam pençeleme kuvveti $2257 \pm 55 \text{ N}$ olarak ölçülmüştür. Zirve kuvvet değerleri supramaksimal koşu hızında iken frenleme safhasında meydana gelmiştir. Zirve kuvvet değerleri vücut ağırlığının 4.6 katına eşittir (48).

Çalışmada atletin uzun atlamanın yaklaşma koşusundan sonra yerden çıkış evresine girişte sıçrama ayağını yere vuruşu sonrasında, sürat koşusunda olduğu gibi, dikey ve yatay kuvvet değerlerinde (sırasıyla 6290.5 N ve -4390.3 N) büyük artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.29). Sağa-sola (iç-dış) kuvvetlerde de artma (1278.4 N) olmasına rağmen, bu artış büyüklük olarak dikey ve yatay kuvvet değerleri kadar değildir. Literatürde dikey kuvvet değerleri 4900 ile 11770 N arasında, yatay kuvvet

değerleri 1500 ile 4900 N arasında, iç-dış kuvvet değerlerinin ise 600 ile 2900 N arasında bildirilmiştir (27).

Kuvvet platformundan ölçülen YTK bileşenleri incelendiğinde, dikey zirve kuvvet değerlerinin bir plato çizdiği görülmektedir. Dikey kuvvetin ilk zirve değerinden sonra azalıp tekrar ikinci zirve değeri yapması, sıçrama ayağının yere vuruşuna tepki olarak, yerinde sıçrama ayağına kuvvet uygulaması şeklinde açıklanabilir. Çok kısa bir sürede gerçekleşen bu olay sonucu dikey kuvvet değerinde azalma gözlenmiştir. Yerinde sıçrama ayağına uyguladığı tepki kuvvetinin amortizasyonundan sonra sıçrama ayağıyla yere uygulanan kuvvetin devam etmesiyle ikinci zirve değeri kaydedilmiştir.

Gerritsen ve diğ.'nin (20) yaptıkları bir benzetim (simülasyon) çalışmasında, yerle temas sırasında aşırı fleksiyonda olan dizde zirve vuruş kuvvetinin her fleksiyon açısı için yaklaşık olarak 68 N azalacağını bildirmişlerdir. Bu çalışmada dikey kuvvet (Şekil 4.28) 0.04. s'ye kadar, sıçrama bacağı diz fleksiyon açısı (Şekil 4.9) ve vücut KM yörünge açısının (Şekil 4.12) azalmasına bağlı olarak azalmıştır. 0.55. s'den sonra diz fleksiyon açısı ve vücut KM yörünge açısının artmasına bağlı olarak dikey kuvvet de artmıştır. Yatay kuvvet yerden çıkış evresinin başlangıcından 0.08. s'ye kadar (frenleme kuvveti) azalarak 0.08. s'de sıfırlanmış ve sonrasında yerden çıkış evresinin sonuna kadar ters yönde artmıştır (itici kuvvet).

Kuvvet vektörünün sıçrama ayağının altında veya sıçrama ayağıyla çekme bacağı arasında sıçrama ayağına yakın bir konumda olması beklenen bir durumdur. Kuvvet vektörünün ve sıçrama ayağının platform yüzeyindeki yörüngesi (Şekil 4.54) incelendiğinde, sıçrama ayağının konumundan, yerden çıkış evresinin başlangıcında ayak sıçrama tahtasının dışına (sola) doğru basmaktadır. Daha sonra ayağın konumu sabit kaldığı ve yerden çıkış evresinin sonunda tahtadan ayrılırken ayağın içe (sağa) doğru hareket ederek hemen hemen başlangıç konumuna geldiği görülmektedir. Bu bulgu atletin yere uyguladığı iç-dış kuvvetin davranışıyla (Şekil 4.28) da desteklenmektedir. İç-dış kuvvetler sıçrama ayağının tahtayla ilk temasında pozitif yönde, ayak tabanının tamamen teması sonrası da negatif yönde artmıştır. Kuvvet vektörünün platform üzerindeki yörüngesi ise sıçrama ayağı yörüngesine benzer davranış göstermektedir. Sıçrama ayağı tahtada sabitlenene kadar kuvvet vektörü

sıçrama ayağına daha yakinken, ayağın sabitlenmesinden sonra kuvvet vektörü ayaktan uzaklaşmış ve sıçrama ayağı gibi belli bir süre sabit kalmıştır. Kuvvet vektörü yerden çıkış evresinin sonunda tekrar başlangıç konumuna dönmüştür. Kuvvet vektörünün bu davranışı, yerden çıkış evresinde vücut üyelerinin hareketleriyle açıklanabilir. Özellikle çekme bacağı ve kolların hareketleri kuvvet vektörünün konumunu sıçrama bacağının konumundan uzaklaştırarak biraz daha merkeze kaydırmıştır.

5.2.2. Eklem Kuvvet ve Momentleri

Çoklu üyeden meydana gelen bir vücut ile katı yüzey arasında meydana gelen bir çarpışma üye ivmelerinin kompleks (karmaşık) bir modelini meydana getirir. Her üyenin ivmelenmesi o üyeye uygulanan kuvvete bağlıdır. Çünkü yerden uygulanmaya başlayan kuvvet kas iskelet sistemiyle yukarı doğru iletilirken, kuvvetin uygulama noktasından daha uzakta olan üyelere kısmen daha az kuvvet uygulanacaktır. Dolayısıyla daha az ivmelenmeye maruz kalacaklardır. Üyelerin ivmelenmeleri, üyelerin geometrisine, eklemlerin sertliğine (katılığına), üyelerin şeklinin bozulmasına (deformasyonuna), üyelerin kütlelerine ve üyelerin eylemsizlik momentlerine bağlıdır (13).

Yerden çıkış evresinde global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen kuvvetlerden hareketle sıçrama bacağı ayakucu, ayak bileği, diz ve kalça eklemine uygulanan kuvvetler hesaplanmıştır. Toplam kuvvet, vücut kütlesi ve KM ivmelenmesi arasındaki ilişki Newton'un 2. kanunuyla açıklanabilir. Her 3 eksendeki kuvvet değerleri, YTK ile aynı davranışı sergilemekte ve ayakucundan kalça eklemine kadar azda olsa giderek azalmaktadır.

Global eksen sistemine göre çekme bacağı ayak bileği, diz ve kalça eklemine uygulanan kuvvetler ayak, alt bacak ve üstbacağın ağırlıkları ile üyelerin KM'lerinin doğrusal ivmelerinden hesaplanmıştır. Çekme bacağı kalça eklemine en fazla kuvvet dikey ekseninde uygulanmaktadır 122.12 N (Şekil 4.33). Çekme bacağı üyelerinin (ayak, alt bacak ve üst bacak) ağırlıklarının toplamı 11.19 kg'dır. Üyelerin ağırlıklarının toplamı dikkate alındığında kalça eklemine uygulanan dikey kuvvet değeri anlam kazanmaktadır. Yatay ve derinlik ekseninde uygulanan kuvvet değerleri oldukça küçüktür.

Üst üyelerin KM'ne uygulanan kuvvetler üst üyelerin ağırlıkları ve üst üyelerin KM doğrusal ivmesinden hesaplanmıştır. Üst üyelerin KM'ne en fazla kuvvet çekme bacağı kalça eklemine olduğu gibi dikey ekseninde uygulanmaktadır – 509.2 N (Şekil 4.34). Üst üyelerin (kafa, sol-sağ üstkol, sol-sağ önkol ve gövde) ağırlıklarının toplamı 46.99 kg'dır. Yatay ve derinlik ekseninde uygulanan kuvvetler, çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetlere göre daha da azalmıştır.

Çekme bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetlerle üst üyelerin KM'ne uygulanan toplam kuvvetler incelendiğinde (Şekil 4.33) en büyük kuvvet yine dikey ekseninde bulunmuştur –626.6 N. Çekme bacağı üyelerinin ağırlıkları toplamı 58.18 kg'dır. Yatay ve derinlik ekseninde uygulanan toplam kuvvet azalmaya devam etmiş ve hemen hemen sıfırlanmıştır.

Sıçrama bacağı alt bacak ve üstbacağa bir düzlem üzerine 3 işaretçi yerleştirilerek üyelerin açısal değişimleri hesaplanmıştır. Üyelerin açısal değişimlerinden oluşturulan dönme matrisi, global eksen sistemine göre sıçrama bacağı eklemlerinde ve üst üyelerin KM hesaplanan kuvvetlerin lokal eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimalindeki kuvvetlerin hesaplanmasında kullanılmıştır. (E.3.62). Global eksen sistemine göre sıçrama bacağı eklemlerine ve üst üyelerin KM'ne en büyük kuvvet dikey ekseninde, sonra yatay ekseninde son olarak da derinlik ekseninde uygulanmıştır. Ancak lokal eksen sisteminde üyelerin distal ve proksimaline uygulanan kuvvetlerin hem büyüklüğüne göre sıralaması hem de davranışları değişerek, en büyük kuvvet yatay ekseninde, sonra dikey ekseninde uygulanmıştır. Ayrıca sıçrama ayağının distalinden uygulanan kuvvetler yukarı doğru iletilirken yatay kuvvet artmış, dikey kuvvet azalmıştır. Bunun nedeni, biyomekanik model oluşturulurken vücut üyeleri katı cisim kabul edilmiş olsa da, gerçekte üyeler katı cisim değildir. İnsan vücudu kemik, kıkırdak kas, tendon, bağ doku ve sinir gibi fizyolojik ve mekanik özellikleri farklı birçok yapıyı bünyesinde bulunduran viskoelastik bir yapıdır (16). Lokal eksen sistemine göre dikey kuvvetler, üyenin orta hattına (üyeyi taşıyan kemik boyuna) çevrildiği için bu kuvvetlerin bir miktarı üyeyi oluşturan elemanlar tarafından emilmiş (absorbe edilmiş) olabilir. Global ve lokal eksen sistemine göre derinlik eksenindeki kuvvetlerin büyüklüğünde küçük artma ve azalmaların haricinde davranışında fazla değişiklik görülmemiştir.

Lokal eksen sistemine göre eklemlere uygulanan kuvvetler ters dinamik analiz yöntemiyle hesaplandığı için bir üyenin distaline uygulanan kuvvet o üyenin proksimalinde değişmeyecektir. Dolayısıyla ayağın distalinde hesaplanan kuvvet değerleriyle proksimalinde hesaplanan kuvvet değeri, altbacağın distalinde hesaplanan kuvvet değerleriyle proksimalinde hesaplanan kuvvet değeri, üstbacağın distalinde hesaplanan kuvvet değerleriyle proksimalinde hesaplanan kuvvet değeri birbirine eşittir. Fakat bir üyenin proksimaline uygulanan kuvvet diğer üyenin distaline taşınırken farklılık meydana gelecektir. Sıçrama ayağının proksimaline uygulanan kuvvet altbacağın distaline taşınırken, altbacağın proksimaline uygulanan kuvvet üstbacağın distaline taşınırken kuvvet değerleri değişecektir. Çünkü lokal eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimalindeki kuvvet değerleri hesaplanırken, o üyenin açısız değişimlerinden oluşan dönme matrisleriyle çarpılmaktadır. Her üyenin açısız değişimleri farklı olacağı için dönme matrisleri de farklı olacaktır.

Yerden çıkış sırasında yere uygulanan kuvvetlere karşı tepki, üyelerde belirli dönmeleri başlatır. Üyelerde meydana gelen dönme etkisi kuvvetin büyüklüğüne ve kuvvetin uygulama noktasının dönme merkezine olan uzaklığına bağlıdır. Teorik olarak bir atlet tahtayı, ileri, geri veya hiç dönmeden terk edebilir. Uygulamada ise, öne doğru dönme çok yaygındır. Atlet yerden çıkışta topuğun kuvvet platformuyla ilk temasında yatay ekseninde (X) kuvvet platformunu saat yönünün tersine, ayak tabanının tamamen kuvvet platformuyla temasını takiben saat yönünde döndürmeye çalışmaktadır. Derinlik ekseninde (Y) ise topuğun kuvvet platformuyla ilk temasında kuvvet platformunu saat yönünde, ayak tabanının tamamen kuvvet platformuyla temasını takiben saat yönünün tersine döndürmeye çalışmaktadır. Dikey ekseninde (Z) ayak tabanının tamamen kuvvet platformuyla temasıyla kuvvet platformunu saat yönünün tersine döndürmeye çalışmaktadır.

Uzun atlayıcının yerden çıkış hareketinde, koşucunun çekme bacağına uyguladığı kuvvete gösterilen tepkide olduğu gibi, KM'ne dış merkezli olarak üç ana düzlemde (sagittal, frontal ve horizontal) tepki yöneltilir. Koşuda denge için, koşucunun KM etrafında, saat yönünde ve saat yönünün tersindeki torkların her 3 düzlemde de eşit olması gerekir (15). Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen tork değerleri incelendiğinde (Şekil 4.45) yatay ve derinlik

eksenlerindeki tork değerlerinin hemen hemen eşit olduğu (sırasıyla -370.6 Nm, 355.1 Nm) dikey eksenindeki tork değerinin ise (-189.1 Nm), yatay ve derinlik eksenindeki tork değerlerinin yarısı kadar olduğu görülmektedir. Atletin sıçrama bacağına içsel dönmesinin diğer 2 eksenindeki dönmeden küçük olması beklenen bir durumdur. Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan en büyük kuvvet dikey ve yatay ekseninde ölçüldüğü için, kuvvet platformundan ölçülen torklarda en büyük tork yatay ve derinlik ekseninde meydana gelmiştir.

Global eksen sistemine göre kuvvet platformundan ölçülen tork değerleri, dönme matrisiyle çarpılarak lokal eksen sistemine çevrilmiş ve her üyenin distal ve proksimalindeki tork değerleri hesaplanmıştır. Sıçrama ayağının distalinden başlayarak sıçrama bacağına kalça eklemine kadar dikey tork değerlerinin büyüklüğünde değişiklikler olsa da yönü değişmemiştir. Dikey tork değerlerinin yönünün değişmemesinin (saat yönünün tersine) iki nedeni olabilir. Birincisi, yerden çıkış evresinde sıçrama ayağının tahtaya vuruşu sırasında üst bacak ekstensör kaslarının aktif olduğu için dışa doğru dönme meydana getirmişlerdir. İkinci olarak, yerden çıkış evresinde hem frenleme hem de itme safhasında sıçrama bacağına hareketi dışa dönmeye neden olmuştur.

Lokal eksen sistemine göre bir üyenin proksimaline uygulanan kuvvetler diğer üyenin distaline taşınırken büyüklük ve yön bakımından değiştiği için eklemlerde meydana gelen torklarda değişecektir. Sıçrama ayağının proksimalinden başlayarak sıçrama bacağına kalça eklemine kadar iç-dış (derinlik) tork değerlerinde büyük bir artış görülmektedir. Yerden çıkış evresinde sıçrama ayağının tahtada sabitlenmesinden hemen sonra özellikle vücut KM yörünge açısı 90^0 oluncaya kadar, tüm vücut ayak üzerinde ileriye doğru taşınır. Bu süre zarfında sıçrama ayağı ile atletin tüm vücudu arasında kalan eklem ayak bileği eklemidir. Lokal eksen sistemine göre sıçrama ayağının proksimaline uygulanan kuvvetlerde (özellikle yatay kuvvet) göz önünde bulundurulursa ayak bileği eklemine en büyük torkun derinlik ekseninde olması gerekir.

Sıçrama ayağının tahtaya vuruş anında sıçrama bacağı altbacağına proksimalinde (diz) yatay eksenindeki tork (Şekil 4.49), altbacağına distalinde (ayak bileği) yatay eksenindeki torktan (Şekil 4.49) büyüklük olarak küçük olsa da yerden

çıkış evresinin tümü dikkate alındığında, proksimaldeki tork değerlerinde azalma distaldeki tork değerleri kadar olmamıştır. Çünkü altbacağın proksimalindeki hareket genişliği distalinden daha fazladır. Yani altbacağın proksimal ucunda açılma hızı daha fazladır. Altbacağın proksimalinde yatay eksenindeki tork değerlerinde, distalindeki tork değerlerine göre artış gözlenmektedir. Altbacağın proksimalindeki tork, sıçrama ayağının tahtaya vuruşu sırasında altbacağın içe doğru hareketi nedeniyle saat yönünde olmasına rağmen, sıçrama ayağının tahtaya tamamen basması sonucu altbacağın dışa doğru hareketi nedeniyle saat yönünün tersine meydana gelmiştir. Sıçrama bacağı altbacağın proksimalinde (diz) dikey eksenindeki torkla üstbacağın distalinde dikey eksenindeki tork benzer davranış sergilemelerine rağmen, üstbacağın distalinde dikey eksenindeki tork daha büyüktür. Dikey ekseninde saat yönünün tersinde meydana gelen tork sıçrama bacağı diz eklemine dışa doğru bir burulmanın olduğunu göstermektedir.

Sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvetler incelendiğinde en büyük kuvvet yatay ekseninde uygulandığı için kalça eklemine en büyük tork derinlik ekseninde meydana gelmiştir. Dikey eksenindeki tork değerleri de artmaya devam etmiştir. Sonuçta sıçrama bacağı kalça eklemine, yatay ekseninde (sola-sağa) saat yönünde (sağa), derinlik ekseninde (öne-arkaya) saat yönünün tersine (arkaya) ve dikey ekseninde (iç-dış) saat yönünün tersine (dışa) doğru dönme meydana gelmiştir.

5.3. Katı Cisim Modeli

Çalışmada biyomekanik model oluşturulurken vücut üyeleri katı cisim kabul edilmiştir. Katı cisim, herhangi iki noktası arasındaki uzaklık sabit kabul edilen, cismin en küçük parçasının cismin bütününe gösterdiği özelliği sergileyen, sonsuz sayıda maddesel noktadan oluşan ve dışardan etki eden kuvvetler sonucunda şeklinde herhangi bir bozulma göstermeyen cisim olarak tanımlanır. Dolayısıyla katı cismin bir üyesine dışardan etki eden kuvvetin, cismin farklı bir üyesine de değişmeden aktarılması gerekir.

Uzun atlamanın yerden çıkış evresinde, kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti toplamı ile modelden hesaplanan sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvet benzer bir davranış göstermiştir (Şekil 4.44). Özellikle, modelden hesaplanan ve kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetinin toplamında

artış ve azalışların aynı zaman aralığında görülmesi aradaki benzerliğin en önemli göstergesidir. Ancak ters dinamik analizle sıçrama bacağı kalça eklemine hesaplanan toplam kuvvetlerin büyüklüğü, kuvvet platformundan ölçülen toplam kuvvetlerin büyüklüğüne göre daha azdır. Yer tepki kuvvetlerinin global eksen sistemine göre ölçülmesi ve global eksen sistemine göre ölçülen kuvvetlerin her üyenin lokal eksen sistemine çevrilerek, sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan kuvvetlerin lokal eksen sistemine göre hesaplanmış olması toplam kuvvetlerin büyüklükleri arasındaki farkı açıklayabilir. Özellikle kuvvet platformundan ölçülen yatay kuvvet değerinin kalça eklemine artmasına rağmen, dikey kuvvet değerinin büyüklüğünün kalça eklemine oldukça azalması bu görüşü desteklemektedir.

İnsan hareketlerinin modellenmesinde vücut üyelerinin katı cisim kabul edilmesinin yanında farklı yaklaşımlar da vardır. Seyfarth ve diğ. (58) uzun atlamanın yerden çıkış evresinde diz ekstensör kaslarının davranışını incelemek amacıyla iki üyeli bir model (alt bacak ve üst bacak) kullanmışlardır. Üyelerin hareketlerini yay davranışıyla modellemişlerdir. Modelde kas-tendon kompleksini kasılğan elemanlar, paralel elastik elemanlar ve seri elastik elemanlar olmak üzere 3 ana unsurdan oluşturmuşlardır. Yine Seyfarth ve diğ. (59) uzun atlamanın yerden çıkış evresinde kütle merkezinin dinamiklerini inceledikleri çalışmalarında, sıçrama bacağıyla kütle merkezini yay-kütle modeliyle modellemişlerdir. Sıçrama bacağına bir bütün kabul ederek yay ile (kuvvet-zaman eğrisinin aktif zirvesini açıklayabilmek için uzama yeteneğine sahip bir yay) vücut kütlelerini de kütle merkezi konumunda bulunan bir kütle (pasif zirveyi açıklayabilmek içinde distal kütleyle birleştirilmiş doğrusal olmayan viskoelastik bir eleman) olarak modele katmışlardır. En uygun (optimum) performans için minimum bacak sertliği olduğunu, verilen her sertlik için daima optimum bir çıkış açısı olduğunu, aynı atlama mesafesinin farklı tekniklerle başarılabilceğini ve sıçrama bacağına hızındaki azalmaya bağlı kayıpların atlama mesafesinin azalmasına neden olmayacağını, çünkü hızdaki azalmanın daha yüksek dikey momentuma neden olacağını bildirmişlerdir. Sıçrama bacağına tahtaya vuruş hızının artmasının atlama mesafesini artıracığını vurgulamışlardır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Uzun atlamanın yerden çıkış evresinin biyomekanik analizi ve modellenmesi amacıyla yapılan bu çalışmanın bulguları doğrultusunda ulaşılan sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

1. Uzun atlamada yerden çıkış evresinde, eklemlere uygulanan kuvvet ve torkları hesaplayan biyomekanik bir model oluşturulmuştur.
2. Bu model, vücut üyelerinin özellikleri, üye kinematiği ve kinetik veriler birer değişken olarak tanımlandığı için farklı bir uzun atlayıcının yerden çıkış evresinin kinematik ve kinetik analizinde de kullanılabilir.
3. Kinematik ve kinetik analizler sonucunda, bazı parametreler (sıçrama ve çekme bacağı diz fleksiyon açısı, kütle merkezi yörünge açısı) literatürden farklı sonuçlar verirken, birçok parametre (kütle merkezinin 3 düzlemdeki konumu, yatay ve dikey eksenindeki hızı, yatay eksenindeki hız kaybı, yatay dikey hız oranı, kütle merkezi çıkış açısı, yer tepki kuvvetleri) literatürle paralellik göstermektedir.
4. Yerden çıkış evresinde çekme bacağı, sağ-sol önkol ve sağ-sol üstkolun hareketleri, hem öne doğru olan dönmenin dikey momentuma çevrilmesinde hem de hareketin dengeli bir şekilde gerçekleştirilmesine katkı sağlamıştır.
5. Yer tepki kuvvetlerinden hareketle global eksen sistemine göre sıçrama ayağının distal ve proksimalinde, altbacağın distal ve proksimalinde ve üstbacağın distal ve proksimalinde hesaplanan kuvvetlerin büyüklüğü yer tepki kuvvetlerinin büyüklüğüyle karşılaştırıldığında, kuvvet değerlerinde her 3 eksen de azalma olmasına karşılık benzer davranış sergiledikleri görülmüştür.
6. Global eksen sistemine göre her üyenin distal ve proksimalindeki kuvvetler değişmeden sabit kalmıştır.

7. Global eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine en büyük kuvvet dikey ekseninde uygulanırken, lokal eksen sistemine göre sıçrama bacağı kalça eklemine en büyük kuvvet yatay ekseninde uygulanmıştır.
8. Yerden çıkış evresinde global ve lokal eksen sistemlerine göre ayak bileği, diz ve kalça eklem kuvvetlerindeki değişimlerin yerden çıkışta alt bacak ve üstbacağın açılma ivmelenmesi ile doğrudan ilişkili olduğu görülmüştür.
9. Hesaplanan eylemsizlik özellikleri yerden çıkış evresine özel tüm vücut hareketinin dinamik analizi için gereken sabitleri sağlamıştır. Ayrıca katı cisim modeli yerden çıkış evresinde modele dahil edilen üyelerin hareketlerinin kontrolünü ve üyeler arası dinamik etkileşimin yorumlanmasını kolaylaştırmıştır.
10. Yerden çıkış evresinde, kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti toplamı ile modelden hesaplanan sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvet benzer bir davranış göstermiştir.

İnsan vücudunun mekanik özelliklerini yansıtan farklı modelleme yaklaşımları olmasına rağmen gerçeğine uygun bir benzeşimin yapılmasının oldukça zor olduğu göz önüne alındığında, insan vücudunun katı cisim modelinin eklem kuvvet ve momentlerinin değerlendirilmesinde kullanılacak bir yaklaşım olduğu düşünülmektedir.

Eklem kuvvet ve momentlerini doğrudan ölçen bir yöntem olmadığı için ters dinamik analiz ile kinematik veriden elde edilen eklem kuvvet ve momentlerinin doğruluğunu test ederek karşılaştırmak mümkün olmamıştır. Ancak kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti toplamı ile modelden hesaplanan sıçrama bacağı kalça eklemine uygulanan toplam kuvvetin büyüklükleri farklı olmasına rağmen benzer bir davranış gösterdikleri göz önüne alınırsa, eklem kuvvetlerinin hesap sonuçlarının doğruluğu kabul edilebilir.

Yerden çıkış evresinin katı cisim modelinden elde edilecek biyomekanik bulgular hem sportif performansın takip edilmesi ve geliştirilmesi hem de sportif yaralanma riskinin azaltılması ve rehabilitasyon programlarında kullanılması

açısından spor biyomekaniği alanında çalışan araştırmacılar, fizyoterapistler, klinikçiler ve uzun atlama branşında üst düzey performans sporcusu yetiştiren antrenörler için yönlendirici ve faydalı olacağı düşünölmektedir.

6.2. Öneriler

1. Sıçrama ayağı, çekme ayağı, çekme bacağı alt bacak ve üstbacağın da 3 eksendeki dönmelerini elde edebilmek için bir düzlem üzerine yerleştirilen üç noktadan oluşan plaka üyelerin üzerine yerleştirilebilir.
2. Deney düzeneği düzenlenirken kuvvet platformu sıçrama tahtasının yerine yataklanabilir.
3. Çok kısa bir sürede gerçekteştirilen yerden çıkış evresinde gerçeğe daha yakın ham veri toplayabilmek için daha yüksek hızda kayıt yapan kameralar kullanılabilir. Ayrıca kameraların sayısı da artırılabilir.
4. Yerden çıkış evresinde insan vücudunun katı cisim modeli hareketin dinamiklerini gözlemek açısından önemli olmasına rağmen vücudu oluşturan yapıların özellikleri de göz önünde bulundurularak yumuşak doku etkisi modele eklenebilir.
5. Vücudun üst üyeleri de modele katılarak, tüm vücut üyelerinin davranışını temsil edebilecek bir model ile eklem kuvvet ve momentlerinin değerlendirilmesi daha gerçekteçi ve verimli bir yaklaşım olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Alexander, R., McN. (2003). Modelling approaches in biomechanics. *Philosophical Transactions of Royal Society of London*, 358, 1429-1435.
2. Alexander, R.McN. (1990). Optimum take-off techniques for high and long jumps. *Philosophical Transactions of Royal Society of London*, 329, 3–10.
3. Allard, P.A., Stokes, I.A., Blachi, J.P., *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, Human Kinetics, USA, 1995.
4. Bedi, J.F., Cooper, J.M. (1977). Take off in the long jump-angular momentum considerations. *Journal of Biomechanics*, 10, 541-48.
5. Bing, Y. (1999). Horizontal-to-vertical velocity conversion in the triple jump. *Journal of Sports Sciences*, 17, 221-229.
6. Bing, Y., Andrews, G. (1998). The relationship between free limb motions and performance in the triple jump. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 223-237.
7. Bompa, T.O., *Dönemleme – Antrenman Kuramı ve Yöntemi*. 2.Baskı. Bağırğan Yayımevi, Ankara, 2003.
8. Challis, J.H., Precision of human body segment inertial parameters. Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. September 24-27, South Carolina, USA, 1997.
9. Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., Young, J.W. (1975). Investigation of inertial properties of the human body. AMRL Technical Report. Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base, 74-137.
10. Clauser, C.E., McConville, J.T., Young, J.W. (1969). Weight, volume, and center of mass of segments of the human body, AMRL Technical report (TR-69-70). Wright-Petterson Air Force Base, OH.
11. Coghlan, D., Teaching the beginning long jumper. (Ed. F. Wilt ve T. Ecker)'de, *International Track and Field Coaching Encyclopaedia*, Parker Publishing Company, S. 163-198, 1970.
12. Dempster, W.T. (1955). Space requirements of the seated operator. WADC Technical report (TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH.
13. Derrick, T.R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 36(5), 832-837.
14. Durkin, J.L., Dowling, J.J., Andrews, D.M. (2002). The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry, *Journal of Biomechanics*. 35, 1575-80.
15. Dyson, G.H.G., *The Mechanics of Athletics*. University of London Press Ltd. London, 1964.
16. Enderle, J., Blanchard, S., Bronzino, J., *Biomechanics. Introduction to Biomedical Engineering*, Academic Pres, United Kingdom, S. 411-465, 2000.

17. Fleisig, G.S., Jameson, E.G., Dillman, C.J., Andrews J.R. (2000). Biomechanics of overhead sports, Exercise and Sport Science. (Ed. W.E. Garrett ve D.T. Kirkendall)'da, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, USA.
18. Forwood, M.R., Neal R.J. Wilson B.D. (1985). Scaling segmental moments of inertia for individual subjects. *Journal of Biomechanics*, 18(10), 755-61.
19. Fukashiro, S., Komi, P.V. (1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during a vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*. 8(Suppl), 15-21.
20. Gerritsen, K.G.M., Van Den Bogert, A.J., Nigg, B.M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28, 661-668.
21. Glitsch, U., Baumann, W. (1997). The tree-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30(11/12), 1123-1131.
22. Greenwood, D.T., Principles of Dynamics, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, USA, 1988.
23. Guthrie, M., Coaching track and field successfully. *Human Kinetics Champaign, USA*, S.149-155, 2003.
24. Hanavan, E.P., A Mathematical model of the human body. AMRL Technical report (TR-64-102), Wright-Petterson Air Force Base, OH, 1964.
25. Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments, *Journal of Biomechanics*, 13, 833-43.
26. Hatze, H. (1981). A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump. *Journal of Biomechanics*, 14(3), 135-42.
27. Hay, J.G. (1986). The biomechanics of long jump. *Exercise and Sports Science Review*, 14, 401-46.
28. Hay, J.G. Biomechanics of Sport Techniques, Printice Hall Inc., Englewood Cliffts, USA 1978.
29. Hay, J.G., Miller, J.A. (1985). Techniques used in the transition from approach to takeoff in the long jump. *International. Journal of Sport Biomechanics*, 1, 174-184.
30. Hay, J.G., Miller, J.A., Canterna, R.W. (1985). The techniques of male long jumpers. *Journal of Sport Biomechanics*, 19(10), 855-866.
31. Hay, J.G., Nohara, H. (1990). Techniques used by elite long jumpers in preparation for takeoff. *Journal of Biomechanics*, 23(3), 229-39.
32. Hay, J.G., Thorson, E.M., Kippenhan, B.C. (1999). Changes in muscle-tendon length during the take-off of a running long jump. *Journal of Sports Sciences*, 17, 159-72.

33. Hemami, H., Golliday, C.L. (1977). The inverted pendulum and biped stability. *Math. Biosci.*, 34, 95-110.
34. Hinrichs, N.R. (1985). Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: An extension of data of Chandler et al. (1975). *Journal of Biomechanics*, 18(8), 621-24.
35. Hughes, M.D., Bartlett, R.M. (2002). The use of performance indicators in performance analysis. *Journal of Sports Sciences*, 20, 739-754.
36. Hume, P., Morrison, J. (1995). Video analysis for skill and technique assessment. *Guidelines for Athlete Assessment in New Zealand Sport*, s.1-7.
37. Jacoby E. *Applied Techniques in Track and Field*. Leisure Press, New York, S.141-149, 1983.
38. Jaitner, T., Mendoza, L., Schöllhorn, W. I. (2001). Analysis of the long jump technique in the transition from approach to takeoff based on time-continuous kinematic data. *European Journal of Sport Science*, 1(5), 1-12.
39. Jensen, R.K. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11, 349-358.
40. Jensen, R.K. (1986). Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *Journal of Biomechanics*, 19(5):359-68.
41. Kakihana, W., Suzuki, S. (2001). The EMG activity and mechanics of the running jump as a function of takeoff angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 365-72.
42. Knudsen, J.M., Hjøorth, P.G., *Elements of Newtonian Mechanics*. Springer-Verlag, Berlin, Germany, 2000.
43. Ladin, Z. (1995). Three-dimensional instrumentation. (Ed. P. Allard, I.A.F. Stokes ve J.P. Blanche), *Three-dimensional analysis of human movement*, Champaign, IL: Human Kinetics, S. 3-17.
44. Less, A., Fowler, N., Derby, D. (1993). A biomechanical analysis of the last stride, touch-down and take-off characteristics of the women's long jump. *Journal of Sports Sciences*, 11, 303-14.
45. Margaria, R., *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford: Clarendon, 1976.
46. Marshall, R.N., Elliott, B.C., *Biomechanical Analysis*. (Ed. J. Bloomfield, P.A. Fricker ve K.D. Fitch). *Science and Medicine in Sport, USA*: Blackwell Publishing, 1995.
47. Martin, P.E., Mungiole, M., Marzke, M.W., Longhill, J.M. (1989). The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties. *Journal of Biomechanics*, 22(4):367-376.
48. Mero, A., Komi, P.V., Gregor, R.J. (1992). Biomechanics of sprint running. *Sports Medicine*, 13(6): 376-392.

49. Morasso, P.G., Human motion analysis. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. John Wiley and Sons, Inc, 2006.
50. Nigg B.M., Herzog, W., Biomechanics of The Musculo-Skeletal System, John Wiley and Sons LTD., England, 1999.
51. Nixdorf, E., Brüggemann, G.P., International Athletic Foundation. International Amateur Athletic Federation Scientific Research Project at the Games of the XXXIV Olympiad-Seoul. 1988 Final Report. Biomechanical Analysis of the Long Jump, S.263-301. Arti Grafiche Danesi, 1990.
52. Rızaoğlu, E., Sünel, N. Klasik Mekanik. Ankara Ofset (Ankara), Tokat , 2002.
53. Robertson, G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whitlesey, S.N. Research Methods in Biomechanics. Human Kinetics, 2004.
54. Rosales, R., Scarloff, S. (2000). Specialized mappings and the estimation of human body pose from a single image. IEEE Computer Society Workshop on Human Motion, Austin, TX, 19-24.
55. Sarfaty, O., Ladin, Z. (1993). A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. Journal of Biomechanics. 26, 1011-1016.
56. Schmolinsky, G., Track and Field. Berlin: Sportverlag, 1983.
57. Schneider, K., Zernicke, R.F. (1992). Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. Journal of Biomechanics, 25(2), 145-48.
58. Seyfarth, A., Blickhan, R., Van Leeuwen, J. L. (2000). Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. The Journal of Experimental Biology, 203, 741-50.
59. Seyfarth, A., Friedrichs, A., Wank, V., Blickhan, R. (1999). Dynamics of long jump. Journal of Biomechanics. 32, 1259-67.
60. Spagele, T., Kistner, A., Gollhofer, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. Journal of Biomechanics, 32, 521-530.
61. Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M. (1998). Contribution of the lower extremity joints to mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps. Journal of Sports Sciences, 16, 177-186.
62. Türkiye Atletizm Federasyonu., Atletizmin Tarihçesi ve Atletizm. Ankara, 2003.
63. Verstraete, M.C., Soutas-Little, R.W. (1990). A method for computing the three-dimensional angular velocity and acceleration of a body segment from three-dimensional position data. J Biomech Engineering, 112, 114-18.
64. Ward-Smith, A.J. (1983). The influence of aerodynamic and biomechanical factors on long jump performance. Journal of Biomechanics, 16(8), 655-658.
65. Ward-Smith, A.J. (1984). Calculation of long jump performance by numerical integration of the equations of motion. Transactions of the ASME, 106, 244-248.

66. Winter, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley and Sons, Inc., 2005.
67. Witters, J., Bohets, W., Van Coppenolle, H. (1992). A model of elastic take-off energy in the long jump. *Journal of Sports Science*, 10, 533-540.
68. Yeadon, M. R., Morlock, M. (1989). The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 22(6/7), 683-689.
69. Yeadon, M.R. (1990a). The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 67-74.
70. Yeadon, M.R. (1990b). The simulation of Aerial movement – III: The determination of the angular moment of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1):75-83.
71. Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., The mass and inertia characteristics of the main segments of human body, “Biomechanics VIII-B”, (Ed. H. Matsui ve K. Kabayashi), S.1152-59, Human Kinetics Champaign, PL., 1983.
72. Zatsiorsky, V.M., Kinetics of human motion, Human Kinetics, USA, 2002.

EKLER

EK 1: Rotmatrix fonksiyonu

Rotmatrix fonksiyonu, global koordinat sistemine göre objenin dönme miktarını derece cinsinden hesaplayan matlab *.m uzantılı dosyadır. Bu fonksiyon *.m diğer uzantılı farklı fonksiyonları da kullanmaktadır. Bu fonksiyonlar sırasıyla aşağıda verilmiştir.

```
function Rotmatrix
%-----
% Hacettepe University (www.hacettepe.edu.tr)
% School of Sports Science&Technology (www.sbt.hacettepe.edu.tr)
% Biomechanics Research Group (www.biomech.hacettepe.edu.tr)
% Author           : Arif Mithat Amca (from BAG)
% Date             : 18th Nov 2005
% Program name     : calculateLCSn.m
% Revision Number  : 1.0
%
% This script used to calculate rotation matrices and cardan angles.
% Five functions used for these calculations:
%
%         LCS=calculateLCSn(data,shape)
%         rotMatrix=findRotMatrix(LCS)
%         trans=findTrans(data,rotMatrix)
%         angles_R=findCardanAngleR(rotMatrix)
%         angles_LCS=findCardanAngleLCS(LCS)
%
% "data" must contain the coordinates of three markers (p1,p2,p3)
for every
% frame. Matrix format must be
% [p1x p1y p1z
%  p2x p2y p2z
%  p3x p3y p3z (1st frame bloc)
%  p1x p1y p1z
%  p2x p2y p2z
%  p3x p3y p3z (2nd frame bloc)
%  .   .   .]
% if your data matrix format is
% [p1x p1y p1z p2x p2y p2z p3x p3y p3z (1st frame bloc)
%  p1x p1y p1z p2x p2y p2z p3x p3y p3z (2nd frame bloc)
%  .. .. .. ...]
```

```

% click the 'Hayır' button in the first question dialog box. Then
% program converts your data and continue.
%-----
[FileName,PathName]=uigetfile({'*.txt'; '*.m'; '*..*'},...
    'Hesaplamalarda kullanılacak verilerinizin olduğu
dosyayı seçin');
data=load ([PathName,FileName]);

button1 = questdlg('Noktalarınız ve koordinatları bloklar halindemi
dizili? [plx ply plz; p2x p2y p2z; p3x p3y p3z; ...]',...
    'Rotasyon Hesapla','Evet','Hayır','Hayır');
switch button1
    case ('Hayır')
        %bu apastan falan gelen verilere uyum icin kullanılacak
        ndata=zeros(length(data(:,1))*3,3);
        for(i=1:length(data(:,1)))
            ndata(3*i-2,:)=data(i,1:3);
            ndata(3*i-1,:)=data(i,4:6);
            ndata(3*i,:)=data(i,7:9);
        end
        data=ndata;
    end
end

button2 = questdlg('Noktalarınız saat yönünde mi dizili?',...
    'Rotasyon Hesapla','Evet','Hayır','Hayır');
switch button2
    case ('Evet')
        LCS=calculateLCSn(data,'cw');
    case ('Hayır')
        LCS=calculateLCSn(data);
    end
end
rotMatrix=findRotMatrix(LCS);
trans=findTrans(data,rotMatrix);

angles_R=findCardanAngleR(rotMatrix);
angles_LCS=findCardanAngleLCS(LCS);

temp=[PathName FileName(1:end-4) '_rotMatrix.txt'];
fid=fopen([temp],'w+');

```

```

fprintf(fid,'%f \t %f \t %f\n',rotMatrix');
fclose(fid);

temp=[PathName FileName(1:end-4) '_trans.txt'];
fid=fopen([temp],'w+');
fprintf(fid,'%f \t %f \t %f\n',trans');
fclose(fid);

temp=[PathName FileName(1:end-4) '_LCS.txt'];
fid=fopen([temp],'w+');
fprintf(fid,'%f \t %f \t %f\n',LCS');
fclose(fid);

temp=[PathName FileName(1:end-4) '_angles_R.txt'];
fid=fopen([temp],'w+');
fprintf(fid,'%f \t %f \t %f\n',angles_R');
fclose(fid);

temp=[PathName FileName(1:end-4) '_angles_LCS.txt'];
fid=fopen([temp],'w+');
fprintf(fid,'%f \t %f \t %f\n',angles_LCS');
fclose(fid);
top(1,:)=angles_LCS(1,:);
for i=1:length(angles_R(:,1))
    top(i+1,:)=top(i,:)+angles_R(i,:);
end

temp=[PathName FileName(1:end-4) '_acisalDegisim.txt'];
fid=fopen([temp],'w+');
fprintf(fid,'%f \t %f \t %f\n',top');
fclose(fid)

```

Global koordinat sistemine göre Lokal koordinat sisteminin hesaplanması

```

function LCS=calculateLCSn(data,str)
%-----
% Hacettepe University (www.hacettepe.edu.tr)
% School of Sports Science&Technology (www.sbt.hacettepe.edu.tr)
% Biomechanics Research Group (www.biomech.hacettepe.edu.tr)
% Author          : Arif Mithat Amca (from BAG)
% Date            : 18th Nov 2005
% Program name    : calculateLCSn.m
% Revision Number : 1.0
% # required parameters : calculateLCSn(data,shape)
%                  (2 parameters need to run)
%
% This function calculates the LCS(local coordinate system) for
every frame
% of your data and give them as an output ("LCS" matrix)
%
% Parameter 1: data
% "data" must contain the coordinates of three markers (p1,p2,p3)
for every
% frame. Matrix format must be
% [p1x p1y p1z
%   p2x p2y p2z
%   p3x p3y p3z (1st frame bloc)
%   p1x p1y p1z
%   p2x p2y p2z
%   p3x p3y p3z (2nd frame bloc)
%   .   .   .]
% (If you have 10 frame, "data" must contain 30 rows and 3 columns).
%
% Parameter 2: shape
% "shape" It defines the configuration of triads. If your 3 points
arranged
% counter clock wise write 'ccw' else 'cw'. Default value is 'ccw'
% -----
% Output : LCS
% this matrix contain position of local coordinate systems for every
frame.

```

```

% LCS=[ix iy iz
%      jx jy jz
%      kx ky kz (1st frame bloc)
%      ix' iy' iz'
%      jx' jy' jz'
%      kx' ky' kz' (2nd frame bloc)
%      ... ]
%-----
for m=1:length(data)/3
p1(m,:)=data(3*m-2,:);
p2(m,:)=data(3*m-1,:);
p3(m,:)=data(3*m,:);
end

if (nargin==2 && strcmp(str,'cw'))
    for n=1:length(p1(:,1))
        i(n,:)=(p2(n,:)-p1(n,:))/norm(p2(n,:)-p1(n,:));
        j(n,:)=(cross((p2(n,:)-p1(n,:)),(p3(n,:)-p1(n,:)))/...
            norm((cross((p2(n,:)-p1(n,:)),(p3(n,:)-p1(n,:))))));
        k(n,:)=cross(i(n,:),j(n,:));
        LCS(3*n-2,:)=i(n,:);
        LCS(3*n-1,:)=j(n,:);
        LCS(3*n,:)=k(n,:);
    end
else
    for n=1:length(p1(:,1))
        i(n,:)=(p2(n,:)-p1(n,:))/norm(p2(n,:)-p1(n,:));
        j(n,:)=(cross((p3(n,:)-p1(n,:)),(p2(n,:)-p1(n,:)))/...
            norm((cross((p3(n,:)-p1(n,:)),(p2(n,:)-p1(n,:))))));
        k(n,:)=cross(i(n,:),j(n,:));
        LCS(3*n-2,:)=i(n,:);
        LCS(3*n-1,:)=j(n,:);
        LCS(3*n,:)=k(n,:);
    end
end
end

```

Lokal koordinat sisteminin rotasyon miktarının hesaplanması

```

function rotMatrix=findRotMatrix(LCS)
%-----
% Hacettepe University (www.hacettepe.edu.tr)
% School of Sports Science&Technology (www.sbt.hacettepe.edu.tr)
% Biomechanics Research Group (www.biomech.hacettepe.edu.tr)
%
% Author : Arif Mithat Amca (from BAG)
% Date : 18th Nov 2005
% Program name : findRotMatrix.m
% Revision Number : 1.0
% # required parameters : findRotMatrix(LCS)
% (1 parameters need to run)
%
% This function calculates the 3D rotation matrices between the LCS
blocs.
%
% Parameter : LCS
% LCS contain the positions of local coordinate systems for your
experiment
% data
%
% Output : rotMatrix
% rotMatrix = [r1 r2 r3
% r4 r4 r6
% r7 r8 r9 (rotation matrix between 1st and 2nd
frame)
% r1' r2' r3'
% r4' r4' r6'
% r7' r8' r9' (rotation matrix between 2nd and 3th
frame)
% . . .]
% Frame1*rotMatrix=Frame2
% First Position * Rotation matrix = Second position
%-----
for i=1:(length(LCS(:,1))/3-1)
    Frame1=[LCS(3*i-2,:);LCS(3*i-1,:);LCS(3*i,:)];
    Frame2=[LCS(3*i+1,:);LCS(3*i+2,:);LCS(3*i+3,:)];

```



```

Tr=inv(Frame1)*Frame2;
rotMatrix(3*i-2:3*i,:)=Tr;
end

```

Lokal koordinat sistemindeki öteleme miktarının hesaplanması

```

function trans=findTrans(data,rotMatrix)
%-----
% Hacettepe University (www.hacettepe.edu.tr)
% School of Sports Science&Technology (www.sbt.hacettepe.edu.tr)
% Biomechanics Research Group (www.biomech.hacettepe.edu.tr)
%
% Author          : Arif Mithat Amca (from BAG)
% Date            : 18th Nov 2005
% Program name    : findRotMatrix.m
% Revision Number : 1.0
% # required parameters : findTrans(data,rotMatrix)
%                  (2 parameters need to run)
%
% Parameter 1 : data
% displacement data of your triangle (p1,p2,p3)
% data=[p1x p1y p1z
%       p2x p2y p2z
%       p3x p3y p3z (1st frame bloc)
%       p1x p1y p1z
%       p2x p2y p2z
%       p3x p3y p3z (2nd frame bloc)
%       . . .]
% Parameter 2 : rotMatrix
% It is the output of 'findRotMatrix' function.
%-----
for i=1:(length(data)/3)-1
    temp1=data(3*i-2:3*i,:);
    temp2=data(3*i+1:3*i+3,:);
    temp=temp2-(temp1*rotMatrix(3*i-2:3*i,:));
    temp=mean(temp);
    trans(i,:)=temp;
end

```

Dönme açılarının derece cinsinden hesaplanması

```

function angles=findCardanAngleR(rotMatrix)
%-----
% Hacettepe University (www.hacettepe.edu.tr)
% School of Sports Science&Technology (www.sbt.hacettepe.edu.tr)
% Biomechanics Research Group (BAG)(www.biomech.hacettepe.edu.tr)
% Author          : Arif Mithat Amca from BAG
% Date            : 20th May 2005
% Program name    : findRotMatrix.m
% Revision Number : 1.0
% # required parameters : findCardanAngleLCS(rotMatrix)
%                 (1 parameter need to run)
%
% Parameter 1: rotMatrix
% rotMatrix contain the rotation matrices
%
% Output : angles / degree
% angles= [alfa  beta  gama  (for 1st frame)
%          alfa'  beta'  gama'  (for 2nd frame)
%          alfa'' beta'' gama'' (for 3th frame)
%          ..     ..     .
%
% This function calculates the rotation angles between every frames.
%-----
for i=1:length(rotMatrix)/3
    R=rotMatrix(3*i-2:3*i,:);
    beta=asin(-R(1,3));
    alfa=atan2(R(2,3),R(3,3));
    gama=atan2(R(1,2),R(1,1));
    angles(i,:)=[alfa beta gama];
end
angles=rad2deg(angles);

```

Global koordinat sistemine göre dönme açılarının hesaplanması

```

function angles=findCardanAngleLCS(LCS)
%-----
% Hacettepe University (www.hacettepe.edu.tr)
% School of Sports Science&Technology (www.sbt.hacettepe.edu.tr)
% Biomechanics Research Group (BAG)(www.biomech.hacettepe.edu.tr)
%
% Author          : Arif Mithat Amca from BAG
% Date            : 20th May 2005
% Program name    : findRotMatrix.m
% Revision Number : 1.0
% # required parameters : findCardanAngleLCS(LCS)
%                  (1 parameter need to run)
%
% Parameter 1: LCS
% LCS contain the positions of local coordinate systems for your
% experiment
% data
%
% Output : angles / degree
% angles= [alfa  beta  gama  (for 1st frame)
%          alfa'  beta'  gama'  (for 2nd frame)
%          alfa'' beta'' gama'' (for 3th frame)
%          ..    ..    .
%
% This function calculate the angles with respect to the Global
% Coordinate Axes for every frame.
%-----
for i=1:length(LCS)/3
    R=LCS(3*i-2:3*i,:);
    beta=asin(-R(1,3));
    alfa=atan2(R(2,3),R(3,3));
    gama=atan2(R(1,2),R(1,1));
    angles(i,:)=[alfa beta gama];
end
angles=rad2deg(angles);

```

EK 2: segment_kutle fonksiyonu

Segment_kutle.m fonksiyonu, üyelerin kütlesi ve eylemsizlik parametrelerini hesaplayan fonksiyondur.

```
function [skutle] = segment_kutle(VA);

%NOT : Vücut ağırlığı değerini Newton biriminden giriniz
%Kişinin girilen vücut ağırlığı değerinden her segmentin kütlesini
%hesaplar
%Üye kütle ve kütle merkezi lokasyonları Chanler ve diğ.(1975)'nin
%çalışması kullanılarak hesaplandı.
%kafa = Kafanın kütle değeri
%govde = Gövdenin kütle değeri
%ustkol = Üstkolun kütle değeri
%onkol = Önkolun kütle değeri
%el = Elin kütle değeri
%ustbacak = Üstbacağın kütle değeri
%altbacak = Altbacağın kütle değeri
%ayak = Ayağın kütle değeri

global kafa_I govde_I ustkol_I onkol_I el_I ustbacak_I altbacak_I...
ayak_I kafa govde ustkol onkol el ustbacak altbacak ayak

kafa = ((0.032*VA)+18.70)/10;
govde = ((0.532*VA)-6.93)/10;
ustkol = ((0.022*VA)+4.76)/10;
onkol = ((0.013*VA)+2.41)/10;
el = ((0.005*VA)+0.75)/10;
ustbacak = ((0.127*VA)-14.82)/10;
altbacak = ((0.044*VA)-1.75)/10;
ayak = ((0.009*VA)+2.48)/10;

%Gövdenin eylemsizlik parametreleri
load antropometri.txt;
load katsayi.txt;
govde_p1 = antropometri(2,2);
govde_p2 = antropometri(3,2);
govde_p3 = antropometri(4,2);
w1 = antropometri(2,3);
w2 = antropometri(3,3);
w3 = antropometri(4,3);
h_govde = antropometri(2,1);
c1 = 49.4;
c2 = 55;
c3 = 68.8;
govde_p = (govde_p1+(2*govde_p2)+govde_p3)/4;
w = ((w1+(2*w2)+w3))/4;
d = (govde_p-(2*w))/(pi-2);
Ix_govde = ((d*w*h_govde)*((c2*w^2)+(c3*h_govde^2)));
Iy_govde = ((d*w*h_govde)*((c1*d^2)+(c3*h_govde^2)));
Iz_govde = ((d*w*h_govde)*((c1*d^2)+(c2*w^2)));
govde_I = [Ix_govde Iy_govde Iz_govde];

%Başın eylemsizlik parametreleri
kafa_p = antropometri(1,2);
```

```

h_kafa = antropometri(1,1);
kafa_k1 = katsayi(1,1);
kafa_k2 = katsayi(1,2);
Iz_kafa = (kafa_k1*(kafa_p^4)*h_kafa);
It_kafa = (1/2*Iz_kafa)+((kafa_k2*(kafa_p^2))*(h_kafa^3));
kafa_I = [It_kafa It_kafa Iz_kafa];

% Üstkolun eylemsizlik parametreleri
ustkol_p1 = antropometri(5,2);
ustkol_p2 = antropometri(6,2);
ustkol_p3 = antropometri(7,2);
h_ustkol = antropometri(5,1);
ustkol_p = (ustkol_p1+(2*ustkol_p2)+ustkol_p3)/4;
ustkol_k1 = katsayi(2,1);
ustkol_k2 = katsayi(2,2);
Iz_ustkol = (ustkol_k1*(ustkol_p^4)*h_ustkol);
It_ustkol = (1/2*Iz_ustkol)+((ustkol_k2*(ustkol_p^2))*(h_ustkol^3));
ustkol_I = [It_ustkol It_ustkol Iz_ustkol];

% Önkolun eylemsizlik parametreleri
onkol_p1 = antropometri(8,2);
onkol_p2 = antropometri(9,2);
onkol_p3 = antropometri(10,2);
h_onkol = antropometri(8,1);
onkol_p = (onkol_p1+(2*onkol_p2)+onkol_p3)/4;
onkol_k1 = katsayi(3,1);
onkol_k2 = katsayi(3,2);
Iz_onkol = (onkol_k1*(onkol_p^4)*h_onkol);
It_onkol = (1/2*Iz_onkol)+((onkol_k2*(onkol_p^2))*(h_onkol^3));
onkol_I = [It_onkol It_onkol Iz_onkol];

% Elin eylemsizlik parametreleri
el_p1 = antropometri(11,2);
el_p2 = antropometri(12,2);
h_el = antropometri(11,1);
el_p = (el_p1+el_p2)/2;
el_k1 = katsayi(4,1);
el_k2 = katsayi(4,2);
Iz_el = (el_k1*(el_p^4)*h_el);
It_el = (1/2*Iz_el)+((el_k2*(el_p^2))*(h_el^3));
el_I = [It_el It_el Iz_el];

% Üstbacağın eylemsizlik parametreleri
ustbacak_p1 = antropometri(13,2);
ustbacak_p2 = antropometri(14,2);
ustbacak_p3 = antropometri(15,2);
h_ustbacak = antropometri(13,1);
ustbacak_p = (ustbacak_p1+(2*ustbacak_p2)+ustbacak_p3)/4;
ustbacak_k1 = katsayi(5,1);
ustbacak_k2 = katsayi(5,2);
Iz_ustbacak = (ustbacak_k1*(ustbacak_p^4)*h_ustbacak);
It_ustbacak = (1/2*Iz_ustbacak)+((ustbacak_k2*(ustbacak_p^2))*...
(h_ustbacak^3));
ustbacak_I = [It_ustbacak It_ustbacak Iz_ustbacak];

% Altbacağın eylemsizlik parametreleri
altbacak_p1 = antropometri(16,2);
altbacak_p2 = antropometri(17,2);
altbacak_p3 = antropometri(18,2);

```

```
h_altbacak = antropometri(16,1);
altbacak_p = (altbacak_p1+(2*altbacak_p2)+altbacak_p3)/4;
altbacak_k1 = katsayi(6,1);
altbacak_k2 = katsayi(6,2);
Iz_altbacak = (altbacak_k1*(altbacak_p^4)*h_altbacak);
It_altbacak = (1/2*Iz_altbacak)+((altbacak_k2*(altbacak_p^2))*...
(h_altbacak^3));
altbacak_I = [It_altbacak It_altbacak Iz_altbacak];

% Ayağın eylemsizlik parametreleri
ayak_p1 = antropometri(19,2);
ayak_p2 = antropometri(20,2);
ayak_p3 = antropometri(21,2);
h_ayak = antropometri(19,1);
ayak_p = (ayak_p1+(2*ayak_p2)+ayak_p3)/4;
ayak_k1 = katsayi(7,1);
ayak_k2 = katsayi(7,2);
Iz_ayak = (ayak_k1*(ayak_p^4)*h_ayak);
It_ayak = (1/2*Iz_ayak)+((ayak_k2*(ayak_p^2))*(h_ayak^3));
ayak_I = [It_ayak It_ayak Iz_ayak];
```

EK 3: Antropometrik, kinematik ve kinetik verilerin yüklenmesi.

```

clear,clc;close all;
global kafa_I govde_I ustkol_I onkol_I el_I ustbacak_I altbacak_I...
ayak_I kafa govde ustkol onkol el ustbacak altbacak ayak

segment_kutle(700);

%ayaydin2.txt
[filename, pathname] = uigetfile('*.txt'); veri=load (filename);

zaman = linspace(0,.125,33);
zaman1 = linspace(0,.125,1000);
zaman2 = linspace(0,.125,1250);
dt = 0.001;

veril = butterworth(250,2,20,veri);
veri2 = interp1(zaman,veril,zaman1,'spline');
[m,n] = size(veri2);m =m-2;

%kuvvet.txt
[filename2, pathname2] = uigetfile('*.txt');
kuvvet_onbin = load (filename2);

T = [1 0 0; 0 -1 0; 0 0 -1];
kuvvet_onbin = T*kuvvet_onbin'; kuvvet_onbin = kuvvet_onbin';
kuvvet_onbin = butterworth(10000,2,1000,kuvvet_onbin);
kuvvet_onbin = kuvvet_onbin*(-1);

%kuvvet.txt
[filename3, pathname3] = uigetfile('*.txt');
kuvvet_onbin1 = load (filename3);
kuvvet_onbin1 = T*kuvvet_onbin1'; kuvvet_onbin1 = kuvvet_onbin1';

%moment_onbin.txt
[filename4, pathname4] = uigetfile('*.txt');
M_onbin = load (filename4);
r = [.09 0 0; .02 0 0; .03 0 0];
M_onbin=(T*M_onbin')+(r'*kuvvet_onbin1'); M_onbin = M_onbin';
M_onbin = butterworth(10000,2,1000,M_onbin);
M_onbin = M_onbin*(-1);

%Kinematik veriyle eşlenen F verileri (cutoff 1000 Hz)%F1000.txt
[filename5, pathname5] = uigetfile('*.txt');
kuvvet_bin = load (filename5);

GRFx = kuvvet_bin(:,1); GRFy = kuvvet_bin(:,2);
GRFz = kuvvet_bin(:,3);
GRF = [GRFx,GRFy,GRFz];

%Kinematik veriyle eşlenen M verileri (cutoff 1000 Hz)%M1000.txt
[filename6, pathname6] = uigetfile('*.txt');
M_bin = load (filename6);
Mx_yer = M_bin(:,1); My_yer = M_bin(:,2); Mz_yer = M_bin(:,3);
GRFbil = sqrt((GRFx).^2+(GRFy).^2+(GRFz).^2);

```

EK 4: Üyelerin linear kinematığı.

```

altbacak_yrd = load ('altbacak2_acisalDegisim.txt');
altbacak_yrd = butterworth(250,2,20,altbacak_yrd);
altbacak_yrd = interp1(zaman,altbacak_yrd,zaman1,'spline');

ustbacak_yrd = load ('ustbacak2_acisalDegisim.txt');
ustbacak_yrd = butterworth(250,2,20,ustbacak_yrd);
ustbacak_yrd = interp1(zaman,ustbacak_yrd,zaman1,'spline');

Ltoe = veri2(:,1:3); Lankle = veri2(:,4:6); Lknee = veri2(:,7:9);
Lhip = veri2(:,10:12); Lshoulder = veri2(:,13:15);
Lelbow = veri2(:,16:18); Lwrist = veri2(:,19:21);
Rtoe = veri2(:,22:24); Rankle = veri2(:,25:27);
Rknee = veri2(:,28:30); Rhip = veri2(:,31:33);
Rshoulder = veri2(:,34:36); Relbow = veri2(:,37:39);
Rwrist = veri2(:,40:42); Chin = veri2(:,43:45);
Forehead = veri2(:,46:48);

%KM'nin eklemin proksimal ucundan lokasyonu
govde_kmlok = 0.522; ustkol_kmlok = 0.507; onkol_kmlok = 0.417;
kafa_kmlok = 0.663; ustbacak_kmlok = 0.398; altbacak_kmlok = 0.413;
ayak_kmlok = 0.400;%el_kmlok = 0.515;

govdeKMsag = Rshoulder + govde_kmlok*(Rhip - Rshoulder); %saggovdeKM
govdeKMsol = Lshoulder + govde_kmlok*(Lhip - Lshoulder); %solgovdeKM
govdeKM = govdeKMsag + .5*(govdeKMsol - govdeKMsag);

%%Segmentlerin KM pozisyon degerleri
R(:,1:3) = Lshoulder + ustkol_kmlok*(Lelbow - Lshoulder); %solustkol
R(:,4:6) = Lelbow + onkol_kmlok*(Lwrist - Lelbow); %sol onkol
R(:,7:9) = govdeKM; %govde
R(:,10:12) = Lhip + ustbacak_kmlok*(Lknee - Lhip); %solustbacak
R(:,13:15) = Lknee + altbacak_kmlok*(Lankle - Lknee); %solaltbacak
R(:,16:18) = Lankle + ayak_kmlok*(Ltoe - Lankle); %sol ayak

R(:,19:21) = Rshoulder + ustkol_kmlok*(Relbow-Rshoulder); %sagustkol
R(:,22:24) = Relbow + onkol_kmlok*(Rwrist - Relbow); %sagonkol
R(:,25:27) = Rhip + ustbacak_kmlok*(Rknee - Rhip); %sagustbacak
R(:,28:30) = Rknee + altbacak_kmlok*(Rankle - Rknee); %sagaltbacak
R(:,31:33) = Rankle + ayak_kmlok*(Rtoe - Rankle); %sagayak
R(:,34:36) = Chin + kafa_kmlok*(Forehead - Chin); %kafa

KP=load('noktalar.txt');
KP = interp1(zaman,KP,zaman1,'spline');
% veri3 = KP;
cKP=[(KP(1,1)+KP(1,4)+KP(1,7)+KP(1,10))/4
(KP(1,2)+KP(1,5)+KP(1,8)+KP(1,11))/4];

Xp = -My_yer./GRFz+cKP(1);
Yp = Mx_yer./GRFz+cKP(2);
Zp = zeros(size(Xp));

%% Vucut KM degerleri (XYZ matlaba gore)
top_M = ((ustkol+onkol+ustbacak+altbacak+ayak)*2)+(govde+kafa);
CG_x = ((R(:,1)*ustkol)+(R(:,4)*onkol)+(R(:,7)*govde)+...
(R(:,10)*ustbacak)+(R(:,13)*altbacak)+R(:,16)*ayak)+...

```



```

(R(:,19)*ustkol)+(R(:,22)*onkol)+(R(:,25)*ustbacak)+...
(R(:,28)*altbacak)+(R(:,31)*ayak)+(R(:,34)*kafa)/top_M;

CG_y = ((R(:,2)*ustkol)+(R(:,5)*onkol)+(R(:,8)*govde)+...
(R(:,11)*ustbacak)+(R(:,14)*altbacak)+(R(:,17)*ayak)+...
(R(:,20)*ustkol)+(R(:,23)*onkol)+(R(:,26)*ustbacak)+...
(R(:,29)*altbacak)+(R(:,32)*ayak)+(R(:,35)*kafa))/top_M;

CG_z = ((R(:,3)*ustkol)+(R(:,6)*onkol)+(R(:,9)*govde)+...
(R(:,12)*ustbacak)+(R(:,15)*altbacak)+(R(:,18)*ayak)+...
(R(:,21)*ustkol)+(R(:,24)*onkol)+(R(:,27)*ustbacak)+...
(R(:,30)*altbacak)+(R(:,33)*ayak)+(R(:,36)*kafa))/top_M;

CG = [CG_x CG_y CG_z];

%%Ust segmentlerin tumunun KM degerleri
topust_M = ((ustkol+onkol)*2)+kafa+govde;
ustCG_x = ((R(:,1)*ustkol)+(R(:,4)*onkol)+(R(:,7)*govde)+...
(R(:,34)*kafa)+(R(:,19)*ustkol)+(R(:,22)*onkol))/topust_M;

ustCG_y = ((R(:,2)*ustkol)+(R(:,5)*onkol)+(R(:,8)*govde)+...
(R(:,35)*kafa)+(R(:,20)*ustkol)+(R(:,23)*onkol))/topust_M;

ustCG_z = ((R(:,3)*ustkol)+(R(:,6)*onkol)+(R(:,9)*govde)+...
(R(:,36)*kafa)+(R(:,21)*ustkol)+(R(:,24)*onkol))/topust_M;

ustCG = [ustCG_x ustCG_y ustCG_z];

R(:,37:39) = CG(:,1:3);      % Vucut KM
R(:,40:42) = ustCG(:,1:3);  % Üst üye KM

%Segmentlerin linear ivme degerleri
% calculate accelerations using 3-point finite differences

Rdd(1,:) = zeros(size(R(1,:)));
for i=2:m-1
    Rdd(i,:) = (R(i+1,:) - 2*R(i,:) + R(i-1,:))/dt^2;
end
Rdd(m,:) = zeros(size(R(1,:)));

ayak_KM = sqrt(R(:,16).^2+R(:,17).^2+R(:,18).^2);
KP_KM = sqrt(Xp.^2+Yp.^2+Zp.^2);

%Segmentlerin aç1 değerleri
% Sol ayak
A(:,1)= zeros(size(veri2(:,1)));
A(:,2)= atan2((Lankle(:,3))-(Ltoe(:,3)),(Lankle(:,1))-(Ltoe(:,1)));
A(:,3)= zeros(size(veri2(:,1)));
A(:,4)= altbacak_yrd(:,1);
A(:,5)= altbacak_yrd(:,2);
A(:,6)= altbacak_yrd(:,3);
A(:,7)= ustbacak_yrd(:,1);
A(:,8)= ustbacak_yrd(:,2);
A(:,9)= ustbacak_yrd(:,3);

A(:,1:3) = rad2deg(A(:,1:3));
A = deg2rad(A);

```

```

% remove -pi to pi transitions
for i=2:m
    for j=1:3
        while (A(i,j)-A(i-1,j) > 2.5),
            A(i,j) = A(i,j) - 2*pi;
        end
        while (A(i,j)-A(i-1,j) < -2.5),
            A(i,j) = A(i,j) + 2*pi;
        end
    end
end

A_derece = rad2deg(A);
A_hiz = diff(A_derece/dt);

Acos = cos(A);
Asin = sin(A);

ata = zeros(size(Acos(:,1)));
atal = ones(size(Acos(:,1)));

T1 = [(Acos(:,2).*Acos(:,3)) (Asin(:,3).*Acos(:,1))+...
(Asin(:,1).*Asin(:,2).*Acos(:,3)) (Asin(:,1).*Asin(:,3))...
-(Acos(:,1).*Asin(:,2).*Acos(:,3)) (-Acos(:,2).*Asin(:,3))...
(Acos(:,1).*Acos(:,3))-(Asin(:,1).*Asin(:,2).*Asin(:,3))...
(Asin(:,1).*Acos(:,3))+Acos(:,1).*Asin(:,2).*Asin(:,3))...
(Asin(:,2)) (-Asin(:,1).*Acos(:,2)) (Acos(:,1).*Acos(:,2))];

T1= T1(2:end-1,:);

T2 = [(Acos(:,5).*Acos(:,6)) (Asin(:,6).*Acos(:,4))+...
(Asin(:,4).*Asin(:,5).*Acos(:,6)) (Asin(:,4).*Asin(:,6))...
-(Acos(:,4).*Asin(:,5).*Acos(:,6)) (-Acos(:,5).*Asin(:,6))...
(Acos(:,4).*Acos(:,6))-(Asin(:,4).*Asin(:,5).*Asin(:,6))...
(Asin(:,4).*Acos(:,6))+Acos(:,4).*Asin(:,5).*Asin(:,6))...
(Asin(:,5)) (-Asin(:,4).*Acos(:,5)) (Acos(:,4).*Acos(:,5))];

T2= T2(2:end-1,:);

T3 = [(Acos(:,8).*Acos(:,9)) (Asin(:,9).*Acos(:,7))+...
(Asin(:,7).*Asin(:,8).*Acos(:,9)) (Asin(:,7).*Asin(:,9))...
-(Acos(:,7).*Asin(:,8).*Acos(:,9)) (-Acos(:,8).*Asin(:,9))...
(Acos(:,7).*Acos(:,9))-(Asin(:,7).*Asin(:,8).*Asin(:,9))...
(Asin(:,7).*Acos(:,9))+Acos(:,7).*Asin(:,8).*Asin(:,9))...
(Asin(:,8)) (-Asin(:,7).*Acos(:,8)) (Acos(:,7).*Acos(:,8))];

T3= T3(2:end-1,:);

AH1 = [Acos(:,2).*Acos(:,3) Asin(:,3) ata -Acos(:,2).*Asin(:,3)...
Acos(:,3) ata Asin(:,2) ata atal];
AH1 = AH1(2:end,:);

AH2 = [Acos(:,5).*Acos(:,6) Asin(:,6) ata -Acos(:,5).*Asin(:,6)...
Acos(:,6) ata Asin(:,5) ata atal];
AH2 = AH2(2:end,:);

```

```

AH3 = [Acos(:,8).*Acos(:,9) Asin(:,9) ata -Acos(:,8).*Asin(:,9)...
Acos(:,9) ata Asin(:,8) ata atal];
AH3 = AH3(2:end,:);

A_hiz(:,1:3) = AHizHesapla(AH1,A_hiz(:,1:3));
A_hiz(:,4:6) = AHizHesapla(AH2,A_hiz(:,4:6));
A_hiz(:,7:9) = AHizHesapla(AH3,A_hiz(:,7:9));

A_ivme = diff(A_hiz/dt);

% Segment uzunluklarının hesaplanması
solayak = sqrt(((Lankle(:,1))-(Ltoe(:,1))).^2+((Lankle(:,2))...
-(Ltoe(:,2))).^2+((Lankle(:,3))-(Ltoe(:,3))).^2);

solaltbck = sqrt(((Lknee(:,1))-(Lankle(:,1))).^2+((Lknee(:,2))...
-(Lankle(:,2))).^2+((Lknee(:,3))-(Lankle(:,3))).^2);

solustbck = sqrt(((Lhip(:,1))-(Lknee(:,1))).^2+((Lhip(:,2))...
-(Lknee(:,2))).^2+((Lhip(:,3))-(Lknee(:,3))).^2);

%solbaglanti = sqrt(((ustCG(:,1))-(Lhip(:,1))).^2+((ustCG(:,2))...
-(Lhip(:,2))).^2+((ustCG(:,3))-(Lhip(:,3))).^2);

sagayak = sqrt(((Rankle(:,1))-(Rtoe(:,1))).^2+((Rankle(:,2))...
-(Rtoe(:,2))).^2+((Rankle(:,3))-(Rtoe(:,3))).^2);

sagaltbck = sqrt(((Rknee(:,1))-(Rankle(:,1))).^2+((Rknee(:,2))...
-(Rankle(:,2))).^2+((Rknee(:,3))-(Rankle(:,3))).^2);

sagustbck = sqrt(((Rhip(:,1))-(Rknee(:,1))).^2+((Rhip(:,2))...
-(Rknee(:,2))).^2+((Rhip(:,3))-(Rknee(:,3))).^2);

KPsolayak = sqrt(((R(:,16))-(Xp(:,1))).^2+((R(:,17))...
-(Yp(:,1))).^2+((R(:,18))-(Zp(:,1))).^2);

VSU = [solayak solaltbck solustbck sagayak sagaltbck sagustbck...
KPsolayak];

for k=1:1:size(veri2)
    LP(k,1) = VSU(k,1)*ayak_kmlok;      LD(k,1) = VSU(k,1)-LP(k,1);
    LP(k,2) = VSU(k,2)*altbacak_kmlok;  LD(k,2) = VSU(k,2)-LP(k,2);
    LP(k,3) = VSU(k,3)*ustbacak_kmlok;  LD(k,3) = VSU(k,3)-LP(k,3);
    LP(k,4) = VSU(k,4)*ayak_kmlok;      LD(k,4) = VSU(k,4)-LP(k,4);
    LP(k,5) = VSU(k,5)*altbacak_kmlok;  LD(k,5) = VSU(k,5)-LP(k,5);
    LP(k,6) = VSU(k,6)*ustbacak_kmlok;  LD(k,6) = VSU(k,6)-LP(k,6);
    LP(k,7) = VSU(k,7);
end

```

EK 5: Ters dinamik hesapla eklem kuvvet ve momentlerin hesaplanması

```

% Ayağın proksimalindeki F (Altbacağın distalindeki F)
FxG = GRFx(2:end-1,1);
FyG = GRFy(2:end-1,1);
FzG = GRFz(2:end-1,1);

% Ayağın distali için
FGD = [FxG FyG FzG];
FAD = kuvvetHesapla(T1,FGD);
FxAD = FAD(:,1); FyAD = FAD(:,2); FzAD = FAD(:,3);

MxG = Mx_yer(2:end-1,1);
MyG = My_yer(2:end-1,1);
MzG = Mz_yer(2:end-1,1);

MGD=[MxG MyG MzG];
MAD= kuvvetHesapla(T1,MGD);
MxAD = MAD(:,1); MyAD = MAD(:,2); MzAD = MAD(:,3);

% Ayağın proksimalindeki F (Altbacağın distalindeki F)
Fx1G = (FxG-(ayak*Rdd(:,16)));
Fy1G = (FyG-(ayak*Rdd(:,17)));
Fz1G = (FzG+(ayak*-9.80665)-(ayak*Rdd(:,18)));

% Ayağın proksimali için
F1GP = [Fx1G Fy1G Fz1G];
F1AP = kuvvetHesapla(T1,F1GP);
Fx1AP = F1AP(:,1); Fy1AP = F1AP(:,2); Fz1AP = F1AP(:,3);

Mx1AP = MxAD+(ayak_I(1,1)*A_ivme(:,1))+(ayak_I(1,2)-ayak_I(1,3))...
*(A_hiz(2:end,3).*A_hiz(2:end,2))-(FyAD.*LD(2:end-1,1))...
-(Fy1AP.*LP(2:end-1,1));

My1AP = MyAD+(ayak_I(1,2)*A_ivme(:,2))+(ayak_I(1,3)-ayak_I(1,1))...
*(A_hiz(2:end,1).*A_hiz(2:end,3))+(FxAD.*LD(2:end-1,1))+...
(Fx1AP.*LP(2:end-1,1));

Mz1AP = MzAD+(ayak_I(1,3)*A_ivme(:,3))+(ayak_I(1,1)-ayak_I(1,2))...
*(A_hiz(2:end,1).*A_hiz(2:end,2));

% Altbacağın distali için
F1GD = [Fx1G Fy1G Fz1G];
F1AD = kuvvetHesapla(T2,F1GD);
Fx1AD = F1AD(:,1); Fy1AD = F1AD(:,2); Fz1AD = F1AD(:,3);

M1GD=[Mx1AP My1AP Mz1AP];
M1AD= kuvvetHesapla(T2,M1GD);
Mx1AD = M1AD(:,1); My1AD = M1AD(:,2); Mz1AD = M1AD(:,3);

Fx2G = (Fx1G-(altbacak*Rdd(:,13)));
Fy2G = (Fy1G-(altbacak*Rdd(:,14)));
Fz2G = (Fz1G+(altbacak*-9.80665)-(altbacak*Rdd(:,15)));

```

```

% Altbacağın proksimalindeki F (Üstbacağın distalindeki F)
F2GP = [Fx2G Fy2G Fz2G];
F2AP = kuvvetHesapla(T2,F2GP);
Fx2AP = F2AP(:,1); Fy2AP = F2AP(:,2); Fz2AP = F2AP(:,3);

Mx2AP = Mx1AD+(altbacak_I(1,1)*A_ivme(:,4))+...
(altbacak_I(1,2)-altbacak_I(1,3))*...
(A_hiz(2:end,6).*A_hiz(2:end,5))-(Fy1AD.*LD(2:end-1,2))...
-(Fy2AP.*LP(2:end-1,2));

My2AP = My1AD+(altbacak_I(1,2)*A_ivme(:,5))+...
(altbacak_I(1,3)-altbacak_I(1,1))*...
(A_hiz(2:end,4).*A_hiz(2:end,6))+(Fx1AD.*LD(2:end-1,2))...
+(Fx2AP.*LP(2:end-1,2));

Mz2AP = Mz1AD+(altbacak_I(1,3)*A_ivme(:,6))+...
(altbacak_I(1,1)-altbacak_I(1,2))*(A_hiz(2:end,4).*A_hiz(2:end,5));

Fx3G = (Fx2G-(ustbacak*Rdd(:,10)));
Fy3G = (Fy2G-(ustbacak*Rdd(:,11)));
Fz3G = (Fz2G+(ustbacak*-9.80665)-(ustbacak*Rdd(:,12)));

% Üstbacağın distali için
F2GD = [Fx2G Fy2G Fz2G];
F2AD = kuvvetHesapla(T3,F2GD);
Fx2AD = F2AD(:,1); Fy2AD = F2AD(:,2); Fz2AD = F2AD(:,3);

% Üstbacağın proksimali için
F3GP = [Fx3G Fy3G Fz3G];
F3AP = kuvvetHesapla(T3,F3GP);
Fx3AP = F3AP(:,1); Fy3AP = F3AP(:,2); Fz3AP = F3AP(:,3);

M2GD=[Mx2AP My2AP Mz2AP];
M2AD= kuvvetHesapla(T3,M2GD);
Mx2AD = M2AD(:,1); My2AD = M2AD(:,2); Mz2AD = M2AD(:,3);

Mx3AP = Mx2AD+(ustbacak_I(1,1)*A_ivme(:,7))+...
(ustbacak_I(1,2)-ustbacak_I(1,3))*...
(A_hiz(2:end,9).*A_hiz(2:end,8))-(Fy2AD.*LD(2:end-1,3))...
-(Fy3AP.*LP(2:end-1,3));

My3AP = My2AD+(ustbacak_I(1,2)*A_ivme(:,8))+...
(ustbacak_I(1,3)-ustbacak_I(1,1))*...
(A_hiz(2:end,7).*A_hiz(2:end,9))+(Fx2AD.*LD(2:end-1,3))+...
(Fx3AP.*LP(2:end-1,3));

Mz3AP = Mz2AD+(ustbacak_I(1,3)*A_ivme(:,9))+...
(ustbacak_I(1,1)-ustbacak_I(1,2))*(A_hiz(2:end,7).*A_hiz(2:end,8));

Fx4G = (ayak*Rdd(:,31));
Fy4G = (ayak*Rdd(:,32));
Fz4G = (ayak*-9.80665)-(ayak*Rdd(:,33));

Fx5G = (Fx4G-(altbacak*Rdd(:,28)));
Fy5G = (Fy4G-(altbacak*Rdd(:,29)));
Fz5G = (Fz4G+(altbacak*-9.80665)-(altbacak*Rdd(:,30)));

```

```

Fx6G = (Fx5G-(ustbacak*Rdd(:,25)));
Fy6G = (Fy5G-(ustbacak*Rdd(:,26)));
Fz6G = (Fz5G+(ustbacak*-9.80665)-(ustbacak*Rdd(:,27)));

Fx7G = (topust_M*Rdd(:,40));
Fy7G = (topust_M*Rdd(:,41));
Fz7G = (topust_M*-9.80665)-(topust_M*Rdd(:,42));

Fx8G = Fx6G + Fx7G;
Fy8G = Fy6G + Fy7G;
Fz8G = Fz6G + Fz7G;

Fx_sonucG = Fx3G + Fx8G;
Fy_sonucG = Fy3G + Fy8G;
Fz_sonucG = Fz3G + Fz8G;

%% İkiside anatomiğe göre
F8G = [Fx8G Fy8G Fz8G];
F8A = kuvvetHesapla(T3,F8G);
Fx8A = F8A(:,1); Fy8A = F8A(:,2); Fz8A = F8A(:,3);

rr = (ustCG-Lhip);
M4AP = cross(rr(2:end-1,:),F8A);
Mx4AP = M4AP(:,1); My4AP = M4AP(:,2); Mz4AP = M4AP(:,3);

Mx_sonuc = Mx3AP + Mx4AP;
My_sonuc = My3AP + My4AP;
Mz_sonuc = Mz3AP + Mz4AP;

Fx_sonuc = Fx3AP + Fx8A;
Fy_sonuc = Fy3AP + Fy8A;
Fz_sonuc = Fz3AP + Fz8A;

topGRF = (abs(FxG)+abs(FyG)+abs(FzG));
topkalca =(abs(Fx_sonuc)+abs(Fy_sonuc)+abs(Fz_sonuc));

```