

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KOPARMA TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİ VE  
MODELLENMESİ**

Erbil HARBİLİ

Spor Bilimleri ve Teknoloji Programı  
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI  
Yrd. Doç. Dr. Serdar ARITAN

ANKARA  
2006

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda, zaman kavramı gözetmeksizin her türlü desteği sağlayan, karşılaşılan problemlerin çözümünde değerli katkıları ve yönlendirmeleri ile yol açan ve en önemlisi sabır ve anlayışından dolayı danışmanım Yrd. Doç. Dr. Serdar Arıtan'a teşekkür ederim.

Tezin her aşamasında ve özellikle kuramsal alandaki çok değerli katkılarından dolayı Fizik Mühendisliğinin değerli hocalarından Doç. Dr. Fatih Yaşar'a sonsuz teşekkür ederim.

Çalışmaya sezon başında olmasına rağmen büyük bir özveri ile katılan Milli Halterci Sedat Artuç'a ve Milli Takım eski antrenörü ve yüksekokulumuz öğretim elemanı Sayın Çınar Yazıcı'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Teknik konulardaki katkı ve yardımlarından dolayı Biyomekanik Araştırma Grubu üyeleri Murat Çilli, Ahmet Alptekin, Yasin Ergün Acar ve Arif Mithat Amca'ya teşekkürlerimi sunarım.

Her türlü teknik sorunda yaratıcı çözüm bulma yöntemleri ile yardımlarını esirgemeyen Tümer Elektronik'ten Ahmet İtila Tümer'e teşekkür ederim.

Sabrından ve hiç tükenmeyen ilgi ve desteklerinden dolayı eşim Sultan Harbili'ye ve oğlum Orhun Alp Harbili'ye teşekkür ederim.

## ÖZET

**Harbili, E. Koparma tekniğinin biyomekanik analizi ve modellenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri ve Enstitüsü Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2006.** Halterde koparma tekniği dinamiği son derece kompleks olan olimpik bir spor dalıdır. Koparma tekniğinde etkili olan eklem kuvvet ve momentleri, kaldırışın başarısını etkilediği kadar, spor yaralanmalarının boyutunu ve görülme sıklığını belirleyen dinamiklerdir. Bu çalışmanın amacı, insan vücudunun sekiz katı üyeden oluşan dinamik modelini oluşturmak ve modelin geçerliliğini test etmektir. Çalışmada, koparma tekniğinde insan vücudunun katı cisim modeli oluşturularak, kaldırış sırasında etkili olan eklem kuvvet ve momentleri üç boyutlu olarak hesaplanmıştır. Elit haltercinin 65 kg koparma kaldırışının görüntüsü dört adet sayısal kamera kullanılarak bilgisayar ortamında kaydedilmiştir. Hareket analiz ile eşzamanlı olarak yer tepki kuvvetleri de kuvvet platformu kullanılarak ölçülmüştür. Hareket analizi yazılımı (SIMI Motion) kullanılarak dört ayrı kamera görüntüsü işlenmiş ve antropometrik noktaların üç boyutlu konum bilgisi Doğrudan Doğrusal Dönüşüm (DLT) algoritması ile elde edilmiştir. Eklem kuvvet ve momentleri katı cisim modelinden ters dinamik analiz yöntemi ile hesaplanmıştır. Model yardımıyla hesaplanan yer tepki kuvvetleri ile koparma hareketi sırasında ölçülen yer tepki kuvvetleri karşılaştırılarak katı cisim modelinin geçerliliği gösterilmiştir. Katı cisim modelinden hesaplanan dikey yer tepki kuvvetinin büyüklüğü kuvvet platformu ile ölçülen dikey yer tepki kuvvetinden daha fazla olduğu gözlenmiştir. Kaldırış sırasında en büyük dikey eklem kuvvetinin ayak bileğinde, en büyük momentlerin omuz eklemine olduğu görülmüştür. Katı cisim modelinden hesaplanan eklem kuvvet ve momentleri ile yer tepki kuvvetlerinin kabuller çerçevesinde gerçeği temsil ettiği ve dinamik modelin geçerli bir yaklaşım olduğu sonucuna varılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Halter, Koparma, Model, Ters dinamik, Eklem kuvvetleri, Eklem momentleri.

## ABSTRACT

**Harbili, E. Biomechanical analysis and modeling of snatch technique. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D.** Thesis in Sport Sciences and Technology, Ankara, 2006. Snatch is a complex sports event in the Olympic weightlifting. The joint forces and moments play an important role in the dynamics of successful lifting and also related sports injuries. In this study, the human body was modeled as a simplified rigid body. Three-Dimensional (3D) joint forces and moments were calculated during the snatch attempt. The snatch movement of 65 kg weights was captured by using four high-speed digital cameras. The ground reaction forces were also recorded by using a synchronised force plate. The four camera views were processed by using Simi Motion software, and 3D spatial coordinates of anthropometric points were obtained by utilising DLT algorithm. The joint forces and moments were calculated by utilising inverse dynamics into the rigid body model. The validity of the rigid body model was evaluated by comparing with calculated and measured ground reaction forces. In the calculations, the magnitude of the vertical ground reaction force was higher for the rigid body model compared to the measured values. Finally, the vertical ankle joint force was the largest in magnitude during lift. The shoulder joint moments were also higher than the other joints. As a result, rigid body model shows similar results and represents the real life.

**Key Words:** Weightlifting, Snatch, Modeling, Inverse dynamics, Joint forces, Joint moments.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                 |              |
|---------------------------------------------------------------------------------|--------------|
| <b>ONAY SAYFASI .....</b>                                                       | <b>iii</b>   |
| <b>TEŞEKKÜR.....</b>                                                            | <b>iv</b>    |
| <b>ÖZET .....</b>                                                               | <b>v</b>     |
| <b>ABSTRACT .....</b>                                                           | <b>vi</b>    |
| <b>İÇİNDEKİLER.....</b>                                                         | <b>vii</b>   |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....</b>                                     | <b>viii</b>  |
| <b>ŞEKİLLER DİZİNİ.....</b>                                                     | <b>ix</b>    |
| <b>TABLOLAR DİZİNİ.....</b>                                                     | <b>x</b>     |
| <b>1. GİRİŞ .....</b>                                                           | <b>1-6</b>   |
| 1.1. Kuramsal Yaklaşımlar ve Kapsam .....                                       | 1            |
| 1.2. Amaç ve Varsayım .....                                                     | 5            |
| 1.3. Araştırmanın Önemi .....                                                   | 6            |
| <b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>                                                  | <b>7-27</b>  |
| 2.1. Halterin Tarihsel Gelişimi.....                                            | 7            |
| 2.2. Olimpik Halter.....                                                        | 7            |
| 2.2.1. Kategoriler.....                                                         | 8            |
| 2.2.2. Halterde genel kurallar.....                                             | 8            |
| 2.2.3. Koparma tekniği.....                                                     | 9            |
| 2.3. Koparma tekniğinin biyomekanik analizi .....                               | 10           |
| 2.4. Ters dinamik yöntemle üyeler arası kuvvet ve momentlerin belirlenmesi..... | 12           |
| 2.5. Katı cisim dinamiği .....                                                  | 15           |
| 2.5.1. Katı cisim.....                                                          | 15           |
| 2.5.2. Genel hareket denklemleri.....                                           | 15           |
| 2.5.3. Euler denklemleri.....                                                   | 16           |
| 2.6. İnsan vücudunun eylemsizlik özellikleri .....                              | 18           |
| 2.7. İnsan vücudunun matematik modelleri.....                                   | 19           |
| <b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>                                                 | <b>28-57</b> |
| 3.1. Denekler .....                                                             | 28           |
| 3.2. Verilerin toplanması .....                                                 | 28           |
| 3.2.1. Veri toplama araçları.....                                               | 29           |
| 3.2.2. Antropometrik ölçümler .....                                             | 29           |
| 3.2.3. Hareket analizi .....                                                    | 30           |
| 3.2.4. Kuvvet platformu.....                                                    | 33           |
| 3.2.5. Eşzamanlılık (Senkronizasyon) .....                                      | 37           |

|                                                                   |         |
|-------------------------------------------------------------------|---------|
| 3.3. Verilerin işlenmesi.....                                     | 38      |
| 3.4. Biyomekanik Model .....                                      | 39      |
| 3.4.1. Biyomekanik modelin işletilmesi.....                       | 40      |
| 3.3.1. Eylemsizlik momentlerinin hesaplanması.....                | 41      |
| 3.3.2. Önkol ve üst kolun üç boyutlu açısal yer değiştirmesi..... | 43      |
| 3.3.2. Koparma tekniğinin üç boyutlu dinamik modeli.....          | 46      |
| 4. BULGULAR .....                                                 | 58-80   |
| 5. TARTIŞMA .....                                                 | 81-91   |
| Yer tepki kuvveti.....                                            | 81      |
| Eklem kuvvet ve momentleri .....                                  | 84      |
| Katı cisim modeli .....                                           | 87      |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....                                        | 92-95   |
| KAYNAKLAR.....                                                    | 96-100  |
| EKLER.....                                                        | 101-116 |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|               |                                              |
|---------------|----------------------------------------------|
| 1             | Ayak                                         |
| 2             | Alt bacak                                    |
| 3             | Üst bacak                                    |
| 4             | Gövde                                        |
| 5             | Üstkol                                       |
| 6             | Önkol                                        |
| 7             | Baş                                          |
| B             | Bar ve el                                    |
| (1)           | Ayak bileği eklem merkezi                    |
| (2)           | Diz eklem merkezi                            |
| (3)           | Kalça eklem merkezi                          |
| (4)           | Omuz eklem merkezi                           |
| (5)           | Üstkolun proksimali                          |
| (6)           | Dirsek eklem merkezi                         |
| $g$           | Yerçekimi ivmesi ( $\text{ms}^{-2}$ )        |
| $M_{ix}$      | $i$ eklemdeki moment bileşeni (Nm)           |
| $M_{iy}$      | $i$ eklemdeki moment bileşeni (Nm)           |
| $M_{iz}$      | $i$ eklemdeki moment bileşeni (Nm)           |
| $F_{ix}$      | $i$ eklemdeki öne-arkaya kuvvet bileşeni (N) |
| $F_{iy}$      | $i$ eklemdeki yanıl kuvvet bileşeni (N)      |
| $F_{iz}$      | $i$ eklemdeki dikey kuvvet bileşeni (N)      |
| $L$           | Üye uzunluğu (m)                             |
| $\mathcal{C}$ | Üye çevresi (m)                              |
| $r$           | Silindir yarıçapı (m)                        |
| $h$           | Silindir yüksekliği (m)                      |
| $v$           | Doğrusal hız ( $\text{ms}^{-1}$ )            |
| $a$           | Doğrusal ivme ( $\text{ms}^{-2}$ )           |
| $I$           | Eylemsizlik momenti ( $\text{kgm}^2$ )       |
| $m_i$         | Üye kütlesi (kg)                             |
| $w$           | Açısal hız ( $\text{rads}^{-1}$ )            |
| $a$           | Açısal ivme ( $\text{rads}^{-2}$ )           |
| $p_i$         | Üye kütle merkezinin üye uzunluğuna oranı    |

## ŞEKİLLER

Sayfa

|                                                                                                                                                                           |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1. Koparma tekniğinin evreleri.....                                                                                                                                     | 9  |
| 2.2. Dinamik çözümlemeler.....                                                                                                                                            | 9  |
| 2.3. Üyeler arası kuvvet ve momentlerin belirlenmesi ve kuvvetlerin dağılımı.....                                                                                         | 12 |
| 2.4. Ters dinamik problem.....                                                                                                                                            | 13 |
| 2.5. Kardan açıların sırası.....                                                                                                                                          | 15 |
| 2.6. Hanavan modelindeki üyelerin tanımlamaları ve şematik gösterimi.....                                                                                                 | 20 |
| 2.7. Jensen modelindeki üyelerin şematik gösterimi.....                                                                                                                   | 21 |
| 2.8. Hatze modelindeki üyelerin şematik gösterimi.....                                                                                                                    | 23 |
| 2.9. Yeadon modelindeki üyelerin şematik gösterimi.....                                                                                                                   | 25 |
| 3.1. Deney düzeneği.....                                                                                                                                                  | 28 |
| 3.2. “Simi Motion” hareket analizi sisteminin bilgisayar ünitesi.....                                                                                                     | 30 |
| 3.3. Deney düzeneğinde kullanılan yansıtıcı işaretler.....                                                                                                                | 32 |
| 3.4. Yer tepki kuvveti ölçme sisteminin şematik gösterimi.....                                                                                                            | 33 |
| 3.5. Yer tepki kuvveti ölçme sisteminin deney sırasındaki kullanımı.....                                                                                                  | 35 |
| 3.6. Kuvvet platformunun parçaları.....                                                                                                                                   | 35 |
| 3.7. Kuvvet platformundan ölçülen kuvvetin bileşenleri.....                                                                                                               | 35 |
| 3.8. Kuvvet vektörünün yörünge hesabını gösteren şematik resim.....                                                                                                       | 36 |
| 3.9. Hareket analizi ile kuvvet platformu verisini eşzamanlı toplayabilmek için kullanılan flaşın patlama anı.....                                                        | 37 |
| 3.10. Ters dinamik yaklaşımla dinamik model analizinin yapıldığı Matlab yazılımının akış şeması.....                                                                      | 39 |
| 3.11. Silindirin kütle merkezine göre eylemsizlik matrisi.....                                                                                                            | 40 |
| 3.12. Üyenin kütle merkezine göre eylemsizlik matrisi.....                                                                                                                | 41 |
| 3.13. Global koordinat sistemi ve silindir üzerine yerleştirilen düzlemdeki lokal koordinat sistemi.....                                                                  | 42 |
| 3.14. Lokal koordinat sisteminin iki farklı anı. (1) ilk konum, (2) son konum.....                                                                                        | 43 |
| 3.15. Lokal koordinat sisteminin ötelenmesi.....                                                                                                                          | 43 |
| 3.16. Serbest cisim diyagramı.....                                                                                                                                        | 46 |
| 3.17. Ayak bileğine etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve momentleri.....                                                                                                  | 51 |
| 3.18. Diz eklemi (2) üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesabını gösteren serbest cisim diyagramı.....                                                              | 52 |
| 3.19. Kalça eklemi (3) üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesabını gösteren serbest cisim diyagramı.....                                                            | 53 |
| 3.20. Omuz eklemi (4) üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesabını gösteren serbest cisim diyagramı.....                                                             | 54 |
| 4.1. Kuvvet platformundan toplanan ham yer tepki kuvvet verisinin yatay ve dikey bileşenlerindeki gürültünün sayısal filtre (Butterworth) kullanılarak filtrelenmesi..... | 58 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.2. (a) Vücut ağırlık merkezinin ve (b) barın dikey eksenindeki yer değiştirmesi ve hızı. (c) barın yatay eksen (öne-arkaya) yer değiştirmesi ve hızı, (d) Barın düzlemsel hareket yörüngesi.....                                                                                                               | 61 |
| 4.3. (a,b) Ters dinamik analizle modelden hesaplanan yatay ve (c) dikey eksen yer tepki kuvvetleri (sürekli çizgi), kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetleri (noktalı çizgi). Kesikli-noktalı çizgiler bar ağırlığı ile bar ve vücut ağırlığının toplamını göstermektedir. (d) Sağ diz eklem açısı..... | 63 |
| 4.4. (a) Kaldırış sırasında ayak kütle merkezi ve kuvvet vektörünün kuvvet platformu yüzeyindeki yörüngesi. (b) Üç boyutlu bar yörüngesinin arkadan görünümü.....                                                                                                                                                | 66 |
| 4.5. Üstkol ve önkolun dönme eksenlerine göre açısal yerdeğiştirmesi.....                                                                                                                                                                                                                                        | 69 |
| 4.6. (a) Üç boyutlu ayak bileği eklem kuvvetleri ve (b) momentleri.....                                                                                                                                                                                                                                          | 74 |
| 4.7. (a) Üç boyutlu diz eklem kuvvetleri ve (b) momentleri.....                                                                                                                                                                                                                                                  | 75 |
| 4.8. (a) Üç boyutlu kalça eklem kuvvetleri ve (b) momentleri.....                                                                                                                                                                                                                                                | 76 |
| 4.9. (a) Üç boyutlu omuz eklem kuvvetleri ve (b) momentleri.....                                                                                                                                                                                                                                                 | 77 |
| 4.10.(a) Üç boyutlu dirsek eklem kuvvetleri ve (b) momentleri.....                                                                                                                                                                                                                                               | 78 |

## TABLOLAR

Sayfa

|                                                                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1. Olimpik halterde kategoriler.....                                                                                                                    | 7  |
| 2.2. Farklı çalışmalarda vücut ağırlığının yüzdesi olarak elde edilen relatif üye kütleleri.....                                                          | 22 |
| 2.3. Vücut üyelerinin deneysel olarak belirlenen transvers düzlemdeki eylemsizlik moment değerleri.....                                                   | 24 |
| 3.1. İnsan vücudunu oluşturan üyelerin toplam vücut kütesine ve üye kütle merkezi konumunun üye uzunluğuna oranları.....                                  | 40 |
| 4.1. Üyelerin antropometrik ve eylemsizlik özellikleri.....                                                                                               | 56 |
| 4.2. Koparma tekniğinin evrelerine göre ölçülen yer tepki kuvveti bileşenlerinin maksimum değerleri ve dikey bileşenin sistem ağırlığına yüzde oranı..... | 59 |
| 4.3. Koparma tekniğinin evrelerine göre üstkolun ve önkolun açısal yer değiştirme aralıkları.....                                                         | 66 |
| 4.4. Koparma tekniğinin evrelerinde eklem kuvvetleri (en küçük ve en büyük değerleri) .....                                                               | 71 |
| 4.5. Koparma tekniğinin evrelerinde net eklem momenti bileşenleri (en küçük ve en büyük değerleri) .....                                                  | 73 |

## 1. GİRİŞ

### 1.1. Kuramsal Yaklaşımlar ve Kapsam

Günümüzde performans sporlarında mücadele eden sporcular insan vücudunun sınırlarını zorlamaktadır. Özellikle halter gibi tekniğin, patlayıcı kuvvetin ve esnekliğin üst düzeyde sergilendiği bir spor branşında performans artışı için kas kuvvetinin artırılması ve bu kuvvetin teknikle bütünleşmesi sınırların zorlanmasındaki temel sebepleri oluşturmaktadır. Böylesine dinamiği kompleks bir yapı sergileyen halter sporunda kuvvet ve kuvvetin vücut üzerindeki etkilerini incelemek biyomekaniksel analizleri ve modellemeleri gerektirmektedir.

Elit düzeydeki halterciler vücut ağırlıklarının 2.5 - 3 katına ulaşan ağırlıkları kaldırmaktadırlar (1). Örneğin koparma kaldırışı sırasında bar altına giriş evresinin sonunda barın baş üzerinde sabitlenmesi için hem üst ekstremitedeki üyelerin hem de barın ivmesinin omuz ekleminde oluşturduğu dönme etkisini, omuz kuşağını çevreleyen kasların kuvveti dengeler. Başarılı bir kaldırış için bar maksimal yüksekliğine ulaştığında vücudun bar altına girmiş olması ve bu noktada barın hareketinin kontrol edilmesi gerekmektedir. Kaldırılan barın omuz eklemini hareket genişliğinin dışında hareket etmeye zorlaması sporcunun yaralanma riskini arttırmaktadır. Bu nedenle kırıklar, kas, eklem, ligament ve spinal yaralanmalar halterde karşılaşılan sportif yaralanmalardır (2). Elit haltercilerde sırt (özellikle bel), diz ve omuz sakatlıklarının görülme oranı % 64.8' dir. Görülen spor yaralanma tipi % 68.9 oranında zorlanma ve tendinittir. Omuz yaralanması ise % 54.6'sının zorlanma, % 24.2'sinin tendinit olduğu görülmektedir (3). Bu yaralanma riskinin azaltılmasında kaldırış sırasında oluşan kuvvetler ve bu kuvvetlerin vücut üzerinde oluşturduğu etkilerin geçerli, güvenilir ve doğru tekniklerle analiz edilmesi önem taşımaktadır.

Mesleki yaşam ve sportif aktiviteler sırasında insan vücudundaki eklemlerin karşılaştığı kuvvetler ve bu kuvvetlerin etkilerinin ve büyüklüğünün bilinmesi, hem sportif yaralanmaların önlenmesi hem de muhtemel mekanizmaların anlaşılmasında önemli rol oynamaktadır. Ayrıca kas ve eklem kuvvetlerinin

hesaplanması implant tasarımlarında, cerrahide ve rehabilitasyon programlarında ilave bilgileri de beraberinde getirmektedir (4).

İnsan vücudunun kinematik ve kinetik analizlerinde, ters dinamik problemlerin çözümünde ve hareket denklemlerinin oluşturulmasında klasik yaklaşım olarak üç boyutlu katı cisim dinamiği kullanılmaktadır (5). 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 (6). Bu anlamda insan vücudunun üye modelini oluşturmak ve antropometrik üyelerin morfolojisini uygun bir şekilde tanımlamak önemli olmasına karşın 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 (7). Tüm bu modellemelerde üyeler aynı yoğunluklu katı cisimler olarak kabul edilmektedir. Hemami ve Golliday (8)'de serbestlik derecesi bir olan tek bir katı cisimle gerçekte çok bağlantılı olan sistemleri temsil etmenin yeterli olacağını ifade etmektedir. 1964'de Hanavan'ın 15 üyeli modeli, 1978'de Jensen'in 16 üyeli modeli 1980'de Hatze'nin 17 üyeli modeli ve 1990'da Yeadon'ın 40 parçalı modeli vücudun daha küçük parçalara ayrılarak hareketin daha gerçekçi tanımlanmasına olanak sağlamaktadır (9).

Uygulamalı mekanikte dış kuvvetler ile kemik, ligament ve kas üzerine etki eden iç kuvvetler arasındaki ilişkiyi çalışmak önemli bir konudur. Birbirine bağlı katı cisimlerden oluşan insan modellemelerinde üyelerin eklemlerle birbirine bağlandığı vücuda yakın (proksimal) ve vücuttan uzak olan (distal) uçlarında oluşan kuvvet ve momentler dinamik olarak hesaplanmaktadır. Özellikle simetriye bağlı olarak koparma tekniğinde tüm vücudun modellendiği ve eklemlerdeki kuvvet ve momentlerin incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Literatürde, koparma tekniğine özel üç boyutlu dinamik bir modelleme olmamasına karşın, endüstride malzemelerin yerden öne eğilerek ve çömelerek yukarıya kaldırılmasına ilişkin ergonomik modelleme çalışmaları yapılmıştır. Freivalds ve diğ. (10) nin belirttiğine göre, sırtın aşırı bükülmesi bel ligamentlerini zorlamakta, kaldırışın aniden hızlı çekilerek yapılması vücut üzerindeki eylemsizlik kuvvetlerini arttırmakta ve kaldırışta gövdenin aşırı ivmeli hareketi bel bölgesindeki gerilmeleri daha da arttırmaktadır. Bunun yanında yapılan işteki değişkenler, örneğin kaldırılan malzemenin büyüklüğü, şekli ve yükün ağırlığındaki değişimlerin bel ve sırttaki stresleri arttıracakı vurgulanmaktadır. Brown ve Abani (1)' nin çalışmasında ise, “dead lift” kaldırışının iki boyutlu dinamik modeli sonucunda, barın kütesine bağlı olarak hem kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki kuvvetin, hem de kalça eklemine etki eden üyeler arası bileşke momentin büyüklüğünün arttığı, bar ile kalça, diz ve ayak bileği eklemleri arasındaki yatay moment kollarının, eklemlerdeki bileşke moment değerleri ile yüksek ilişki gösterdiği ve eklemlerdeki dikey yöndeki kuvvet değişimlerinin barın dikey yöndeki ivme değişimleri ile doğrudan ilişkili olduğu gözlenmiştir. Ancak yapılan çalışmalarda koparma tekniğinde kaldırılan ağırlığın dirsek ve omuz eklemine oluşturduğu moment ve momentin doğurabileceği sonuçlar tartışılmamıştır. Omuz kuşağındaki kas kuvvetini doğrudan ölçen bir cihaz bulunmamakla birlikte (11) omuz kompleksi modellemelerinde çoğu zaman güçlükler olmakta ve omuz kuşağının anatomik karmaşıklığına ek olarak uygun biyomekanik verinin eksikliğinden dolayı da büyük eklem modellemelerinde başarı oranı azalmaktadır (12). Bu nedenle tüm vücut modellemeleri yerine, daha az karmaşık olan insan vücudunun belirli eklemleri modellenmekte ve hareket sırasında eklem kinetikleri incelenmektedir.

Halter gibi olimpik olan ve olimpik olmayan diğer ağırlık kaldırma sporlarında, kaldırılan ağırlığın vücuttaki tüm eklemler üzerindeki etkisini inceleyen, bir başka deyişle tüm vücudun üç boyutlu olarak modellendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu spor dalları içerisinde de genellikle hareket yapısı daha basit ve karmaşık olmayan skuat, “dead lift” gibi tekniklerde eklem kuvvetleri ve momentleri incelenmiştir. Bu spor dallarında yapılan biyomekanik araştırmalarda kaldırışın dinamik etkileri genellikle ayak bileği, kalça ve diz eklemleri üzerine yoğunlaşmıştır.

Koparma tekniğinde vücut ve bardan oluşan sistemin dinamik davranışı tekniğin tüm evreleri göz önüne alındığında oldukça karmaşıktır. Ancak koparma tekniğine özel bir model yaklaşımı, bu karmaşıklığı gidererek tekniğin tüm evrelerinde bar ve vücut üyelerinin dinamiklerinin açıklanmasını sağlayabilir. Koparma tekniğinde vücut üyelerinin dinamiklerini temsil edebilecek model yaklaşımında, vücut ve bardan oluşan sistemin simetrisi kaldırışın dinamik yapısını etkileyen önemli bir faktördür. Koparma tekniğinde ideal olan vücudun ve barın her iki yarısının benzer bir dinamik davranış sergilemesidir. Bu nedenle koparma tekniğinin simetrik olduğu noktasından hareketle; çalışmanın amacı, vücut ve bardan oluşan sistemin bir tarafının yere uyguladığı kuvveti değerlendirebilecek bir model oluşturmak ve modelden hesaplanan yer tepki kuvveti ile kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetini karşılaştırarak modelin geçerliğini test etmektir.

Halterde koparma kaldırışı sırasında klasik mekanik yaklaşımı kullanılarak hareket denklemleri yardımıyla insan vücudundaki eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanabilirliği bu çalışmanın hipotezidir.

## 1.2. Amaç ve Varsayım

Bu çalışmanın amacı, halterde koparma kaldırışı sırasında katı cisim kabul edilerek birbirine bağlanan üyelerden oluşan dinamik model yardımıyla eklemlerde etkili olan kuvvet ve momentleri hesaplamaktır. Modelden hesaplanan yer tepki kuvveti ile kuvvet platformu yardımı ile ölçülen yer tepki kuvveti karşılaştırılarak modelin geçerliliği test edilecektir.

Dinamik model iki temel varsayıma dayanmaktadır. Birincisi, koparma kaldırışı sırasında vücudun ve barın simetrik olduğu varsayımdır. Bu varsayıma dayanarak haltercinin vücudunun yarısı modellenmektedir. İkincisi, vücut üyeleri katı cisimlerden oluşan bağlantılı üye modeli ile temsil edilmektedir. Katı cisim modeli gövde ve başın yarısı ile vücudun sağ tarafındaki ayak, alt bacak, üst bacak, üst kol, önkol ve barın yarısı olmak üzere toplam sekiz üyeden oluşmaktadır. Modelde üyeler arası kuvvet ve momentler hesaplanmaktadır. Katı cisim modellemelerinde üyeye etki eden kuvvet, büyüklüğünde değişim olmaksızın tepki kuvveti olarak bir üyeden diğer üyeye aktarıldığı için kaldırış sırasında vücut ve bar ağırlığından oluşan sistemin yere uyguladığı kuvvet ters dinamik analiz ile hesaplanmaktadır. Bu nedenle, koparma kaldırışında vücudun bağlantılı katı cisim modelinin koparma tekniğinin dinamik davranışını temsil edebileceği düşünülmektedir.

### 1.3. Araştırmanın Önemi

Halterde kaldırışların kinetik analizleri (örneğin; kuvvet platformu kullanarak yer reaksiyon kuvvetlerinin ölçülmesi) ve kinematik analizleri (örneğin; hareket analizleri yazılımları kullanılarak bar ve vücut kinematiği) sonucu elde edilen bilgiler sonucunda sporcunun performansı ile ilgili yorumlar ve değerlendirmeler yapılmaktadır. Yapılan araştırmalarda kaldırış sırasında bar yörüngesi, barın hızı ve ivmesi, sporcunun vücudu ile ilgili olarak 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; bar kütlesi, vücut üyelerinin eylemsizlik özellikleri, üyelerin doğrusal ve açısal hareketlerinin meydana getirdiği eklem kuvvet ve momentleri değerlendirilmektedir. Dolayısıyla, tüm vücudun modellenmesi koparma tekniğinin tümünü kapsadığı ve kaldırışı bir bütün olarak değerlendirdiği için kaldırışın vücut üzerindeki mekanik etkilerini incelemek ve yorumlamak kolaylaşmaktadır. Halterde karşılaşılan spor yaralanmalarının kaldırılan ağırlık ve teknikle ilişkili olduğu düşünüldüğünde, hem bu yaralanma riskinin azaltılması hem de haltercilerin kaldırışları arasındaki farklılıkları ortaya koymak açısından bir model yaklaşımı mantıklı görülmektedir. Bu açıdan bir model oluşturarak kaldırışın dinamik davranışını değerlendirmek araştırmanın önemini ortaya koymaktadır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Halterin Tarihsel Gelişimi

İnsanların fiziksel güçlerini ispatlamak amacıyla, birbirleri arasında yaptıkları güç gösterileri çok eskilere uzanmaktadır. Kimin daha güçlü olduğuna karar verebilmek için yapılan gösterilerde taşlar, kayalar ve demir gibi değişik cisimler kaldırılır, akrobatların gösterişli kaldırışları beğeniyle izlenirdi. Günümüzdeki kayıtlara göre ilkçağlardaki ağırlık kaldırmanın tek amacı cesaret ve kahramanlığı ortaya koyan bir iş ve eğlence olmasıdır. 19. yüzyılın ikinci yarısında birçok modern spor dalı ortaya çıkmış ve halter 1896 yılında Atina’da yapılan ilk modern olimpiyatlarda yerini almıştır. 1905 yılında Uluslararası Halter Federasyonu (IWF)’ nun kuruluşuyla Halter sporu büyük değişikliklere uğrayarak günümüze kadar gelmiştir. Halter sporu dünyada popülerliğinin yanısıra değişmeyecek bir moda haline de gelmiştir. Yarışma özelliğinin yanında bir çok kimse vücut sağlığı ve güzelliği için de halter sporuyla uğraşmaktadır. Ayrıca tüm diğer spor dallarında güç geliştirme ve de birtakım sakatlıklardan sonra rehabilitasyon amacıyla geniş bir kullanım alanı ortaya çıkmıştır (13).

### 2.2. Olimpik Halter

Bar ile yapılan bütün hareketleri klasik ve yardımcı hareketler diye ayırabilmek mümkündür. Klasik kaldırışlardan “Koparma” ve “Silkme” uluslararası yarışmalarda kullanılır. Yardımcı egzersizler antrenman dönemlerinde kullanılır. Bunlar bar ile yapılan özel egzersizler, barlı ve barsız yapılan genel gelişim egzersiz gruplarına ayrılırlar. Bar ile yapılan özel egzersizlerin yardımıyla klasik kaldırışların tekniği geliştirilerek ayrıca sporcunun bir kısım özelliklerinin (kuvvet, sürat, dayanıklılık, esneklik, hareketlilik ve beceri) nitelikleri geliştirilir (13).

Halter Olimpiyat Oyunları’nda yer aldığı günden beri Olimpik halter olarak isimlendirilmektedir. Halterde klasik kaldırışlar olarak adlandırılan koparma ve silkme teknikleri 1972 yılından beri olimpik halterin iki kategorisidir (14).

### 2.2.1. Kategoriler

Halterde bayan ve erkekler vücut ağırlıklarına göre kurallarda belirtilen kategorilerde yarışmalara katılırlar. IWF yarışmalarda üç yaş grubunu tanır (15).

- 1) Yıldızlar : 17 yaş altı
- 2) Gençler : 20 yaş altı
- 3) Büyükler : 20 yaş üzeri

#### 2.2.1.1. Genç-büyük erkekler ve bayanlar

Genç erkekler ve büyük erkekler için sekiz (8) kategori, genç bayanlar ve büyük bayanlar için yedi (7) kategori vardır. IWF kuralları altında organize edilen tüm yarışmalarda aşağıdaki kategorilerin olması zorunludur (15).

Tablo 2.1. Olimpik halterde kategoriler

| Genç erkekler ve büyük erkekler (kg) | Genç bayanlar ve büyük bayanlar (kg) |
|--------------------------------------|--------------------------------------|
| 56                                   | 48                                   |
| 62                                   | 53                                   |
| 69                                   | 58                                   |
| 77                                   | 63                                   |
| 85                                   | 69                                   |
| 94                                   | 75                                   |
| 105                                  | +75                                  |
| +105                                 |                                      |

### 2.2.2. Halterde genel kurallar

Halterde tüm yarışmalarda bütün kaldırışlar için uyulması gereken genel kurallar şöyledir:

1. Barı kavırken başparmağın avuç içine alınarak tutuşuna izin verilir (kilitli tutuş).
2. Bütün kaldırışlarda bar, dizüstü seviyeye çekildiği halde, harekete devam edilmezse, kaldırış geçersiz olur. Hakemin yere işaretini alan sporcunun barı öne ve bel seviyesine kadar takip ederek yere indirmesi gerekir.

3. Bir sporcunun kolları anatomik olarak tam gerilmiyorsa bu durum üç hakeme ve jüriye gösterilmelidir.
4. Üst bacak üzerine barın kayarak hareket etmesini sağlayan herhangi bir şey sürülemez.
5. Ellerin kaymaması için magnezyum, ayakların kaymaması için ayakkabı altına reçine sürülebilir (13).

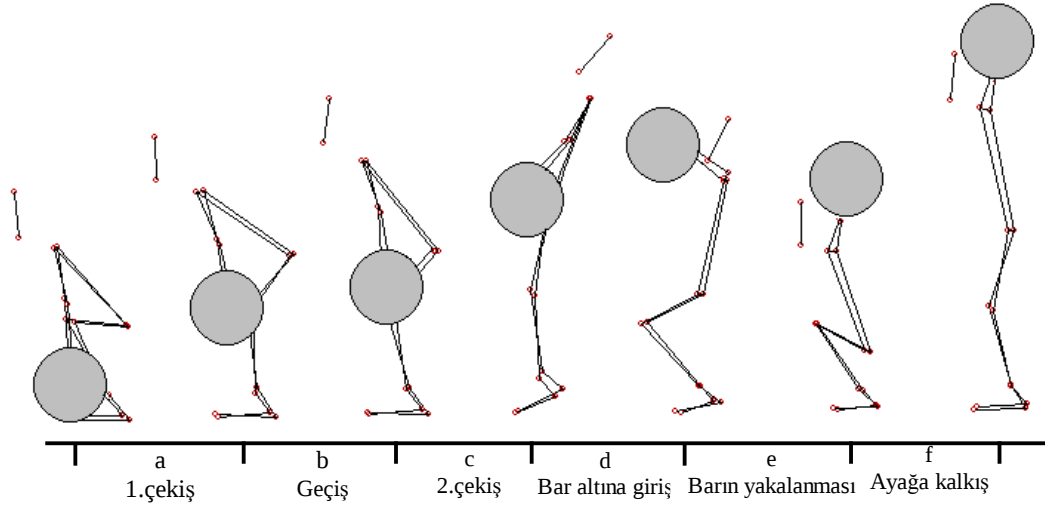
### 2.2.3. Koparma tekniği

Olimpik halterde klasik kaldırış olarak adlandırılan koparma tekniği, barın sürekli tek bir hareketle baş üzerine kaldırılması ve tam skuat pozisyonunda yakalanan barla birlikte ayağa kalkılmasıdır (15).

Koparma tekniği sürekli tek bir hareket olmasına karşın altı temel evreden meydana gelmektedir. Şekil 2.1 bu evreleri göstermektedir: (a) 1. çekiş evresi (b) geçiş evresi (c) 2. çekiş evresi, (d) bar altına giriş evresi, (e) barın yakalanması (f) ayağa kalkış evresi. Barın yerden ayrılışından haltercinin bar altına girerek barı baş üstünde yakaladığı Şekil 1a-e arasındaki evreler, tüm hareketin teknik olarak en zor ve en önemli parçası olarak gösterilmektedir (16-20).

Koparma tekniğinde barı kaldırabilmek için; vücut başlangıç pozisyonunu aldıktan sonra aşağıda belirtilen evreler gerçekleştirilir.

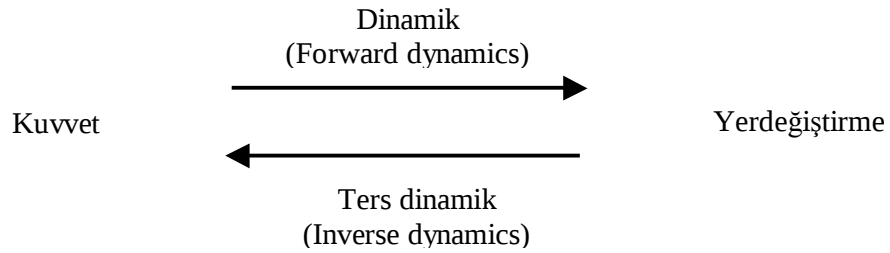
- (a) 1. çekiş : Barın yerden ayrılışından maksimum diz ekstensiyonuna kadar.
- (b) Geçiş : Maksimum diz extensionundan maksimum diz fleksiyonuna kadar.
- (c) 2. çekiş : 1. maksimum diz fleksiyonundan 2. maksimum diz ekstensiyonuna kadar.
- (d) Bar altına giriş (BAG) : 2. maksimum diz ekstensiyonundan barın maksimum yüksekliğine kadar.
- (e) Barın yakalanması (BY): Barın maksimum yüksekliğinden tam skuat pozisyonunda sabitlenmesine kadar.
- (f) Ayağa kalkış: Tam skuat pozisyonundan yükselerek barın hareketsiz baş üzerinde kollar gergin tutulmasına kadar.



Şekil 2.1. Koparma tekniğinin evreleri

### 2.3. Koparma tekniğinin biyomekanik analizi

Sportif hareketlerin dinamik yapısının anlaşılmasını kolaylaştıran kinetik ve kinematik analizler spor biyomekaniğinde sıklıkla kullanılan yaklaşımlardır (21). Kinetik analiz hareketin nedenlerini (kuvvet vb.) incelerken, kinematik analiz ise hareketin miktar analizlerini (yerdeğiştirme, hız, ivme vb.) yapmaktadır (22).



Şekil 2.2. Dinamik çözümlemeler. Zatsiorsky (23)'den alınmıştır.

İleriye doğru dinamik çözümlemelerde ölçülen kuvvetin integralleri alınarak cismin yerdeğiştirmesi belirlenebilir. Ters dinamik çözümlemelerde ise cismin yerdeğiştirmesinin zamana bağlı türevleri alınarak cisim üzerindeki kuvvetler hesaplanır.

Olimpik halterde biyomekanik analizler, çekiş evrelerinde vücut ile barın bir sistem olarak yere uyguladığı kuvvetin doğrudan ölçüldüğü kinetik analizlerle,

eklem açıları ile bar yörüngesinin incelendiği açısal ve doğrusal kinematik ve bar üzerinde yapılan iş, güç ve enerji hesaplamalarını içermektedir (16, 18, 21, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30).

Olimpik halterde çekiş sırasında kuvvet değişiminin doğrudan değerlendirildiği ilk araştırmalardan biri olan Enoka (16)'nın çalışmasında 1.çekiş evresinde yer reaksiyon kuvvetinin dikey bileşeninin sistem ağırlığının (vücut ağırlığı ve barın ağırlığının toplamı) % 130'una ulaştığı, geçiş evresinde ise sistem ağırlığının % 85'ine düştüğü, 2. çekiş evresinde ise sistem ağırlığının % 150'sine çıktığı bulunmuştur. Aynı çalışmada görüntü analizi kullanılarak bara uygulanan kuvvetin dikey bileşeni ters dinamik metotla hesaplanmış ve çekiş sırasında kuvvetteki değişimlerin iki pozitif ve geçiş evresindeki negatif ivmelenmeyle ilişkili olduğu gözlenmiştir. Bartonietz (28) ise geçiş evresinde bir başka deyişle 1. çekiş ile 2. çekiş arasında barın hızındaki kısa süreli azalmanın kabul edilebilir olduğunu, ancak bu azalmadan dolayı 2. çekişte daha yüksek kabiliyete gereksinim duyulacağını ifade etmektedir. Barın kinematik verisi kullanılarak yapılan iş ve güç hesaplamalarında ise Garhammer (18) koparma tekniğinin çekiş evresindeki güç değerlerinin vücut ağırlığı ile birlikte artış gösterdiğini (1245 W ile 3599 W) ve dikeyde yapılan işin toplam güç çıktısının en büyük bileşeni olduğunu vurgulamaktadır. Stone ve diğ., (26) ise barın yatay hareketlerinin de önemli olduğunu ifade ettikten sonra elit haltercilerde barın başlangıç pozisyonuna göre geriye doğru yatayda 10-20 cm arasında yerdeğiştirdiğini ve yatay hareketin daha fazla olması halinde bar altına girişte barın yakalanmasının zorlaştığını ve yatayda yapılan işin arttığını belirtmektedir.

Koparma tekniğinin çekiş evresinde bar kinematiginden yola çıkılarak hesaplanan iş ve güç değerlerini inceleyen çalışmalarda ortak özellikler evreler arasındaki biyomekanik farklılıkları belirlemek ve koparma kaldırışının teknik bileşenlerini değerlendirmektir. Bu yaklaşımla Enoka (16) koparma ve silkmeye barın yerden yaklaşık bel yüksekliğine ulaşmasının çekiş olarak tanımlandığını, ancak barın yerdeğiştirmesi diz eklemiindeki açısal yerdeğiştirme referans alınarak değerlendirildiğinde, çekişin çift diz bükülme tekniği ("Double Knee Bend") olarak isimlendirilen fleksiyon periyodu ile ayrılan iki ekstensiyon evresinden oluştuğunu bildirmektedir. Bu teknik, 2. çekişin gerçekleştirilebilmesinin bir yöntemi olarak

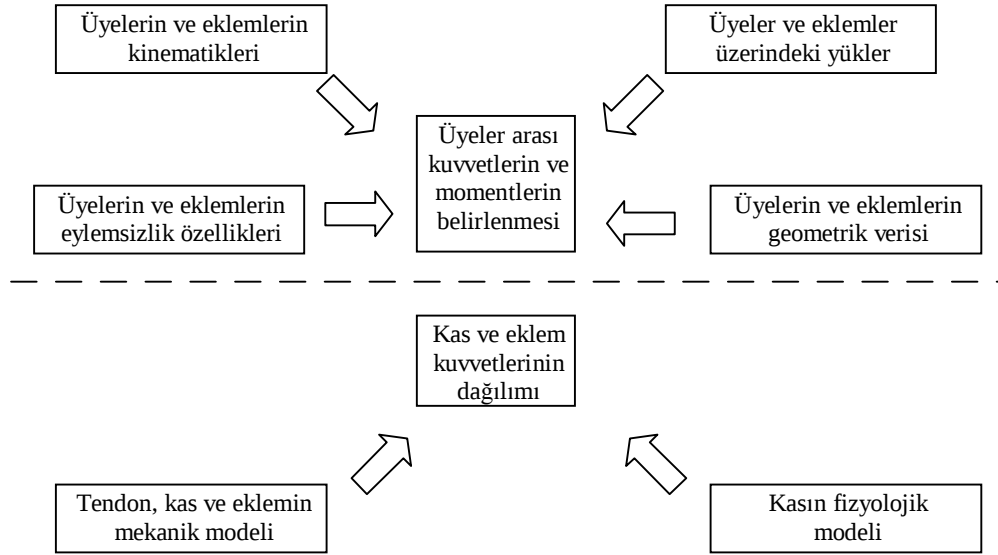
gösterilmektedir. Bu nedenle, sadece barın konumuna bakarak evreleri açıklamanın yetersiz kaldığı, barın uzaydaki pozisyonunun vücudun pozisyonu ile birlikte değerlendirildiğinde kaldırışın teknik bileşenlerinin daha iyi anlaşılabilceği sonucu öne çıkmaktadır. Bu açıdan değerlendirildiğinde, Gourgoulis ve diğ., (20) tarafından dizin maksimum ekstensiyonuna kadar barın dikey eksen hızının sürekli arttığı ve 1. çekişte mekanik işin daha fazla olduğu belirtilmektedir. Garhammer ve diğ., (31) ise çift diz bükülme tekniğinin mekanik avantajını vurgulayarak koparma tekniğinde 2. çekişin 1. çekiş evresine göre daha yüksek mekanik güç gereksinimi ile sonuçlandığını ve bu sonucunda çekişin daha kuvvetli ve daha kısa zaman aralığında gerçekleşmesi ile ortaya çıktığını bildirmektedir. Öte yandan birçok çalışmada mekanik gücün 2. çekiş evresinde daha fazla olduğu ifade edilmektedir (32-34). Mekanik iş ve güç çıktıları 1. çekişin kuvvet karakterli, 2. çekişin ise daha çok güç karakterli olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, Isaka ve diğ., (27) çekişten sonra bar yüksekliğinin optimal bir şekilde maksimize, bar altına giriş sırasında ise bar yüksekliğindeki azalmanın minimize edilmesini başarıda etkili bir faktör olarak görmektedir. Benzer bir görüşü Burdett, (19) ifade ederek yetenekli halterciler tarafından barın daha düşük yüksekliklere kaldırılmasının teknikte belirli bir avantaj oluşturduğunu ve bar altına giriş evresinde barın baş üstünde sabitlenmesi için gereken yükseklikteki azalmanın açık bir şekilde bar ağırlığı ile oluşan toplam işteki tasarrufu ifade ettiğini bildirmektedir. Garhammer (34) ise elit ağır siklet haltercilerin çeşitli ağırlık kaldırma egzersizlerinde güç çıktılarının göğüs preste 415 W, skuatta 900 W ve sabit omuzlamada 3413 W olduğunu bildirmektedir. Bir beygir gücünün yaklaşık 746 W olduğu düşünüldüğünde, kuvvetin ne kadar kısa sürede uygulandığı önem kazanmaktadır. Garhammer (31, 33, 35) yarışma ortamında aynı siklet haltercinin kaldırdığı ağırlık arttırıldığında, çekiş sürelerinin uzadığını, maksimum ve ortalama çekiş hızlarının, maksimum bar yüksekliğinin ve güç çıktılarının azaldığını bildirmektedir.

#### **2.4. Ters dinamik yöntemle üyeler arası kuvvet ve momentlerin belirlenmesi**

Hareket denklemleri insan vücudunda birbirine bağlı üyelerin dinamiklerini ölçmek için formüle edilebilirler. Ancak, eklemlerin kuvvet ve

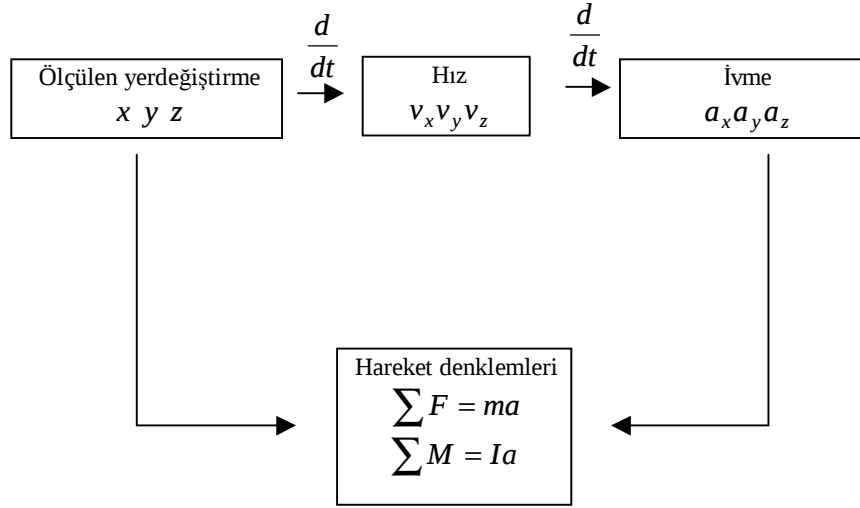
momentlerini hesaplayan bu ters dinamik metodlar kütlenin, kütle merkezlerinin ve eylemsizlik momentlerinin doğru tahminlerini gerektirmektedir (36).

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 paylaştırılması (force distribution problem) (4). Bu iki adım şekil 3'te şematize edilmiştir.



Şekil 2.3. Kas ve eklem kuvvetlerinin analitik modeli iki adımda başarılıdır. Üyeler arası kuvvet ve momentlerin belirlenmesi ve kuvvetlerin dağılımı. Allard ve diğ. (4)'ten alınmıştır.

Biyomekanikte, bilinmeyen kas ve eklem kuvvetleri yaygın olarak matematiksel ifadelerle belirlenmektedir. Çünkü bu kuvvetler doğrudan kolayca ölçülemezler. Öte yandan hareket deneysel olarak ölçülebilir. Kinematik veriye bağımlı olarak üyeler arası kuvvetlerin ve momentlerin belirlenmesi ters dinamik problem çözümünü gerektirir. Hareket denklemlerinin türevleri ya Newton ya da Lagrange eşitliklerine bağımlı olarak çözülmektedir (4).



Şekil 2.4. Ters dinamik problem. Allard ve diğ., (4) ten alınmıştır.

Bir basitleştirilmiş Kuazi-statik (“quasi-static”) çözümde kinematik etkilerin ihmal edilebilir olduğu farzedilir. Statik denge, iç ve dış kuvvetlerin ve momentlerin dengelendiği ve cismin hareket etmediği bir durumdur. Dinamikte ise hem ötelenmenin (“translation”) hem de dönmenin (“rotation”) her bir vücut üyesi için sürdürülebilir olmaya ihtiyacı vardır. Bu yüzden vücudun her üyesi için statik eşitlikleri aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir (Eş.2.1-2).

$$\sum F = 0 \quad (2.1)$$

$$\sum M = 0 \quad (2.2)$$

Dinamik durumlarda, iskelet-kas sistemi birden fazla katı cismin eklemlerle birbirine bağlanarak modellenabilir. Eğer üyelerin yerdeğiştirmesi, 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. Iskelet-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 (4).

## **2.5. Katı cisim dinamiği**

### **2.5.1. Katı cisim**

Katı cisim, bir kuvvetin etkisi altında şekil değiştirmedeği varsayılan ve uzayda sonlu hacmi dolduran cisimlerdir. Birçok küçük kütle parçacıklarından oluşan katı cisim yaklaşımında, cismin herhangi iki parçacığı arasındaki mesafenin değişmediği varsayılır. Katı cisim kavramı tüm vücudun hareketine göre cismin şekil değiştirmesinin önemsiz olduğu durumlarda geçerli olabilir (37, 9).

### **2.5.2. Genel hareket denklemleri**

İnsan vücudundaki biyomekanik patolojilerle ilgilenen klinikçiler, 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 (38-40).

#### **2.5.2.1. Newton'un hareket yasaları**

Isaac Newton'un 1687 yılında yayınlanan "Principia" kitabında klasik mekanik kanunları ifade edilmiştir. Modern terminoloji kullanılarak hareket yasaları aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır (41).

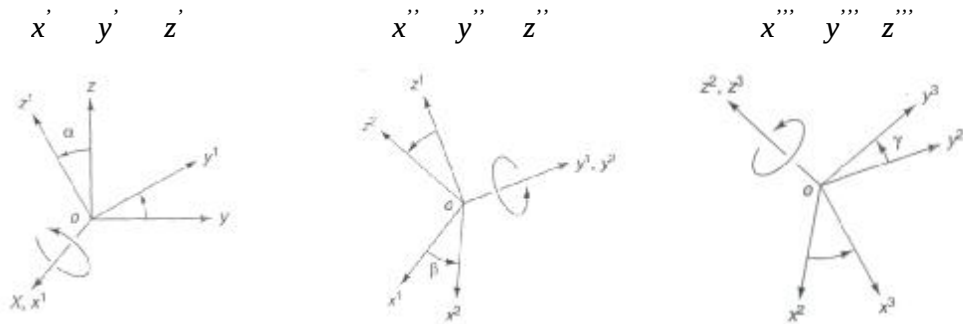
1. Her cisim durumu değiştirecek bir kuvvet üzerine etki etmedikçe, doğru bir hat üzerinde hareketine veya hareketsiz durumda ise durmaya devam eder.

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 etkiyen iki kuvvetin büyüklükleri eşit ancak yönleri terstir.

### 2.5.3. Euler denklemleri

Öncelikle üç boyutlu kinematik ve kinetik analizde, kinetik analiz yapabilmek için koordinat verisinden vücut üyelerinin açısal hareketleri hesaplanmaktadır. Bu hesaplamalarda “Euler” veya “Cardan” açıları kullanılmaktadır. Bu iki hesaplama arasındaki temel farklılık eksenlerdeki dönme sıralamalarının farklı olmasıdır (42). Bu nedenle, bir cisim uzayda bir konumdan diğer bir konuma birçok farklı şekilde gelebilir. Bu çalışmada Kardan açıları (“Cardan angles”) kullanılmıştır. Kardan açılarında önce X ekseninde dönme (alfa- $\alpha$ ), sonra Y ekseninde dönme (beta- $\beta$ ) ve son olarak Z ekseninde dönme (gama- $\gamma$ ) 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 2.5. Kardan açılarının sırası.

Kardan açılarının 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.

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(a) & \sin(a) \\ 0 & -\sin(a) & \cos(a) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = [f_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

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.

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(b) & 0 & -\sin(b) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(b) & 0 & \cos(b) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = [f_2] \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

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.

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(g) & \sin(g) & 0 \\ -\sin(g) & \cos(g) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = [f_3] \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = [f_1] [f_2] [f_3] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Eksenlerde dönme meydana getiren rotasyon matrisleri çarpıldığında eşitlik (2.4) komütatif olmadığı için ötelemenin sıralaması ilk olarak  $(\Phi_1)$ , ikinci  $(\Phi_2)$  ve son olarak  $(\Phi_3)$  şeklinde olmalıdır. Aksi takdirde,  $(\Phi_1) (\Phi_2) \neq (\Phi_2) (\Phi_1)$ . Eşitlik (2.4) açık şekilde yazılabilir (43).

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c(b)c(g) & c(b)s(g) & -s(b) \\ s(a)s(b)c(g) - c(a)s(g) & s(a)s(b)s(g) + c(a)c(g) & s(a)c(b) \\ c(a)s(b)c(g) + s(a)s(g) & c(a)s(b)s(g) - s(a)c(g) & c(a)c(b) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

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

$$M_x = I_{xx}a_x + (I_{zz} - I_{yy})\omega_y\omega_z \quad (2.8)$$

$$M_y = I_{yy}a_y + (I_{zz} - I_{xx})\omega_z\omega_x \quad (2.9)$$

$$M_z = I_{zz}a_z + (I_{yy} - I_{xx})\omega_x\omega_y \quad (2.10)$$

Bu eşitlikler Euler'in hareket denklemleri olarak bilinir. Nispeten basit ve katı cismin rotasyonel hareketlerinin çözümünde yaygın şekilde kullanılır (37).

## 2.6. İnsan vücudunun eylemsizlik özellikleri

Katı cisimlerin açısal hareketlerinde kütlelerin dönmeye karşı gösterdiği direnç eylemsizlik momenti olarak tanımlanmaktadır (37). Eylemsizlik momenti üyenin sahip olduğu kütle miktarıyla ve dönme eksenine göre kütlelerin dağılımıyla da ilişkilidir (44).

Üyenin kinematik verilerinden hareketle çeşitli kinetik büyüklüklerin örneğin; eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanmasında vücut üyelerinin eylemsizlik parametreleri (üye kütleleri, kütle merkezleri, eylemsizlik momentleri) kullanılmaktadır (6, 45). İnsan vücudundaki üyelerin eylemsizlik momentlerini doğrudan hesaplamaya çalışan farklı teknikler bulunmaktadır. Bu tekniklerden bazıları; pendulum tekniği (9), matematik modelleme (7, 46-50), gamma kütle tarama metodudur (39). Ayrıca doğrudan ölçümlerle antropometrik veriler ilişkilendirilerek geliştirilen regresyon denklemleride eylemsizlik momentlerinin hesaplanmasında kullanılmaktadır (6, 51).

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 kinematiğinden kuvvet ve momentler veya kuvvet ve momentlerden üye ivmesi, hızı ve yerdeğiştirmesi belirlenebilir (52).

İleriye doğru veya ters dinamik metodları kullanarak insan hareketlerinin kinetiklerini hesaplama vücut üyelerinin eylemsizlik özelliklerinin doğru bilgisini gerektirir. Vücut üyelerinin eylemsizlik özelliklerini tahmin eden önceki çalışmalar üç grupta sınıflandırılabilir:

- (1) Regresyon denklemlerine bağımlı olan metodlar,
- (2) Matematik modeller,
- (3) Doğrudan ölçümler.

Regresyon denklemleri kadavra çalışmalarına bağımlı olarak yapılmaktadır. Ancak, bir denekle yapılan kadavra çalışmalarında kadavra örneklemi arasındaki yapısal ve doku kompozisyonu farklılıkları oldukça önemli hatalara yol açmaktadır (53). Matematik modeller ise bireysel olarak uygulanabilmektedir. Ancak, bu yaklaşımda da üyenin anatomisini doğru bir şekilde tanımlayabilme kapasitesi sınırlıdır (54). Ayrıca üye eylemsizlik özelliklerinin yaş, cinsiyet, ırk ve morfolojideki farklılıklardan dolayı insan popülasyonunda farklılıkların var olduğu vurgulanmaktadır (55). MRI ve bilgisayarlı tomografi (CT) gibi radyasyon bağımlı metodlarla daha doğru ölçümler sağlanabilmektedir (51, 56). Bu yöntemlerin farklı ve kolay olan farklı yöntemler de bulunmaktadır. Bu konuda, Peyton (57) önkolun eylemsizlik momentinin hesaplanmasında kullanılan üç farklı yöntemi birbiri ile karşılaştırarak gevşemiş salınım tekniği ile (“relaxed oscillation technique”) hızlı serbest bırakma tekniğinin (“quick release technique”) bileşik pendulum tekniğine (“compound pendulum technique”) göre daha tutarlı sonuçlar sağladığını bulmuştur.

## 2.7. İnsan vücudunun matematik modelleri

İnsan vücudunun eylemsizlik özellikleri, örneğin; kütle, kütle merkezi ve eylemsizlik momentleri, sıklıkla insan hareketinin miktarsal analizleri için gerekli

olan değişkenlerdir. Vücut üyelerinin kütesel özelliklerinin elde edilmesinde kullanılan deneysel ve teorik yöntemler geliştirilmiştir (9).

Nigg ve Herzog (9)'un bildirdiğine göre, vücut üyelerinin değişkenlerini belirlemek için yapılan ilk deneysel çalışmalarda kadavralar kullanılmış, Braune ve Fisher (1889), Dempster (1955), Clauser ve diğ. (1969), Chandler ve diğ. (1975) yapmış olduğu deneysel çalışmalarda insan vücudunun veya seçilen üyelerin kütle, hacim, yoğunlukları belirlenmiştir.

Deneysel yöntemler üyelerin kütlelerini, kütle merkezlerinin konumlarını ve hacimlerini belirlemede uygun görülmesine rağmen, deneysel olarak belirlenen üye eylemsizlik özelliklerinin yerine, insan vücudunun eylemsizlik özellikleri matematiksel bir modelle de ifade edilebilir. Bu matematik modellerden dördü farklı yaklaşımlar olarak aşağıda sunulmuştur.

### **Matematik modeller**

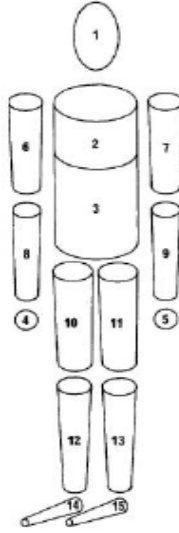
Matematik modeller, insan vücudundaki üyelerin ve tüm vücudun eylemsizlik özelliklerinin sadece bir pozisyon için değil, vücudun birçok farklı pozisyonu için hesaplanmasını sağlar. Bu yüzden, insan hareketinin benzeşiminde (“simulation”) kullanılabilir. Genelde, modelin girdisi olarak kullanılan boyutları belirlemek için bir denekten veya arka arkaya sayısallaştırılan fotoğraflardan antropometrik ölçümler alınır (9).

### **Hanavan modeli**

Hanavan (46) modeli, 15 basit geometrik katı cisimden oluşmaktadır. Bu modelde, katı cisimlerin geometrisini oluşturabilmek için alınan 25 antropometrik ölçüm kullanılmaktadır. Modelin geliştirilmesinde ise bazı 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 ve
- Üyeler kütlesi olmayan menteşe eklemlerle bağlanırlar.



| Üye       | Sayı(lar) | Geometrik şekil       |
|-----------|-----------|-----------------------|
| Baş       | 1         | Sağ Dairesel elipsoid |
| Üst gövde | 2         | Sağ Eliptik silindir  |
| Alt gövde | 3         | Sağ Eliptik silindir  |
| El        | 4,5       | Küre                  |
| Üst kol   | 6,7       | Dairesel kesik koni   |
| Alt kol   | 8,9       | Dairesel kesik koni   |
| Üst bacak | 10,11     | Dairesel kesik koni   |
| Alt bacak | 12,13     | Dairesel kesik koni   |
| Ayak      | 14,15     | Dairesel kesik koni   |

Şekil 2.6. Hanavan modelindeki üyelerin tanımlamaları ve şematik gösterimi. Hanavan (46)'dan alınmıştır.

Her bir üyenin ağırlık merkezi, kütlesi, eylemsizlik momenti katı cisimlerin her birinin geometrik şeklinden elde edilmektedir. Hanavan modeli, Santschi ve diğ. (1963) tarafından sağlanan veri kullanılarak test edilmektedir. 66 denekten alınan antropometrik ölçümler modelde kullanılmakta, vücut ağırlık merkezi ve asal eksen eylemsizlik momentleri sekiz vücut pozisyonu için hesaplanmaktadır. Santschi ve diğ. (1963)'den elde edilen veri ile karşılaştırıldığında, matematik modelde vücut ağırlık merkezi 1.8 cm ve eylemsizlik momentleri % 10 farkla hesaplanmaktadır.

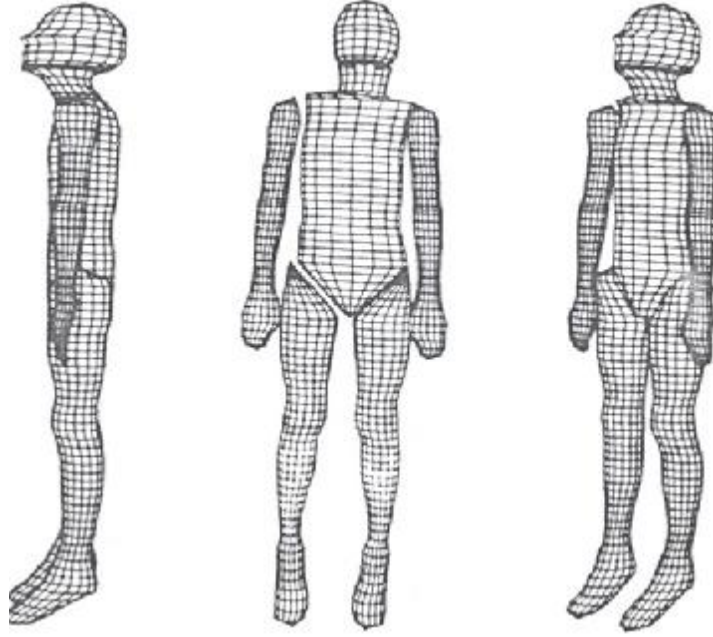
### Fotogrametrik yöntem

Jensen'in kullandığı (47, 52) fotogrametrik yöntemde, insan vücudu eliptik alanlara ayrılarak modellenmektedir. Bu modelde tüm vücut temelde transvers düzlemde 2 cm 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).

Bu yöntemde, bazı kabuller yapılmıştır:

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



Şekil 2.7. Jensen modelindeki üyelerin şematik gösterimi. Jensen (52)'den alınmıştır.

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 yüzü koyun uzanır (örneğin; boyun hiper ekstensiyon, ayak plantar fleksiyon, parmaklar ekstensiyonda). Üyeler vücut eksenine paralel olacak şekilde pozisyon alır. Deneğe yapışık yüzey üzerine yatay ve dikey işaretler konur ve denek boylu boyunca fotoğraflar. 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.

Tablo 2.2. Farklı çalışmalarda vücut ağırlığının yüzdesi olarak elde edilen relatif üye kütleleri

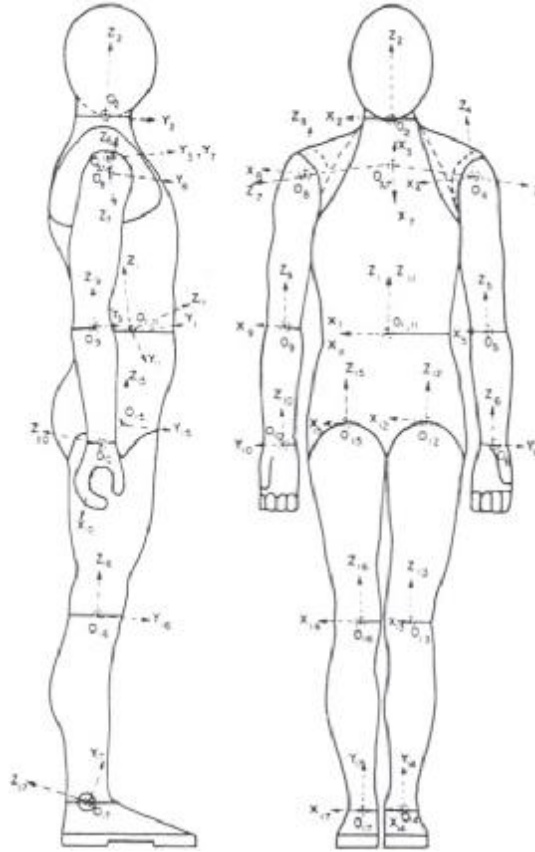
| Üye       | Relatif üye kütlesi (%) |                            |              |                                     |                |                |
|-----------|-------------------------|----------------------------|--------------|-------------------------------------|----------------|----------------|
|           | Dempster<br>(55)        | Clauser<br>ve diğ.<br>(59) | Hatze<br>(7) | Zatsiorsky ve<br>Seluyanov<br>(51)* | Jensen<br>(52) | Jensen<br>(52) |
|           | Yetişkin                | Yetişkin                   | Yetişkin     | Yetişkin                            | 12 yaş         | 15 yaş         |
| Baş       | 7.9                     | 7.3                        | 6.5          | 6.9                                 | 10.1           | 6.7            |
| Gövde     | 49.6                    | 50.7                       | 45.1         | 43.5                                | 41.7           | 41.6           |
| Üst bacak | 9.7                     | 10.3                       | 11.9         | 14.2                                | 11.0           | 12.1           |
| Alt bacak | 4.5                     | 4.0                        | 5.5          | 4.3                                 | 5.3            | 5.6            |
| Ayak      | 1.4                     | 1.5                        | 1.5          | 1.4                                 | 2.1            | 2.1            |
| Üst kol   | 2.7                     | 2.6                        | 2.9          | 2.7                                 | 3.2            | 3.5            |
| Alt kol   | 1.6                     | 1.6                        | 1.8          | 1.6                                 | 1.7            | 1.7            |
| El        | 0.6                     | 0.7                        | 0.6          | 0.6                                 | 0.9            | 0.8            |

\*Sporcularda çalışılmış

## Hatze modeli

Hatze (7), 17 üyeden oluşan model;

- 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 farz etmez
- Vücudun yapısal değişimlerini değerlendirir. Örneğin, şişmanlık, hamilelik .
- Çocuklar için geçerlidir ve
- Düşük yoğunluktaki akciğerleri modeller.



Şekil 2.8. Hatze modelindeki üyelerin şematik gösterimi. Hatze (7)'ten alınmıştır.

Modelde bir denneğin temsil edilebilmesi 242 antropometrik ölçümü gerektirir. Modelde en büyük basitleştirici varsayım üyelerin katı cisim kabul edilmesidir. Bu modeldeki üyeler; Abdomino-thoracic, baş-boyun, omuzlar, üst kollar, ön kollar, eller, abdomino-pelvic, üst bacaklar, alt bacaklar ve ayaklardır.

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

Dempster (58)'in transvers düzlemdeki eylemsizlik moment değerleri ile bu modelden aynı düzlem için elde edilen değerler tablo 2.3'te verilmiştir.

Tablo 2.3. Vücut üyelerinin deneysel olarak belirlenen transvers düzlemdeki eylemsizlik moment değerleri

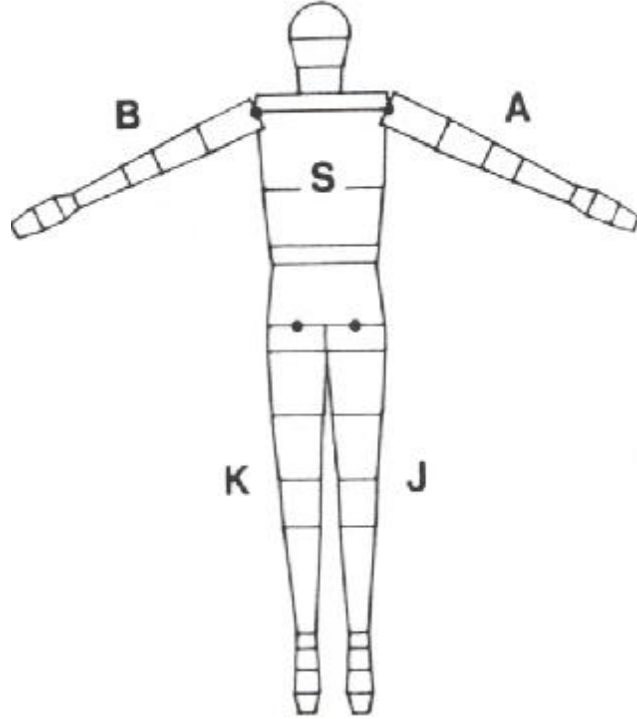
| Üye        | Dempster (58)                                    | Hatze (7)                                        |
|------------|--------------------------------------------------|--------------------------------------------------|
|            | Transvers eylemsizlik momenti ( $\text{kgm}^2$ ) | Transvers eylemsizlik momenti ( $\text{kgm}^2$ ) |
| Baş-boyun  | 0.0310                                           | 0.0337                                           |
| Sol üstkol | 0.0222                                           | 0.0203                                           |
| Sağ üstkol | 0.0220                                           | 0.0229                                           |
| Sol önkol  | 0.0055                                           | 0.0086                                           |
| Sağ önkol  | 0.0072                                           | 0.0093                                           |
| Sol el     | 0.0009                                           | 0.0010                                           |
| Sağ el     | 0.0011                                           | 0.0010                                           |
| Sol bacak  | 0.0650                                           | 0.0798                                           |
| Sağ bacak  | 0.0620                                           | 0.0747                                           |
| Sol ayak   | 0.0037                                           | 0.0051                                           |
| Sağ ayak   | 0.0040                                           | 0.0051                                           |

Denekten doğrudan ölçülerek elde edilen çeşitli üye eylemsizlik özelliklerinin karşı yapılan doğrudan karşılaştırmalar modelin tümüyle deneysel veriyle örtüştüğünü göstermektedir (hata oranı % 3-5).

### Yeadon modeli

Yeadon (48, 49) 40 parçaya ayrılmış katı cisimleri kullanarak 11 üyeli bir model tanımlamaktadır. Bir birey üzerinde 95 antropometrik ölçüm yapılarak modelin geometrisi belirlenmektedir. Modeldeki kabuller şöyledir:

- Üyelerin katı cisim olduğu
- Boyun, el bileği ve ayak bileğinde hareketin olmadığı
- Üyeyi oluşturan katı cismin uzunlamasına olan ekseninde yer aldığı
- Üye yoğunluğunun yan yana dizilen katı cisimlerde aynı olduğu.



Şekil 2.9. Yeadon modelindeki üyelerin şematik gösterimi. Yeadon (49)'dan alınmıştır.

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 denegün toplam vücut

k t lelerini % 2.3 oranında hata payıyla tahmin etmektedir. Akciğerlerde kalan hava için bir düzeltme olursa (göğüs içi yo unlu un aynı olduğunun kabul edilmesi yerine), toplam vücut kütlesindeki hata yaklaşık % 1 azaltılır. Yeadon (48, 49), diğer eylemsizlik özelliklerinin doğruluğu hakkında bilgiyi her iki çalışmasında da sunmamaktadır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Denekler

Çalışmada koparma kaldırışı 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. Modelde farklılaşan değişken kaldırışın kinematik verisidir. Bu nedenle halter erkek milli takımının 69 kg kategorisinde yarışan Olimpiyat oyunlarında ve uluslar arası yarışmalarda dereceleri olan bir halterci (yaş = 30 yıl, boy = 1.62 m, vücut ağırlığı = 60 kg) çalışmaya denek olarak alınmıştır.

#### 3.2. Verilerin toplanması

Çalışmada dinamik modelin girdisini oluşturan verinin toplanması üç aşamada gerçekleştirildi. Silindir kabul edilen vücut üyelerinin geometrisini oluşturmak için deneğin antropometrik ölçümleri, hareket analizi yazılımından ters dinamik analiz hesaplamalarında kullanılmak üzere kinematik verinin elde edilmesi için görüntü kaydının yapılması ve modelden hesaplanan yer tepki kuvvetleri ile modelin işlerliğini test edecek kuvvet platformu ölçümleri yapıldı. Deney düzeneğinde kullanılan hareket analizi sistemi ve kuvvet platformu Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Deney düzeneği

### 3.2.1. Veri toplama araçları

### 3.2.2. Antropometrik ölçümler

Deneğin boyu 1 mm hassasiyetli stadiometre ile vücut ağırlığı 100 gr hassasiyetli tanita marka terazi ile ölçüldü. Antropometrik ölçümler Holtain marka antropometrik set (Holtain LTD, UK) kullanılarak yapıldı.

Üye uzunlukları ve çevre ölçümleri anatomik pozisyonda deneğin sağ tarafından alındı. Ölçümler üç kez tekrarlandı.

#### Uzunluk ölçümü

Üst kol uzunluğu: Akromion çıkıntı ile radiale arasındaki mesafe

Ön kol uzunluğu: Radiale ile stylium arasındaki mesafe

Baş uzunluğu: Mandibula ile verteks arasındaki mesafe

Gövde uzunluğu: Akromion ile femur başı arasındaki mesafe

Üst bacak uzunluğu: Büyük trokanter ile femoral epicondyle arasındaki mesafe

Alt bacak uzunluğu: Fibula başı ile lateral malleol arasındaki mesafe

Ayak uzunluğu : Calcaneus ile en uzun parmak arasındaki mesafe

### **Çevre ölçümü**

Ön kol çevresi: El supinasyonda, dirsek ekstansiyonda ve kol abduksiyonda iken ön kolun proksimal çevresi, ön kol uzunluğunun orta noktasındaki çevre ve el bileği çevresi ölçümlerinin ortalaması.

Üst kol çevresi: Üst kolun proksimal, distal ve orta noktasındaki çevre ölçülerinin ortalaması

Baş çevresi: Oksipital çıkıntı ve kaşların hemen üstü.

Gövde çevresi: Göğüs ve karın çevre ölçümlerinin ortalaması.

Göğüs çevresi: 4. kaburganın sternumla eklem yaptığı noktadaki çevre

Karın çevresi: lateralde iliac crista noktası ile anteiorde umblicusdan geçen çizgi üzerinden alındı.

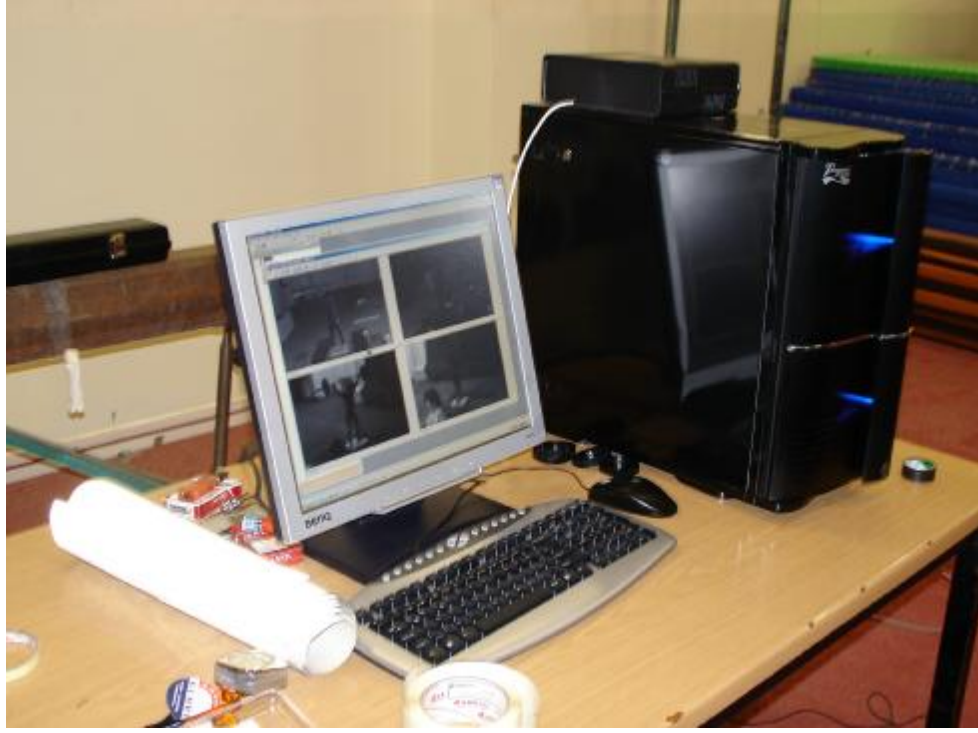
Üst bacak çevresi: Gluteal bölgenin hemen altında femur başı çevresi, üst bacağın orta noktasındaki çevre ve patellanın orta noktasındaki çevre ölçümlerinin orta noktası

Alt bacak çevresi: Patellanın orta noktasının çevresi, baldırın en kalınlaştığı noktadaki çevre, ve ayak bileği çevresi ölçümlerinin ortalaması.

Ayak çevresi: Ayağın kütle merkezindeki çevresi.

### **3.2.3. Hareket analizi**

Vücut üyeleri ve bar hareketinin 3 boyutlu kinematik verisi insan hareketlerinin analizi için geliştirilen “SİMİ Motion 7.3” yazılımı kullanılarak bilgisayar ortamında elde edildi.



Şekil 3.2. “Simi Motion” hareket analizi sisteminin bilgisayar ünitesi

Hareket analizinde kullanılan donanımı oluşturan elektronik cihazlar şunlardır:

- 4 taşınabilir video kamera (200 Hz frekanslı Basler A602f-HDR)
- Kamera ile kaydedilen görüntüyü yakalamak için iki video kartı (Board Firewire PCI).
- Senkronize kutusu (Trigger Box)
- Kalibrasyon kafesi (uzaysal konumları bilinen 12 noktalı kafes)
- Eklemlere ve bara yerleştirilen yansıtıcı işaretler (reflective marker)

Hareket analizi üç aşamada gerçekleştirildi:

- Görüntü kaydı: Haltercinin koparma kaldırışı 4 adet kamera ile kaydedildi. Kameralar vücudun sağ tarafına yaklaşık  $180^\circ$  açığı tarayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.5). 4 farklı kameranın çektiği görüntü 2 adet video kartı ile yakalandı ve görüntüler senkronize kutusu yardımı ile eşzamanlı toplandı.
- Sayısallaştırma: Her bir resimdeki yansıtıcı işaretler yazılımın otomatik sayısallaştırma komutu ile sayısallaştırıldı. Hatalı sayısallaştırılan noktalar fare yardımıyla elle tıklanarak düzeltildi. Antropometrik noktaların sayısallaştırma işlemleri tamamlandıktan sonra kalibrasyon görüntüsünde kafes üzerindeki noktaların sayısallaştırma işlemi gerçekleştirildi. Bu noktaların uzaysal konumları yazılıma tanıtıldı.
- Her bir yansıtıcı işaretin konum bileşenlerine DLT (Direct Linear Transformation) algoritması uygulandı.
- Yumuşatma: Sayısallaştırılarak uzaysal konumları elde edilen noktaların konum verisi filtrelenerek yumuşatıldı (Bkz. 3.3. Verilerin işlenmesi).

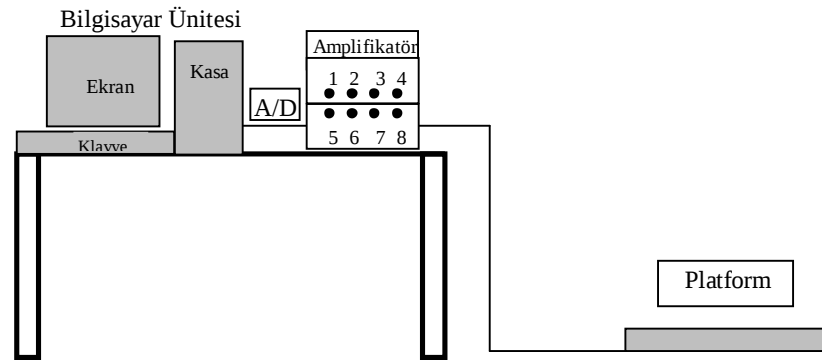
Bu çalışmada kullanılan 11 yansıtıcı işaret tüm vücudun eklemlerine yerleştirildi. Ayrıca önkol ve üstkol üzerinde bir düzlem içerisinde 3'er ekstra yansıtıcı işaret kullanıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Deney düzeneğinde kullanılan yansıtıcı işaretler

#### 3.2.4. Kuvvet platformu

Yer tepki kuvveti (YTK), insan vücudunun yere uyguladığı kuvvete karşı yerin gösterdiği bir tepkidir. Koparma kaldırışında haltercinin vücut ağırlığı ve bar ağırlığının (65 kg) oluşturduğu sistemin yere uyguladığı kuvvetin toplanmasında yer tepki kuvveti ölçme sistemi (YTKOS, Tümer Elektronik, Türkiye) kullanılmıştır (60). Bu sistem; kuvvet platformu, güçlendiriciler (amplifikatörler), analog sayısal çevirici (A/D çevirici) ve bilgisayardan oluşmaktadır. YTKOS'nin şematize edilmiş gösterimi Şekil 3.4'de, deney sırasındaki kullanımı ise Şekil 3.5'de görülmektedir.



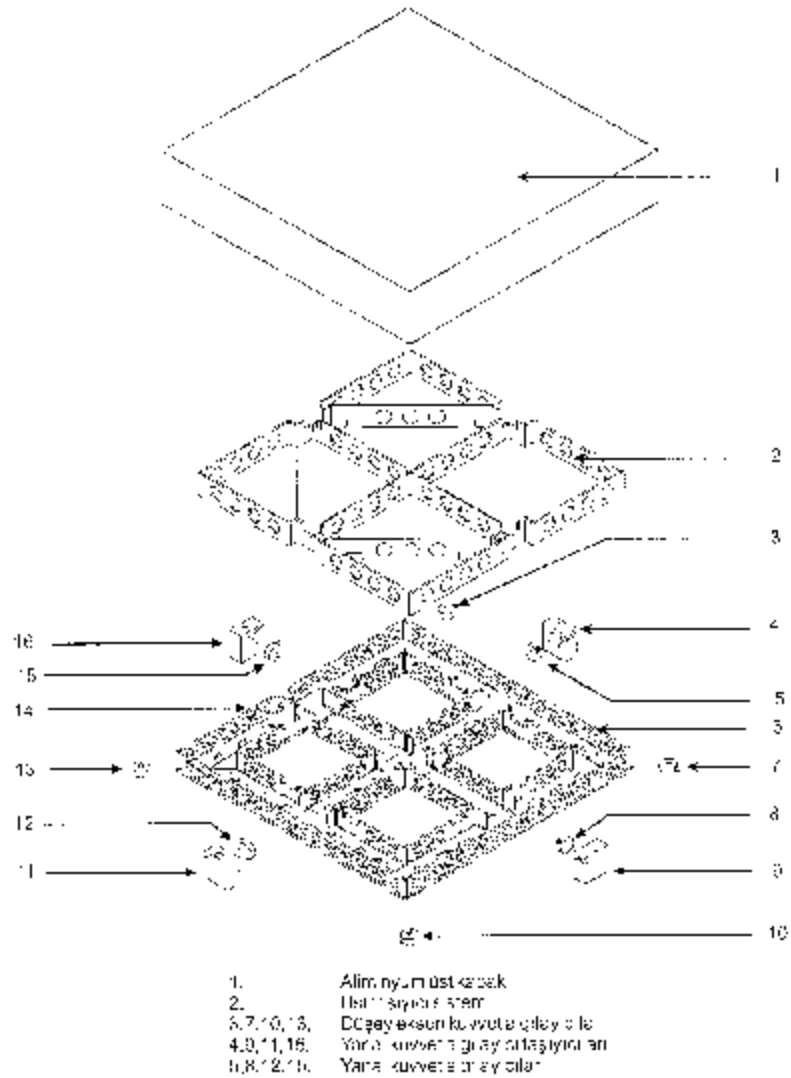
Şekil 3.4. Yer tepki kuvveti ölçme sisteminin şematik gösterimi



Şekil 3.5. Yer tepki kuvveti ölçme sisteminin deney sırasındaki kullanımı

600 mm X 600 mm boyutlarındaki kuvvet platformu temel olarak yedi parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar;

- Kuvvet platformu alt taşıyıcı sistemi
- Kuvvet platformu üst taşıyıcı sistemi
- Kuvvet platformu alüminyum üst kapağı
- Yanal kuvvetleri ölçen yük hücrelerinin yerleştirilmesi için 4 adet yuva (Şekil 3.6).



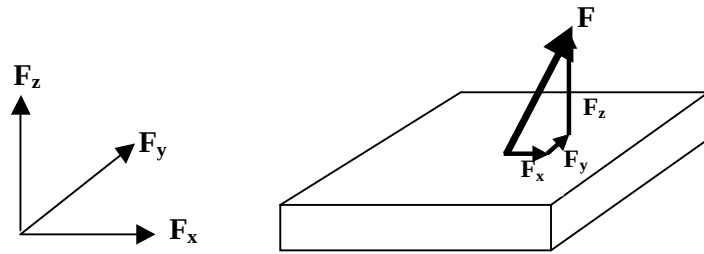
Şekil 3.6. Kuvvet platformunun parçaları

### Yer tepki kuvveti bileşenlerinin hesaplanması

Kuvvet platformunda YTK ölçmek için her biri maksimum 10 kN ölçebilen sekiz adet yük ölçer (AMKN-1D, Gefran, İtalya) bulunmaktadır. Yük ölçerlerin ikisi öne-arkaya ( $F_x$ ) diğer ikisi yanlara ( $F_y$ ) ve platformun köşelerine yerleştirilen dört adet yük ölçer ise dikeyde uygulanan kuvveti ( $F_z$ ) ölçmektedir. Kuvvet platformu dikey ekseninde toplam 40 kN, yanlara ve öne-arkaya 10'ar kN ölçme kapasitesine sahiptir.

Yük ölçerler sekiz adet sinyal güçlendiriciye (PCIR, Gefran, İtalya) bağlanmıştır. Sinyal güçlendiricilerin girişleri seçilen yük ölçerlerine uygun olarak 2.000 mV/V' a, çıkışları ise tam yükte 10 V çıkış verecek şekilde ayarlanmıştır. Sinyal güçlendiricilerin çıkışları (AD-716, Advantech, ABD) 16 bitlik bir analog sayısal dönüştürücü kartının ilk sekiz kanalına bağlanmıştır.

Platformdan alınan sinyaller ilk önce bir yükselteç yardımı ile yükseltilerek 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.



Şekil 3.7. Kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetinin bileşenleri

YTK'nin öne-arkaya ve yanlara olan bileşenleri o yönlerdeki yük ölçerlerden gelen sayısal verinin vektörel farkına eşittir.

$$F_x = F_{x1} - F_{x2} \quad (3.1)$$

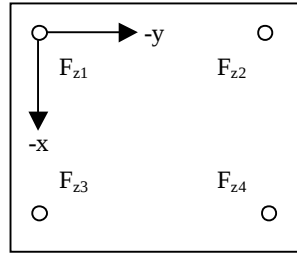
$$\mathbf{F}_y = \mathbf{F}_{y1} - \mathbf{F}_{y2} \quad (3.2)$$

Yere uygulanan kuvvetin dikey bileşeni ( $F_z$ ) platformun köşelerine yerleştirilen yük ölçerlerden gelen sayısal verinin vektörel toplamına eşittir.

$$\mathbf{F}_z = \mathbf{F}_{z1} + \mathbf{F}_{z2} + \mathbf{F}_{z3} + \mathbf{F}_{z4} \quad (3.3)$$

### Dikey kuvvet vektörünün yörüngesi

Platformun köşelerine yerleşmiş düşey kuvvet algılayıcılarından ölçülen kuvvet büyüklükleri ve platform yüzeyinin bilinen ebatları (600 mm x 600 mm) kullanılarak kuvvet vektörünün yörüngesi aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.



$$x_{cg} = \frac{F_{z1} y_1 + F_{z2} y_2 + F_{z3} y_3 + F_{z4} y_4}{\Sigma F} \quad (3.4a)$$

$$y_{cg} = \frac{F_{z1} x_1 + F_{z2} x_2 + F_{z3} x_3 + F_{z4} x_4}{\Sigma F} \quad (3.4b)$$

Şekil 3.8. Kuvvet vektörünün yörünge hesabını gösteren şematik resim

### 3.2.5. Eşzamanlılık (Senkronizasyon)

Koparma kaldırışında görüntü analizi ile kuvvet platformu verisinin eşzamanlı olarak toplanabilmesi için flaş kullanılmıştır. Kaldırışın başlangıcında halterci başlangıç pozisyonunu aldıktan 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 analizi ile kuvvet platformu verisini eşzamanlı toplayabilmek için kullanılan flaşın patlama anı.

### 3.3. Verilerin işlenmesi

Koparma, silkme ve sabit omuzlama tekniklerinin bar ve vücut kinematiğini inceleyen çalışmalarda konum verilerindeki gürültünün uzaklaştırılması için 2. dereceden kesme frekansı 3.6, 4, 6 Hz' lerde değişen alt frekansların geçişine izin veren sayısal filtreler (20, 25, 27), ve 5 noktalı kayan ortalama (34) yumuşatma teknikleri kullanılmaktadır. Souza ve diğ. (21), sabit omuzlama sırasında örnekleme hızı 500 Hz olan kuvvet platformu kullanarak ölçtükleri kinetik veri 8. dereceden kesme frekansı 25 Hz olan alçak geçiren sayısal filtre uygulamışlardır. Kinematik veriye ise 8. dereceden kesme frekansı 8 Hz olan sayısal filtre uygulanmıştır. Bu çalışmada, örnekleme frekansı 200 Hz olan kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvveti verisinden gürültünün ayrılması ve belirli bir frekansın üzerinde titreşim yapan sinyallerin kesilmesi için kullanılan sayısal filtrenin derecesi 4, kesme frekansı 10 Hz olarak belirlenmiştir. 4, 6 ve 8 Hz kesme frekansları hem kuvvet platformu

hem de kinematik verinin 2. çekiş karşılık gelen zirve değerlerini kesmekte idi. 1. çekiş göre 2. çekişte daha ivmeli hareket ve kuvvetin daha kısa sürede uygulanması bar altına girişi kolaylaştıran mekanik bir davranış olduğu için (16), aynı zaman aralığında yüksek frekanslı veri toplanmaktadır. Bu sebeple, 2. çekişteki pik değerlerin kesilmemesi için filtrenin kesme frekansı optimal olan 10 Hz olarak belirlenmiştir. Hareket analizinde sayısallaştırılan eklemlerin ham konum verisi düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılarak filtrelendi. Filtrenin örnekleme frekansı 200 Hz, derecesi 4 ve kesme frekansı 10 Hz olarak belirlendi. İşlemlerin tümü Matlab 7.0 yazılımında çözümlendi.

### 3.4. Biyomekanik Model

Model, vücudun ve barın simetrik olduğu varsayımına dayanmaktadır. Garhammer (24) orta-sagittal simetriden dolayı haltercinin bir tarafının katı cisimlerden oluşan bağlantılı üye modeli ile temsil edilebileceğini bildirmektedir. Bu nedenle hareket analizinde vücudun sağ tarafı (ayak, alt bacak, üst bacak, gövde, üst kol, önkol ve baş) sayısallaştırıldı ve simetriye bağlı olarak kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetinin yarısı alındı.

Kabuller:

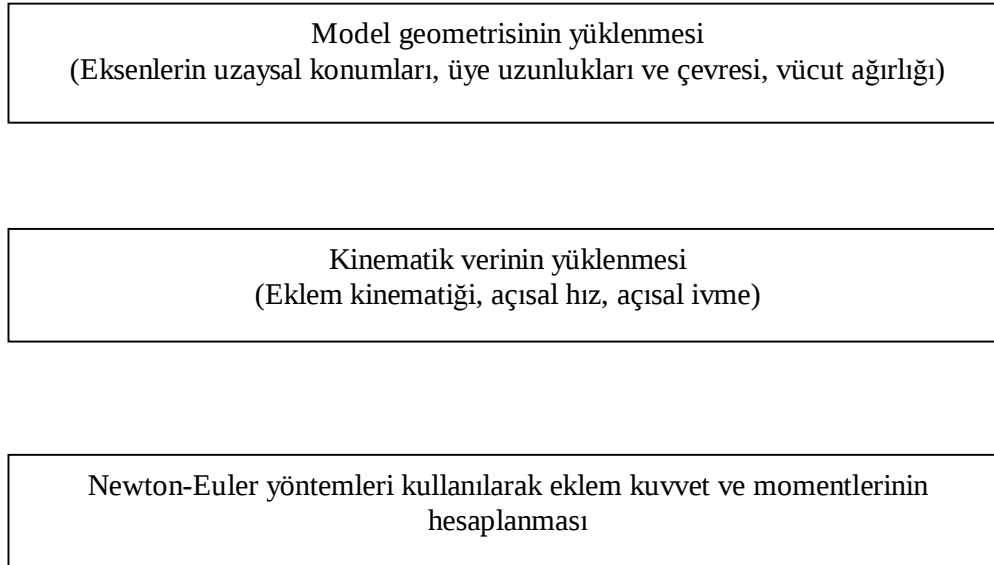
- Halterci ve bar iki taraflı ve simetrik.
- Vücut üyeleri silindir ve katı cisim kabul edildi.
- Üye kütleleri (ayak, alt bacak, üst bacak, gövde ve başın yarısı, üst kol, önkol ve el) ve kütle merkezleri, Clauser ve diğ. (59) kadavra çalışmaları sonucu elde edilen regresyon denklemlerinden hesaplandı.
- Eklemler sürtünmesiz ve iğne başı olarak düşünüldü.
- Elin kütle merkezinin konumu barın merkezi ile üst üste çakıştığı ve el tarafından bara hiçbir moment uygulanmadığı kabul edildi. Elin kütlesi bara eklendi.

### 3.4.1. Biyomekanik modelin işletilmesi

Biyomekanik modelin 3 tip girdisi vardır. Bunlar;

- (1) üyelerin uzunluğu, çevresi ve kütlesi,
- (2) kaldırıpta her bir üyenin kinematik verisi ve
- (3) kaldırılan barın kütlesidir.

Koparma kaldırışı sırasında eklem kuvvet ve momentlerinin çözümünde Newton-Euler denklem sistemleri kullanıldı. Modelde, üç adım bulunmaktadır. Bu adımlar; (1) her bir üyedeki açısal hız ve ivmelerin belirlenmesi, (2) ivmelenmeden dolayı eylemsizlik momentlerinin hesaplanması, (3) bar ağırlığı ve dış kuvvetlerden dolayı oluşan bileşke kuvvetin hesaplanması ve bu kuvveti yenecek kas kuvvetine karşı her bir eklemden momentin hesaplanması.



Şekil 3.10. Ters dinamik yaklaşımla dinamik model analizinin yapıldığı Matlab yazılımının akış şeması.

### 3.3.1. Eylemsizlik momentlerinin hesaplanması

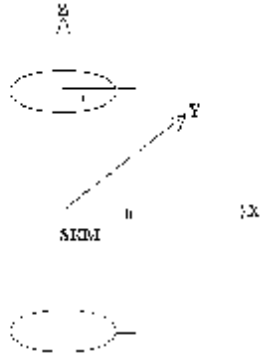
Vücut üye kütle ve kütle merkezi Clauser ve diğ. (57) nin belirttiği relatif kütle ve üye uzunluğu oranları kullanılarak hesaplandı.

Tablo 3.1. İnsan vücudunu oluşturan üyelerin toplam vücut kütlelerine ve üye kütle merkezi konumunun üye uzunluğuna oranları

| Üye       | Relatif kütle<br>$m_i/m$ (%) | Kütle merkezinin konumu<br>$L_i/L$ (%)* |
|-----------|------------------------------|-----------------------------------------|
| Ayak      | 1.5                          | En uzun parmak parmak ucuna 55.1        |
| Alt bacak | 4.3                          | Ayak bileği eksenine 62.9               |
| Üst bacak | 10.3                         | Diz eksenine 62.8                       |
| Gövde     | 50.7                         | Kalca eksenine 62.0                     |
| Üst kol   | 2.6                          | Dirsek eklemi eksenine 48.7             |
| Ön kol    | 1.6                          | El bileği eksenine 61.0                 |
| Baş       | 7.3                          | Çene-boyun kesişimine 53.6              |
| El        | 0.7                          | -                                       |

\* Üye kütle merkezi konumu üyenin distalindeki eklemden uzunlamasına eksenindeki mesafenin yüzdesi olarak verilmiştir.

Silindirik kabul edilen üyelerin asal eksenlerdeki eylemsizlik momentleri silindirin kütle merkezine (SKM) göre aşağıdaki gibi hesaplanmıştır (Şekil 3.5).



$$I_{SKM} = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

$$I_{SKM} = \begin{bmatrix} y^2 + z^2 & 0 & 0 \\ 0 & x^2 + z^2 & 0 \\ 0 & 0 & x^2 + y^2 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$m$  = silindirin kütlesi  
 $r$  = silindirin yarıçapı  
 $h$  = silindirin uzunluğu

$$I_{SKM} = \begin{bmatrix} 1/12 m (3r^2 + h^2) & 0 & 0 \\ 0 & 1/12 m (3r^2 + h^2) & 0 \\ 0 & 0 & 1/2 m r^2 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Şekil 3.11. Silindirin kütle merkezine göre eylemsizlik matrisi

Silindirin kütle merkezindeki eylemsizlik momenti dönmenin meydana geldiği üye kütle merkezine paralel eksen teoremine göre ( $I_{km}=I_o+mh^2$ ) taşınarak silindirik üyenin eylemsizlik matrisi yeniden hesaplanmıştır (Şekil 3.6). Eksen takımının silindirin kütle merkezinden üyenin kütle merkezine öteleme miktarı  $h_1$  mesafesi kadardır. Silindir kütle merkezinin global eksene göre konum vektöründeki öteleme ( $r_{ükm}$ );

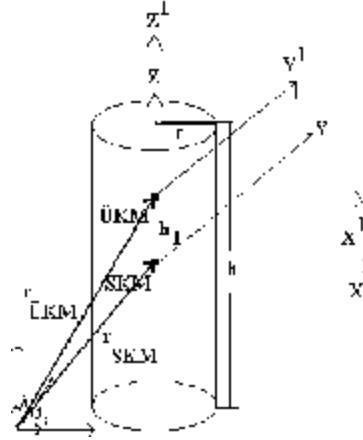
$$r_{ükm} = h_1 \frac{r}{k} \text{ kadardır.}$$

Dolayısıyla

$$I_{xx} = y^2 + z^2 \Rightarrow I_{SKM} + mh^2 \Rightarrow \frac{1}{12}m(3r^2+h^2)+m(h_1)^2 \quad (3.8)$$

$$I_{yy} = x^2 + z^2 \Rightarrow I_{SKM} + mh^2 \Rightarrow \frac{1}{12}m(3r^2+h^2)+m(h_1)^2 \quad (3.9)$$

$$I_{zz} = x^2 + y^2 \Rightarrow \frac{1}{2}mr^2 \text{ olur.} \quad (3.10)$$



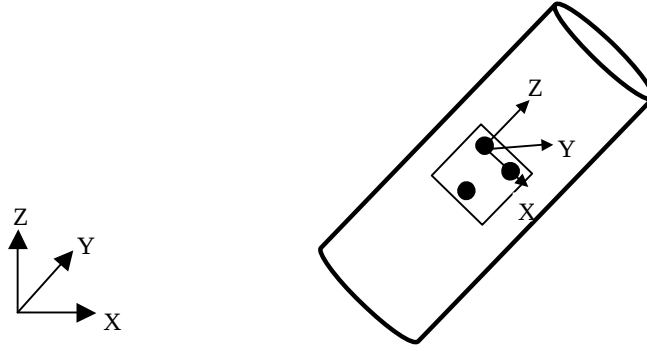
$$I_{ÜKM} = \begin{bmatrix} \frac{1}{12}m(3r^2+h^2)+mh_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{12}m(3r^2+h^2)+mh_1^2 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{2}mr^2 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Şekil 3.12. Üyenin kütle merkezine göre eylemsizlik matrisi

### 3.3.2. Önkol ve üst kolun üç boyutlu açısal yer değıştirmesi

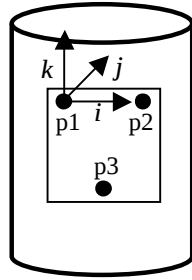
Halterde koparma tekniğinde önkolun ve üst kolun açısal davranışındaki simetriyi gözlemleyebilmek için bir düzlem üzerine yerleştirilen üç noktanın konum verilerinden üç boyutlu dönme matrisleri hesaplanmıştır. Dönme matrislerinin hesaplanmasında izlenen yol ve yapılan işlemler aşağıda sunulmuştur (Bkz. 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. Lokal koordinat sisteminin bu hareketini sağlayan dönme matrisidir (42).



Şekil 3.13. Global koordinat sistemi ve silindir üzerine yerleştirilen düzlemdeki lokal koordinat sistemi.

Global koordinat sistemine göre Lokal koordinat sisteminin hesabı şöyle yapılır.



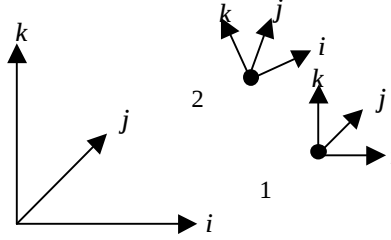
$$\vec{i} = \frac{(\vec{p}_2 - \vec{p}_1)}{|\vec{p}_2 - \vec{p}_1|} \quad (3.12)$$

$$\vec{j} = \frac{(\vec{p}_2 - \vec{p}_1) \times (\vec{p}_3 - \vec{p}_1)}{|(\vec{p}_2 - \vec{p}_1) \times (\vec{p}_3 - \vec{p}_1)|} \quad (3.13)$$

$$\vec{k} = \vec{i} \times \vec{j} \quad (3.14)$$

Rotasyon matrislerinin hesabı ise hareketin iki farklı anı için lokal koordinat eksenleri kullanılarak aşağıdaki gibi hesaplanır.

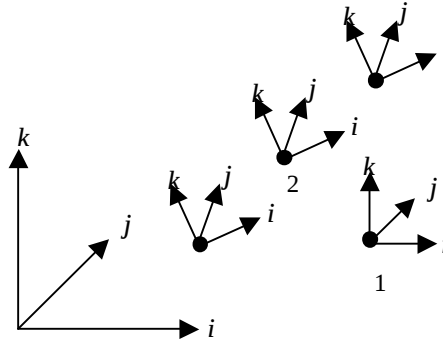
$$\text{Rotasyon matrisi} = \text{Son konum LKS} / \text{İlk konum LKS}$$



Şekil 3.14. Lokal koordinat sisteminin iki farklı anı. (1) ilk konum, (2) son konum.

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

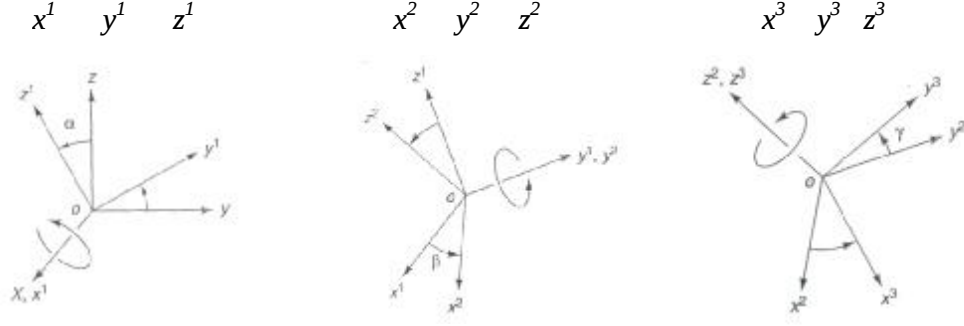
$$\text{Öteleme} = \text{son konum} - (\text{ilk konum} * \text{rotasyon matrisi})$$



Şekil 3.15. 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- $\alpha$ ), sonra Y ekseninde dönme (beta- $\beta$ ) ve son olarak Z ekseninde dönme (gama- $\gamma$ ) sırası izlenir.



Kardan açılarının dönme sıralamasına göre, önce X ekseninde dönme sağlayan  $R_x$  matrisi;

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(x) & \sin(x) \\ 0 & -\sin(x) & \cos(x) \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Sonra Y ekseninde dönme sağlayan  $R_y$  matrisi;

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos(y) & 0 & -\sin(y) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(y) & 0 & \cos(y) \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Daha sonra Z ekseninde dönme  $R_z$  matrisi;

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos(z) & \sin(z) & 0 \\ -\sin(z) & \cos(z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

kullanılır.

Eksenlerde dönme meydana getiren rotasyon matrisleri kullanılarak Kardan açıları aşağıdaki ifade ile hesaplanır.

$$R = \begin{bmatrix} \cos(y)\cos(z) & \cos(y)\sin(z) & -\sin(y) \\ \sin(x)\sin(y)\cos(z) - \cos(x)\sin(z) & \sin(x)\sin(y)\sin(z) + \cos(x)\cos(z) & \sin(x)\cos(y) \\ \cos(x)\sin(y)\cos(z) + \sin(x)\sin(z) & \cos(x)\sin(y)\sin(z) - \sin(x)\cos(z) & \cos(x)\cos(y) \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

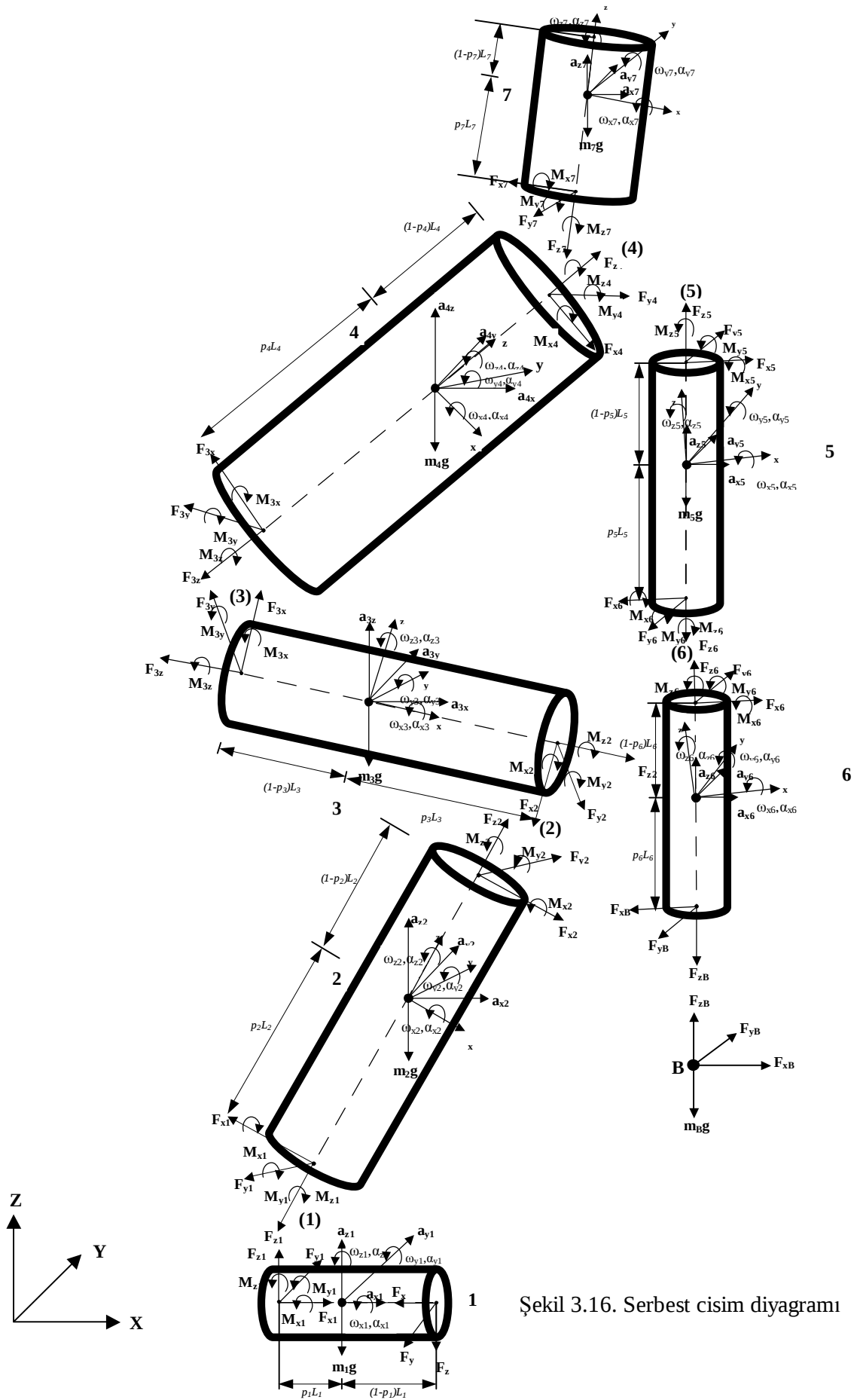
$$\text{beta } (\beta) = \text{asin}(-R(1,3)) \quad (-\pi/2 \ \pi/2) \quad (3.19)$$

$$\text{alfa } (\alpha) = \text{atan2}(R(2,3), R(3,3)) \quad (\pi \ -\pi) \quad (3.20)$$

$$\text{gama } (\gamma) = \text{atan2}(R(1,1), R(1,1)) \quad (\pi \ -\pi) \quad (3.21)$$

### 3.3.3. Koparma tekniğinin üç boyutlu dinamik modeli

Üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanmasında, kuvvet platformu ile ölçülen üç boyutlu yer tepki kuvveti kullanılmıştır. Modelde, ayak parmak ucundan 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).



Şekil 3.16. Serbest cisim diyagramı

Koparma kaldırışında her bir üyenin kütle merkezinin doğrusal hareket denklemleri aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir (Eş. 3.22-48):

$$F_{xB} = -m_B a_{xB} \quad (3.22)$$

$$F_{yB} = m_B a_{yB} \quad (3.23)$$

$$F_{zB} = m_B a_{zB} + m_B g \quad (3.24)$$

$$F_{x6} = F_{xB} - m_6 a_{x6} \quad (3.25)$$

$$F_{y6} = F_{yB} + m_6 a_{y6} \quad (3.26)$$

$$F_{z6} = F_{zB} + m_6 a_{z6} + m_6 g \quad (3.27)$$

$$F_{x5} = F_{x6} - m_5 a_{x5} \quad (3.28)$$

$$F_{y5} = F_{y6} + m_5 a_{y5} \quad (3.29)$$

$$F_{z5} = F_{z6} + m_5 a_{z5} + m_5 g \quad (3.30)$$

$$F_{x7} = m_7 a_{x7} \quad (3.31)$$

$$F_{y7} = m_7 a_{y7} \quad (3.32)$$

$$F_{z7} = m_7 a_{z7} + m_7 g \quad (3.33)$$

$$F_{x4} = F_{x5} + F_{x7} \quad (3.34)$$

$$F_{y4} = F_{y5} + F_{y7} \quad (3.35)$$

$$F_{z4} = F_{z5} + F_{z7} \quad (3.36)$$

$$F_{x3} = F_{x4} - m_4 a_{x4} \quad (3.37)$$

$$F_{y3} = F_{y4} + m_4 a_{y4} \quad (3.38)$$

$$F_{z3} = F_{z4} + m_4 a_{z4} + m_4 g \quad (3.39)$$

$$F_{x2} = F_{x3} - m_3 a_{x3} \quad (3.40)$$

$$F_{y2} = F_{y3} + m_3 a_{y3} \quad (3.41)$$

$$F_{z2} = F_{z3} + m_3 a_{z3} + m_3 g \quad (3.42)$$

$$F_{x1} = F_{x2} - m_2 a_{x2} \quad (3.43)$$

$$F_{y1} = F_{y2} + m_2 a_{y2} \quad (3.44)$$

$$F_{z1} = F_{z2} + m_2 a_{z2} + m_2 g \quad (3.45)$$

$$F_x = F_{x1} - m_1 a_{x1} \quad (3.46)$$

$$F_y = F_{y1} + m_1 a_{y1} \quad (3.47)$$

$$F_z = F_{z1} + m_1 a_{z1} + m_1 g \quad (3.48)$$

Koparma kaldırışında her bir üyenin açılmal hareket denklemleri aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir (Eş. 3.49-69):

$$M_{x1} = I_{xx1} a_{xx1} + (I_{zz1} - I_{yy1}) \omega_{y1} \omega_{z1} \quad (3.49)$$

$$M_{y1} = I_{yy1} a_{yy1} + (I_{xx1} - I_{zz1}) \omega_{x1} \omega_{z1} + L_1(1 - p_1)F_z + L_1 p_1 F_{z1} \quad (3.50)$$

$$M_{z1} = I_{zz1} a_{zz1} + (I_{xx1} - I_{yy1}) \omega_{x1} \omega_{y1} + L_1(1 - p_1)F_y + L_1 p_1 F_{y1} \quad (3.51)$$

$$M_{x2} = I_{xx2} a_{xx2} + (I_{zz2} - I_{yy2}) \omega_{y2} \omega_{z2} - L_2(1 - p_2)^* F_{y1} - L_2 p_2 F_{y2} + M_{x1} \quad (3.52)$$

$$M_{y2} = I_{yy2} a_{yy2} + (I_{xx2} - I_{zz2}) \omega_{x2} \omega_{z2} + L_2(1 - p_2)F_{x1} + L_2 p_2 F_{x2} + M_{y1} \quad (3.53)$$

$$M_{z2} = I_{zz2} a_{zz2} + (I_{xx2} - I_{yy2}) \omega_{x2} \omega_{y2} + M_{z1} \quad (3.54)$$

$$M_{x3} = I_{xx3} a_{xx3} + (I_{zz3} - I_{yy3}) \omega_{y3} \omega_{z3} - L_3(1 - p_3)^* F_{y2} - L_3 p_3 F_{y3} + M_{x2} \quad (3.55)$$

$$M_{y3} = I_{yy3} a_{yy3} + (I_{xx3} - I_{zz3}) \omega_{x3} \omega_{z3} + L_3(1 - p_3)F_{x2} + L_3 p_3 F_{x3} + M_{y2} \quad (3.56)$$

$$M_{z3} = I_{zz3} a_{zz3} + (I_{xx3} - I_{yy3}) \omega_{x3} \omega_{y3} + M_{z2} \quad (3.57)$$

$$M_{x4} = I_{xx4} a_{xx4} + (I_{zz4} - I_{yy4}) \omega_{y4} \omega_{z4} - L_4(1 - p_4)^* F_{y3} - L_4 p_4 F_{y4} + M_{x3} \quad (3.58)$$

$$M_{y4} = I_{yy4} a_{y4} + (I_{xx4} - I_{zz4}) w_{x4} w_{z4} + L_4 (1 - p_4) F_{x4} + L_4 p_4 F_{x4} + M_{y3} \quad (3.59)$$

$$M_{z4} = I_{zz4} a_{z4} + (I_{xx4} - I_{yy4}) w_{x4} w_{y4} + M_{z3} \quad (3.60)$$

$$M_{x7} = I_{xx7} a_{x7} + (I_{zz7} - I_{yy7}) w_{y7} w_{z7} - L_7 (1 - p_7) F_{y7} \quad (3.61)$$

$$M_{y7} = I_{yy7} a_{y7} + (I_{xx7} - I_{zz7}) w_{x7} w_{z7} + L_7 (1 - p_7) F_{x7} \quad (3.62)$$

$$M_{z7} = I_{zz7} a_{z7} + (I_{xx7} - I_{yy7}) w_{x7} w_{y7} \quad (3.63)$$

$$M_{x5} = M_{x4} - M_{x7} \quad (3.64)$$

$$M_{y5} = M_{y4} - M_{y7} \quad (3.65)$$

$$M_{z5} = M_{z4} - M_{z7} \quad (3.66)$$

$$M_{x6} = I_{xx5} a_{x5} + (I_{zz5} - I_{yy5}) w_{y5} w_{z5} - L_5 p_5 F_{y5} - L_5 (1 - p_5) F_{y6} - M_{x5} \quad (3.67)$$

$$M_{y6} = I_{yy5} a_{y5} + (I_{xx5} - I_{zz5}) w_{x5} w_{z5} + L_5 p_5 F_{x5} + L_4 (1 - p_5) F_{x6} - M_{y5} \quad (3.68)$$

$$M_{z6} = I_{zz5} a_{z5} + (I_{xx5} - I_{yy5}) w_{x5} w_{y5} - M_{z3} \quad (3.69)$$

Kaldırış sırasında eklem kuvvet ve moment hesaplarını gösteren Matlab betik dosyaları ekler bölümünde sunulmuştur (Ek-2).

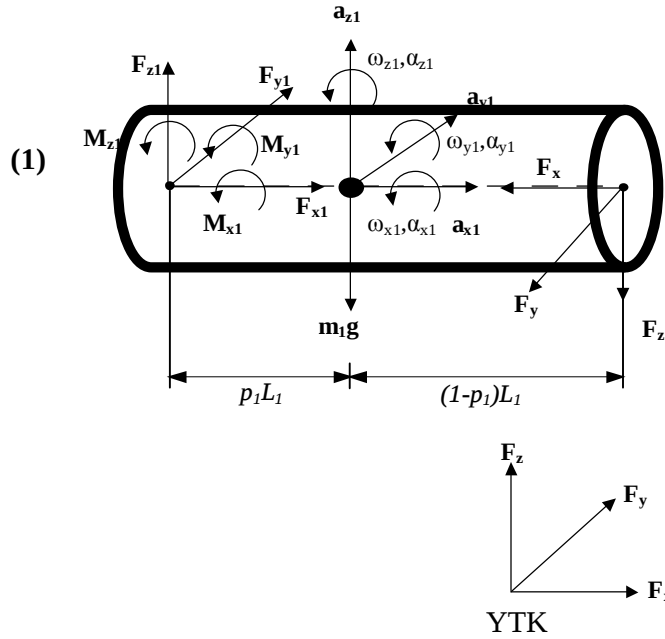
Dış kuvvetler, vücut üyelerinin katı cisim kabul edildiği ve birbirine eklemlerle bağlandığı sistemlerde, üyenin proksimal ve distalindeki kuvvetlerin büyüklüğünü belirlemektedir. Dinamik modelde eklem kuvvetleri, etki-tepki yasasına göre büyüklüğü aynı ancak yönleri ters olan kuvvetleri ifade etmektedir. Silindir kabul edilen bir 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 açısal hareketi yaptıran kas momentinin büyüklüğünü göstermektedir. Üç boyutlu eklem kuvvet ve momentleri kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetinin bileşenlerinden hesaplanmıştır. Aşağıda ayak, alt bacak, üst bacak, gövde, üstkol, önkol ve baş üyeleri için ayrı ayrı serbest cisim diyagramlarında gösterilmiştir.

### 1. Ayak bileği eklem kuvvet ve momentleri

Kaldırış sırasında sistemin yere uyguladığı kuvvete zıt yönde ancak büyüklüğü aynı olan yer tepki kuvveti oluşur. Sistemin yere uyguladığı kuvvet ayağın distalinde ve kuvvet negatif yöndedir. Kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti ise tanımlanan koordinat sistemi ile aynıdır (Şekil 3.17). Ayağın proksimalindeki  $F_{x1}$  kuvveti, yer tepki kuvvetinin  $F_x$  bileşeni ile ayak kütle merkezinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ( $m_1a_{x1}$ ) toplamına;  $F_{y1}$  kuvveti, yer tepki kuvvetinin  $F_y$  bileşeni ile ayak kütle merkezinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin ( $m_1a_{y1}$ ) toplamına;  $F_{z1}$  kuvveti, yer tepki kuvvetinin  $F_z$  bileşeni ile, ayağın ağırlığı ( $W=-m_1g$ ) ve Z ekseninde ayak kütle merkezinin ivmeli hareketinin ( $m_1a_{z1}$ ) toplamına eşittir (Şekil 3.17).

Üyeler arası bileşke moment veya net eklem momenti, ayağın distalinden etki eden YTK'nin öne-arkaya yatay bileşeni ( $F_x$ ) ile ayak bileği eklem kuvvetinin yatay bileşeni ( $F_{x1}$ ) moment kolu sıfır olduğu için bu eksen etrafında momente neden olmazlar. X eksen etrafında momente neden olan üyenin eylemsizlik momenti ve açısal ivmelenmesi ( $I_{xx}\alpha_x$ ) ile diğer iki eksenindeki açısal hızlarının ( $(I_{zz}-I_{yy})\omega_y\omega_z$ ) etkileşimidir. YTK'nin dikey bileşeni ( $F_z$ ) ile ayak bileği eklem kuvvetinin dikey bileşeni ( $F_{z1}$ ) Y eksen için açıklanan açısal ifadelere ek olarak ( $I_{yy}\alpha_y + ((I_{xx}-I_{zz})\omega_x\omega_z)$ ) moment kolundan dolayı ayağın kütle merkezinde Y eksen etrafında

momente neden olur. YTK'nin yanal bileşeni ( $F_y$ ) ile ayak bileği eklem kuvvetinin yanal bileşeni ( $F_{y1}$ ) Z eksenini için açıklanan açısal ifadelerle ek olarak  $(I_{zz}\alpha_z) + ((I_{yy} - I_{xx})\omega_x\omega_y)$  yer tepki kuvvetinin dikey bileşeni ( $F_z$ ) ile proksimalinden etki eden ayak bileği eklem kuvvetinin dikey bileşeni ( $F_{z1}$ ) Y eksenini etrafında momente neden olur (Şekil 3.17).



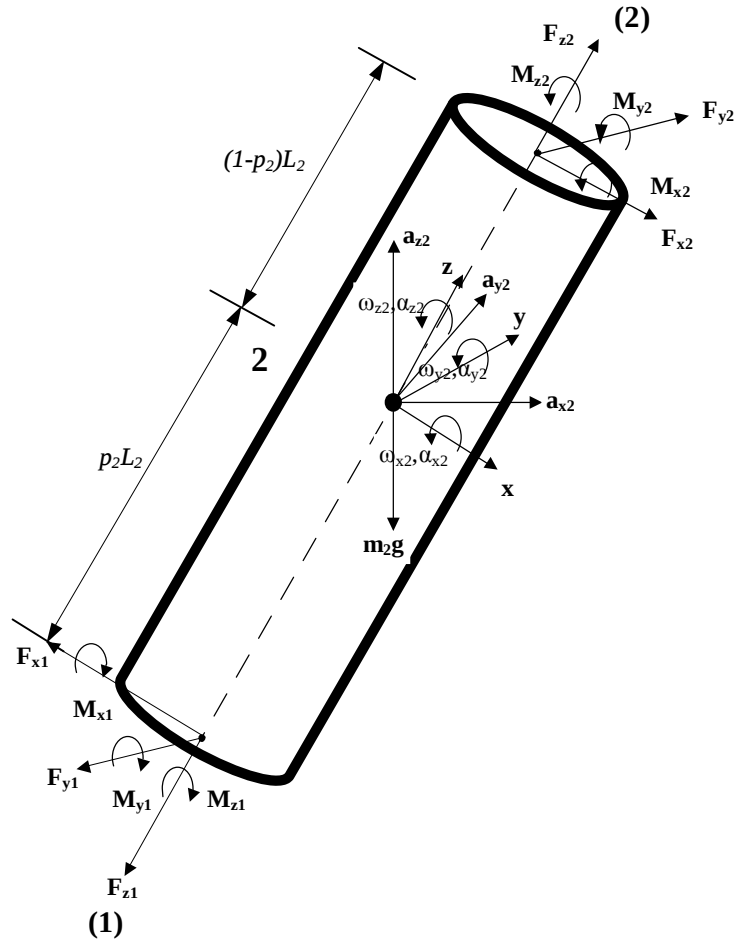
Şekil 3.17. Ayak bileğine etki eden üç boyutlu eklem kuvvet ve momentleri.

## 2. Diz eklem kuvvet ve momentleri

Alt bacağın proksimalindeki  $F_{x2}$  kuvveti, ayak bileği eklemının  $F_{x1}$  kuvveti ile alt bacak kütle merkezinin X eksenindeki ivmeli hareketinin  $(m_2 a_{x2})$  toplamına;  $F_{y2}$  kuvveti, ayak bileği eklem kuvvetinin  $F_{y1}$  bileşeni ile alt bacak kütle merkezinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin  $(m_2 a_{y2})$  toplamına;  $F_{z2}$  kuvveti, ayak bileği eklem kuvvetinin  $F_{z1}$  bileşeni, alt bacağın ağırlığı ( $W = -m_2 g$ ) ve Z ekseninde kütle merkezinin ivmeli hareketinin  $(m_2 a_{z2})$  toplamına eşittir (Şekil 3.18).

Diz eklemi  $M_{x2}$  momenti, üyenin X eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmesi, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızlar ile çarpımı, üyenin  $F_{y1}$ ,  $F_{y2}$ , kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile distal eklemdaki  $M_{x1}$  momentinin toplamına eşittir. Diz eklemi  $M_{y2}$  momenti,

üyenin Y eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızlar ile çarpımı, üyenin  $F_{x1}$ ,  $F_{x2}$ , kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile distal eklemden  $M_{y1}$  momentinin toplamına eşittir. Diz eklemi  $M_{z2}$  momentini, üyenin Z eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızlar ile çarpımı ile distal eklemden  $M_{z1}$  momentinin toplamına eşittir. Üyenin distal ve proksimal  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$  kuvvetleri üyenin dikey eksenini boyunca etki ettiği için moment kolu sıfırdır. Bu nedenle  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$  Y ekseninde momenta neden olmaz (Şekil 3.18).

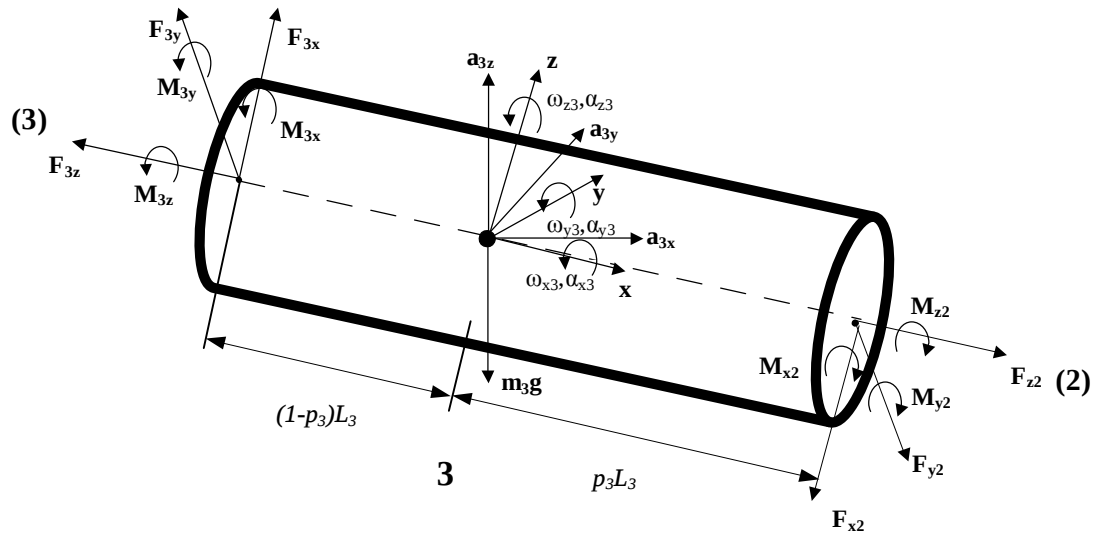


Şekil 3.18. Diz eklemi (2) üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesabını gösteren serbest cisim diyagramı.

### 3. Kalça eklem kuvvet ve momentleri

Üst bacağın proksimalindeki  $F_{x3}$  kuvveti, diz eklemi  $F_{x2}$  kuvveti ile üst bacak kütleinin X eksenindeki ivmeli hareketinin  $(m_3 a_{x3})$  toplamına;  $F_{y3}$  kuvveti, diz eklem kuvvetinin  $F_{y2}$  bileşeni ile üst bacak kütleinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin  $(m_3 a_{y3})$  toplamına;  $F_{z3}$  kuvveti, diz eklem kuvvetinin  $F_{z2}$  bileşeni, üst bacağın ağırlığı ( $W = -m_3 g$ ) ve Z ekseninde kütleinin ivmeli hareketinin  $(m_3 a_{z3})$  toplamına eşittir (Şekil 3.19).

Kalça eklemi  $M_{x3}$  momenti, üyenin X eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmesi, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı, üyenin  $F_{y2}$ ,  $F_{y3}$  kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile distal eklemdaki  $M_{x2}$  momentinin toplamına eşittir. Kalça eklemi  $M_{y3}$  momenti, üyenin Y eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı, üyenin  $F_{x2}$ ,  $F_{x3}$  kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile distal eklemdaki  $M_{y2}$  momentinin toplamına eşittir. Kalça eklemi  $M_{z3}$  momenti, üyenin Z eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı ile distal eklemdaki  $M_{z2}$  momentinin toplamına eşittir. Üyenin distal ve proksimal  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$  kuvvetleri üyenin dikey eksenini boyunca etki ettiği için moment kolu sıfırdır. Bu nedenle  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$  Y eksenini etrafında momente neden olmaz (Şekil 3.19).



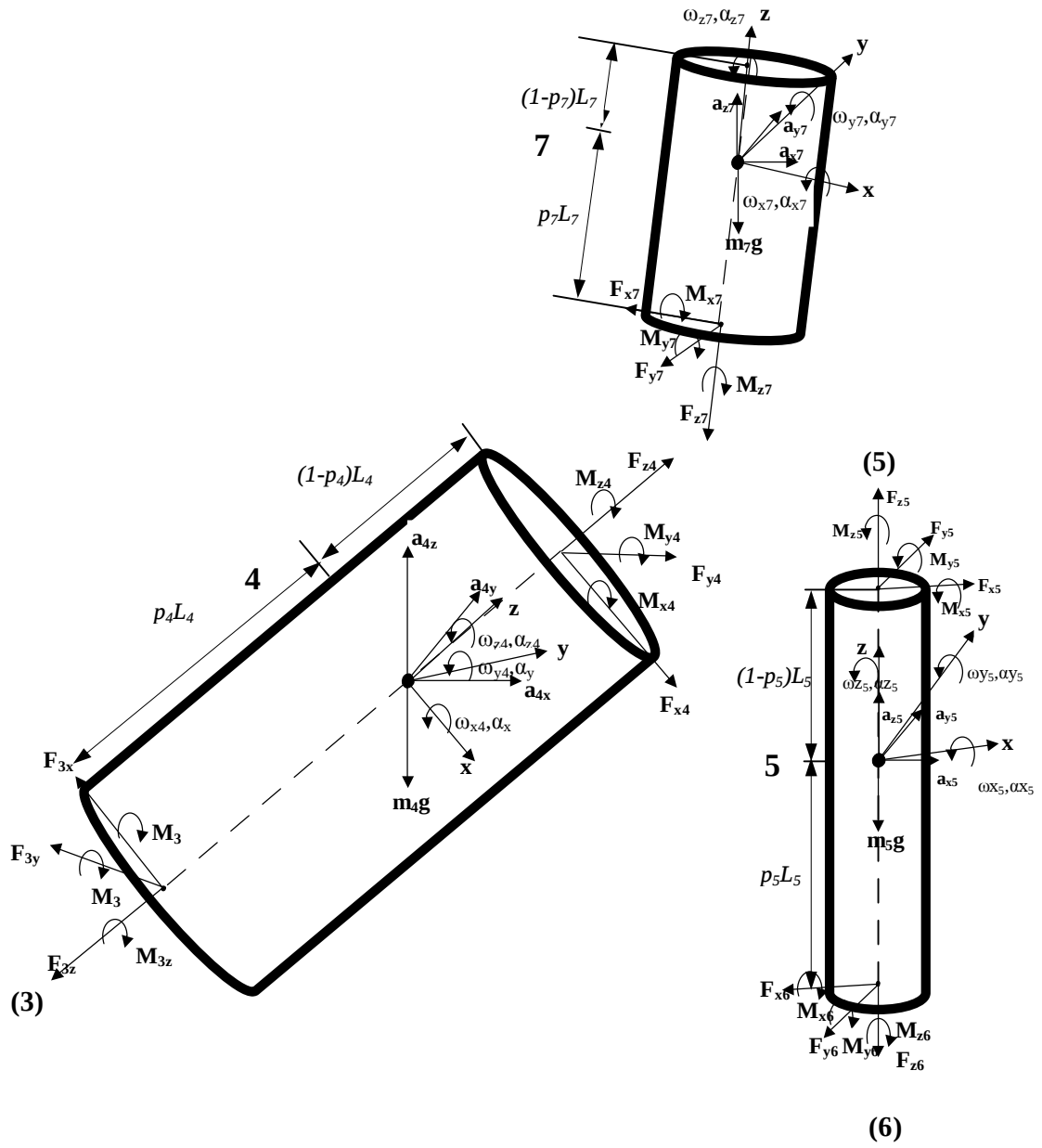
Şekil 3.19. Kalça eklemi (3) üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesabını gösteren serbest cisim diyagramı.

#### 4. Omuz eklem kuvvet ve momentleri

Omuz eklemindeki  $F_{x4}$  kuvveti, kalça ekleminin  $F_{x3}$  kuvveti ile gövde kütlesinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ( $m_4a_{x4}$ ) toplamına;  $F_{y4}$  kuvveti, kalça eklem kuvvetinin  $F_{y3}$  bileşeni ile gövde kütlesinin Y eksenindeki ivmeli hareketinin ( $m_4a_{y4}$ ) toplamına;  $F_{z4}$  kuvveti, kalça eklem kuvvetinin  $F_{z3}$  bileşeni, gövdenin ağırlığı ( $W=-m_4g$ ) ve Z ekseninde kütlenin ivmeli hareketinin ( $m_4a_{z4}$ ) toplamına eşittir. Omuz eklem  $F_{x4}$ ,  $F_{y4}$ ,  $F_{z4}$  kuvvetlerine zıt yönde olan başın proksimal  $F_{x7}$ ,  $F_{y7}$ ,  $F_{z7}$  kuvvetleri omuz eklem kuvvetlerinden çıkarılarak üstkolun proksimal  $F_{x5}$ ,  $F_{y5}$ ,  $F_{z5}$  kuvvetleri hesaplandı (Şekil 3.20).

Omuz eklemi  $M_{x4}$  momenti, üyenin X eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmesi, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı, üyenin  $F_{y3}$ ,  $F_{y4}$  kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile distal eklemdaki  $M_{x3}$  momentinin toplamına eşittir. Omuz eklemi  $M_{y4}$  momenti, üyenin Y eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı, üyenin  $F_{x3}$ ,  $F_{x4}$  kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile distal eklemda  $M_{y3}$  momentinin toplamına eşittir. Kalça eklemi  $M_{z3}$  momenti, üyenin Z eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızlar ile çarpımı ile distal eklemda  $M_{z3}$  momentinin toplamına eşittir. Üyenin distal ve proksimal  $F_{z3}$ ,  $F_{z4}$  kuvvetleri üyenin dikey ekseni boyunca etki ettiği için moment kolu sıfırdır. Bu nedenle  $F_{z3}$ ,  $F_{z4}$  kuvvetleri Y ekseni etrafında momente neden olmaz. Omuz eklem  $M_{x4}$ ,  $M_{y4}$ ,  $M_{z4}$  momentlerine zıt yönde olan başın proksimal  $M_{x7}$ ,  $M_{y7}$ ,  $M_{z7}$  momentleri omuz eklem

momentlerinden çıkarılarak üstkolun proksimal  $M_{x5}$ ,  $M_{y5}$ ,  $M_{z5}$  momentleri hesaplandı (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Omuz eklemi (4) üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesabını gösteren serbest cisim diyagramı.

### 5. Dirsek eklem kuvvet ve momentleri

Dirsek eklemindeki  $F_{x6}$  kuvveti, üstkolun  $F_{x5}$  kuvveti ile üstkol kütlelerinin X eksenindeki ivmeli hareketinin ( $m_5 a_{x5}$ ) farkına;  $F_{y6}$  kuvveti, üstkolun proksimalindeki  $F_{y5}$  bileşeni ile üstkolun Y eksenindeki ivmeli hareketinin ( $m_5 a_{y5}$ ) farkına;  $F_{z6}$  kuvveti, üstkolun proksimal  $F_{z5}$  bileşeni, üstkolun ağırlığı ( $W = -m_5 g$ ) ve Z ekseninde kütlenin ivmeli hareketinin ( $m_4 a_{z4}$ ) farkına eşittir (Şekil 3.20).

Dirsek eklemi  $M_{x6}$  momenti, üyenin X eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmesi, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı, üyenin  $F_{y5}$ ,  $F_{y6}$  kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile proksimal eklemdeki  $M_{x5}$  momentinin farkına eşittir. Dirsek eklemi  $M_{y6}$  momenti, üyenin Y eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızları ile çarpımı, üyenin  $F_{x5}$ ,  $F_{x6}$  kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının çarpımı ile proksimal eklemde  $M_{y5}$  momentinin farkına eşittir. Dirsek eklemi  $M_{z6}$  momenti, üyenin Z eksenindeki eylemsizlik momenti ile açısal ivmenin çarpımı, diğer iki eksenindeki eylemsizlik moment farkının açısal hızlar ile çarpımı ile distal eklemde  $M_{z5}$  momentinin farkına eşittir. Üyenin distal ve proksimal  $F_{z5}$ ,  $F_{z6}$  kuvvetleri üyenin dikey eksen boyunca etki ettiği için moment kolu sıfırdır. Bu nedenle  $F_{z5}$ ,  $F_{z6}$  kuvvetleri Y eksen etrafında momente neden olmaz (Şekil 3.20).

#### 4. BULGULAR

Haltercinin vücut üyelerinin matematik modelinin oluşturulmasında gerekli olan antropometrik değişkenler ve hesaplanan eylemsizlik özellikleri tablo 4.1’de, koparma kaldırışının her evresinde yere uygulanan kuvvet bileşenlerinin en yüksek değerleri tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Üyelerin antropometrik ve eylemsizlik özellikleri

| Üye       | L (m)<br>$\times 10^{-2}$ | Ç (m)<br>$\times 10^{-2}$ | r (m)<br>$\times 10^{-2}$ | m (kg)<br>$\times 10^{-2}$ | Eylemsizlik momenti                             |       |                                                 |       |                                                 |       |
|-----------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|-------------------------------------------------|-------|-------------------------------------------------|-------|-------------------------------------------------|-------|
|           |                           |                           |                           |                            | $I_{xx}$<br>( $\text{kgm}^2$ ) $\times 10^{-3}$ |       | $I_{yy}$<br>( $\text{kgm}^2$ ) $\times 10^{-3}$ |       | $I_{zz}$<br>( $\text{kgm}^2$ ) $\times 10^{-3}$ |       |
|           |                           |                           |                           |                            | SKM                                             | ÜKM   | SKM                                             | ÜKM   | SKM                                             | ÜKM   |
| Ayak      | 18.1                      | 24.0                      | 3.8                       | 81.6                       | 2.7                                             | 2.7   | 2.7                                             | 2.7   | 0.6                                             | 0.6   |
| Alt bacak | 38.0                      | 27.0                      | 4.2                       | 254.0                      | 32.2                                            | 36.1  | 32.2                                            | 36.1  | 2.3                                             | 2.3   |
| Üst bacak | 35.0                      | 45.5                      | 7.2                       | 835.0                      | 71.1                                            | 106.3 | 71.1                                            | 106.3 | 16.2                                            | 16.2  |
| Gövde     | 50.5                      | 82.5                      | 13.1                      | 1303.0*                    | 388.8                                           | 401.7 | 388.8                                           | 401.7 | 131.1                                           | 131.1 |
| Baş       | 21.0                      | 50.0                      | 7.9                       | 231.9*                     | 11.5                                            | 11.6  | 11.5                                            | 11.6  | 6.9                                             | 6.9   |
| Üst kol   | 28.0                      | 30.0                      | 4.7                       | 161.9                      | 11.0                                            | 11.0  | 11.0                                            | 11.0  | 1.7                                             | 1.7   |
| Ön kol    | 22.0                      | 22.0                      | 3.5                       | 100.0                      | 4.1                                             | 4.6   | 4.1                                             | 4.6   | 0.5                                             | 0.5   |
| El        | -                         | -                         | -                         | 38.3                       | -                                               | -     | -                                               | -     | -                                               | -     |

\*Başın ve gövdenin kütlelerinin yarısı verilmiştir.

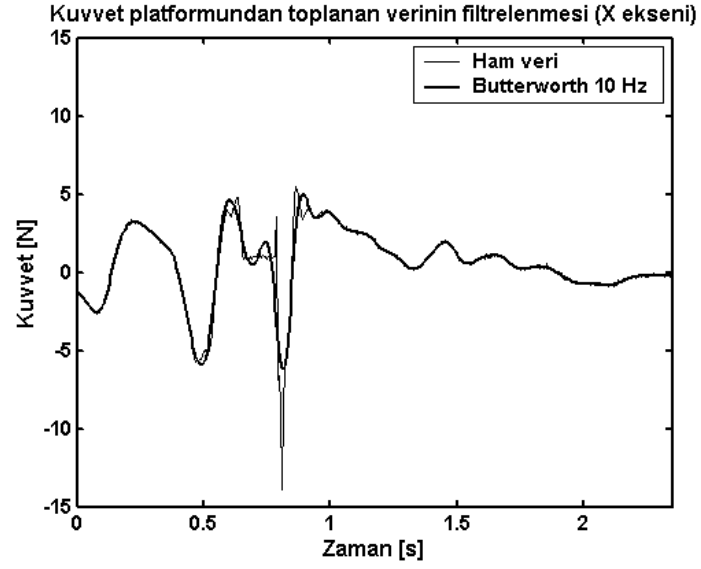
SKM: Silindirin kütle merkezi

ÜKM: Üyenin kütle merkezi

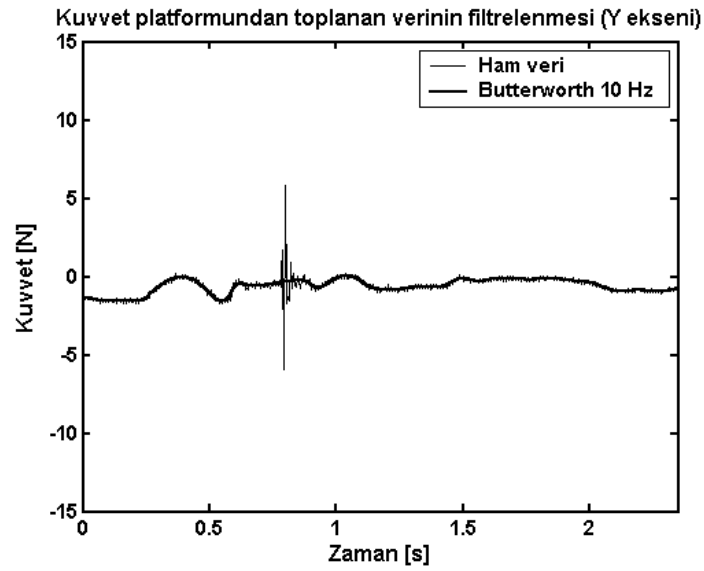
Vücut üyeleri r yarıçaplı m kütleli silindirler olarak modellendiği için silindirin kütle merkezindeki (SKM) eylemsizlik momentleri, paralel eksen teoremine göre uzunlamasına eksen boyunca (z eksen) ötelenerek üye kütle merkezindeki (ÜKM) eylemsizlik momentleri hesaplanmıştır. Bu öteleme sonucunda yatay eylemsizlik momentleri ( $I_{xx}=I_{yy}$ ) artmıştır. SKM ve ÜKM yatay eksenindeki eylemsizlik momentleri arasındaki farklar eklemlerin moment hesaplarındaki doğruluğu arttırmaktadır.

Kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvveti bileşenleri ile bar ve eklemlerin konum verisindeki gürültünün ayrılması ve belirli bir frekansın üzerinde titreşim yapan sinyallerin kesilmesi için 4. dereceden kesme frekansı 10 Hz olan alçak geçiren sayısal filtre kullanılmıştır. Kesme frekansının belirlenmesinde farklı frekans aralıkları denenmiş ve ham veri filtrelenmiştir. 4, 6 ve 8 Hz kesme frekansları, geçiş ve 2. çekiş evresinde yüksek frekanslı kuvvet ve kinematik verinin

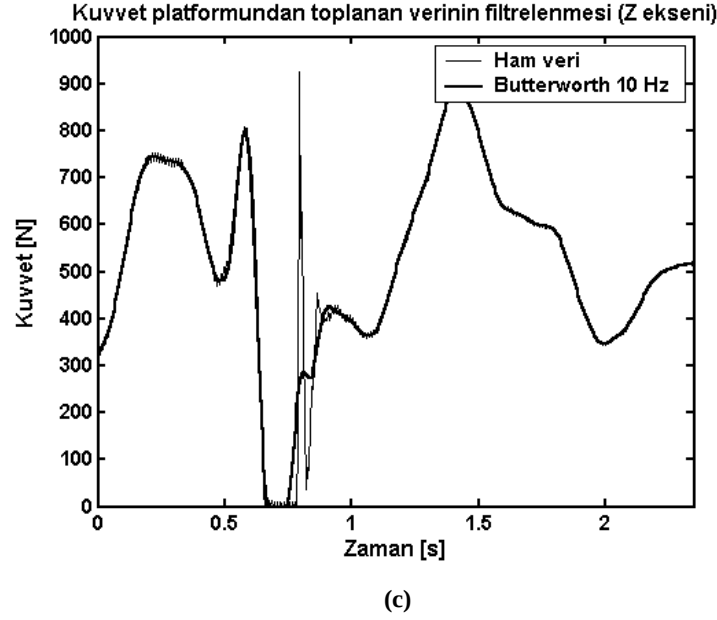
zirve değerlerini kesilmiřtir. Bu sebeple, filtrenin kesme frekansı 10 Hz olarak belirlenmiştir (şekil 4.1).



(a)



(b)



Şekil 4.1. Kuvvet platformundan toplanan ham yer tepki kuvvet verisinin yatay ve dikey bileşenlerindeki ((a) X eksenî öne-arkaya, (b) Y eksenî sağa-sola ve (c) Z eksenî-dikey) gürültünün sayısal filtre (Butterworth) kullanılarak filtrelenmesi.

Yer tepki kuvvet bileşenlerinin büyüklüğü incelendiğinde, dikey bileşenin ( $F_z$ ), öne arkaya ( $F_x$ ) ve yanlara ( $F_y$ ) olan bileşenden oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Yer tepki kuvvetinin yatayda öne arkaya bileşeni hareketin başlangıcında negatiftir (Şekil 4.1a). Kaldırışın başlangıcında,  $F_x$  kuvvetinin negatif olması kuvvetin uygulanma yönünü gösterdiği için barın X ekseninde öne doğru yerdeğiştirmesi gerekir. Bu nedenle bar yörüngesi, kuvvetin uygulama yönü ile yerdeğiştirme arasındaki ilişkiyi yansıtmaktadır. Barın yerden ayrıldıktan hemen sonra öne doğru hareket ederek vücuttan uzaklaştığı (2 cm), daha sonra arkaya hareketi ile vücuda yaklaştığı (7 cm) gözlenmektedir (Şekil 4.2d). Koparma tekniğinde yere uygulanan kuvvetin öne-arkaya ve dikey bileşenlerinin davranışı ile barın öne-arkaya ve dikey eksen hareketleri birbirini destekleyen sonuçlardır.

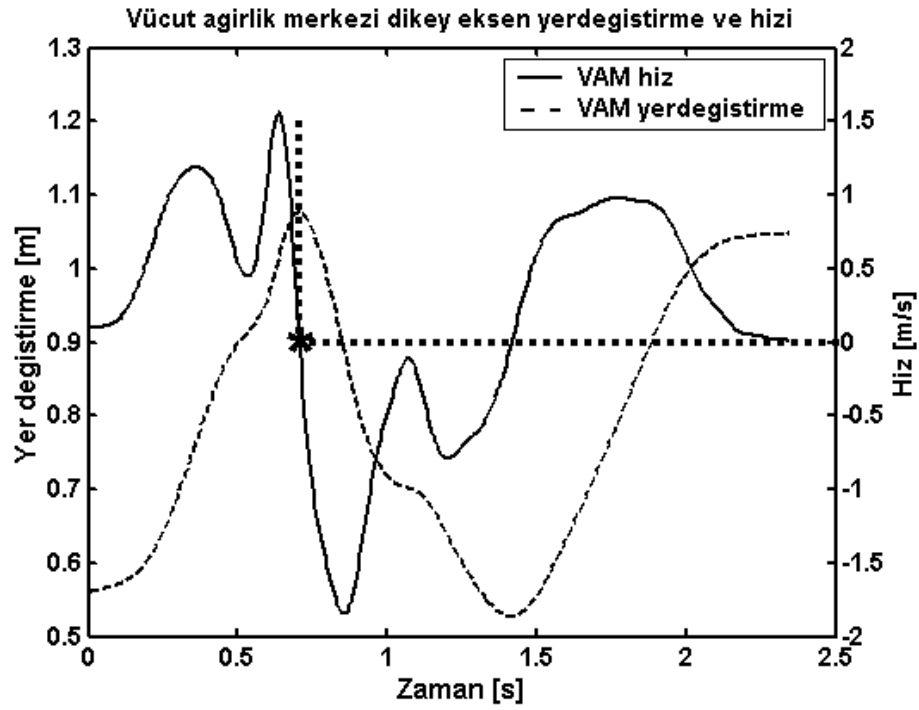
Çalışmada, koparma tekniğinin evreleri diz eklem açısı referans alınarak belirlenmiş ve tekniğin evrelere göre kinematik ve kinetik analizi yapılmıştır. Dinamik modelden hesaplanan yer tepki kuvveti, ölçülerek elde edilen yer tepki kuvveti davranışı ile karşılaştırılarak benzerlikler ve farklılıklar belirlenmiştir.

Tablo 4.2. Koparma tekniğinin evrelerine göre ölçülen yer tepki kuvveti bileşenlerinin maksimum değerleri ve dikey bileşenin sistem ağırlığına yüzde oranı

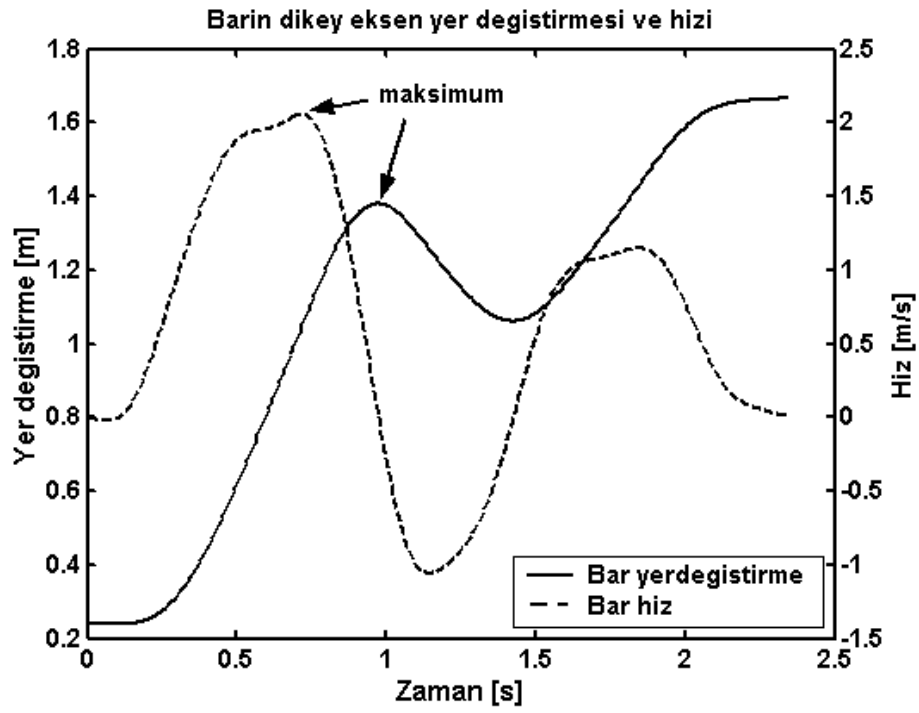
| Evreler  | Maks $F_x$<br>(N) | Maks $F_y$<br>(N) | Maks $F_z$<br>(N) | $F_z$ /Sistem ağırlığı<br>(%) |
|----------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------------------|
| 1. çekiş | -4                | -1                | 744               | 120                           |
| Geçiş    | -5                | -1                | 479               | 77                            |
| 2. çekiş | 4                 | 0                 | 803               | 130                           |
| BAG      | -6                | 0                 | 889               | 142                           |
| AK       | 1                 | 0                 | 342               | 56                            |

Koparma tekniğinde barın baş üzerine kaldırılması için yerçekimine karşı dikeyde ivmeli bir hareket yapılması gerekmektedir. Yer tepki kuvveti ile halterci ve barın kinematik verisi evrelere göre ilişkilendirildiğinde, barın zeminden ayrılarak bar altına giriş evresinde baş üzerinde sabitlendiği ana kadar olan süreçte, halterci mekanik işin büyük bir bölümünü dikey ekseninde gerçekleştirmektedir. Dolayısı ile yere uygulanan kuvvetin dikey bileşeninin büyüklüğü yatay kuvvet bileşenlerinden daha fazladır (Şekil 4.1).

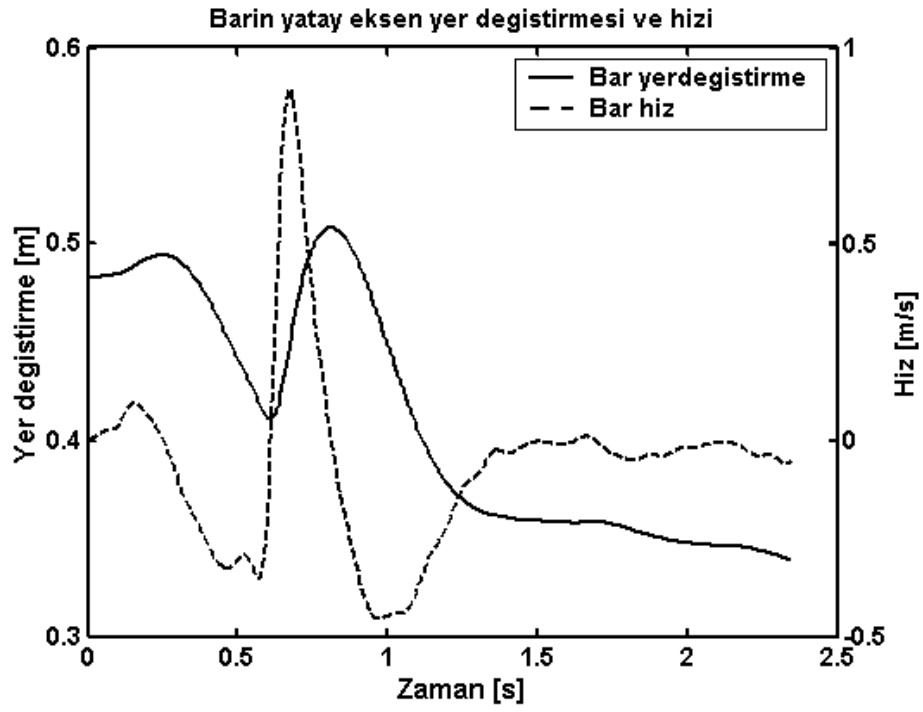
Tekniğin 1. çekiş evresinde barın yerden ayrılması anında yer tepki kuvvetinin dikey bileşeninde artış, geçiş evresinde azalma ve 2. çekiş evresinde tekrar artış göstererek daha kısa sürede daha büyük kuvvet değerlerine ulaşılmaktadır. Barın yatay ve dikey hareketleri veya her iki hareket yönünün bileşkesi olan bar yörüngesi incelendiğinde de bu bulgunun desteklendiği görülmektedir. Bu süreçte vücudun ve barın birbirine göre olan konumları bir diğer önemli noktadadır. Bar bel yüksekliğine ulaştığı anda, haltercinin vücudu tam ekstansiyonda, tüm vücut parmak ucunda yükselmekte ve çekiş sonlanmaktadır. Bu durumda vücut ağırlık merkezi maksimum yüksekliğine ulaşmış ve hızı 0 (sıfır) dır (Şekil 4.2a). Bar ise maksimum hızına ulaşmış, ancak maksimum yüksekliğe ulaşmamıştır (Şekil 4.2b). Gövdenin tam ekstansiyonu 2. çekişin sonlandığı ana karşılık geldiği için ayakların yerden ayrılışı gerçekleşmekte dolayısıyla bara uygulanan kuvvet sıfır olmaktadır (Şekil 4.6), ancak barın yukarıya doğru ivmeli hareketi devam etmekte ve 2. çekişin sonlanmasından sonra bar yaklaşık 34 cm daha dikey yönde yerdeğiştirmekte ve maksimum yüksekliğine ulaşmaktadır.



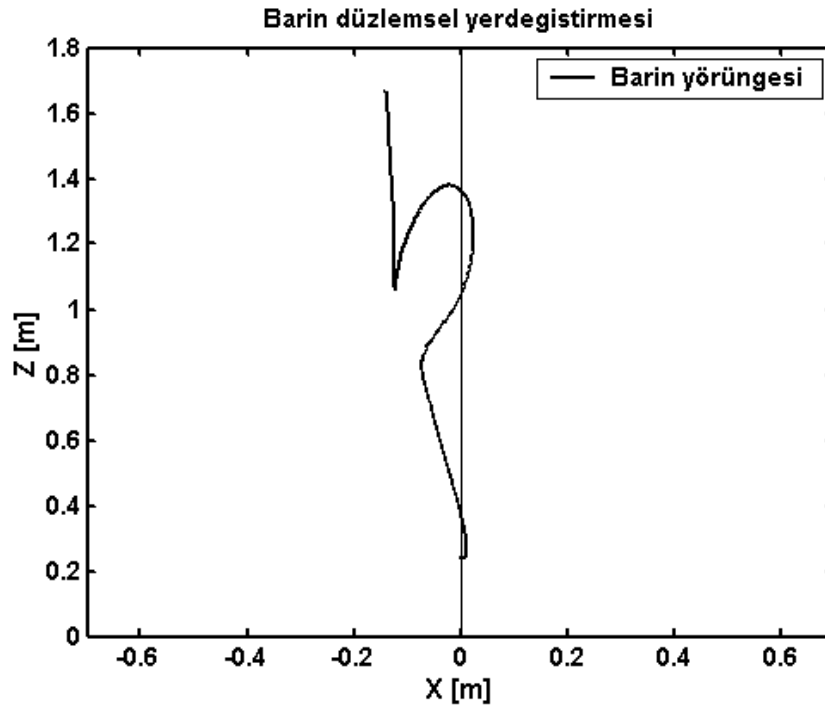
(a)



(b)

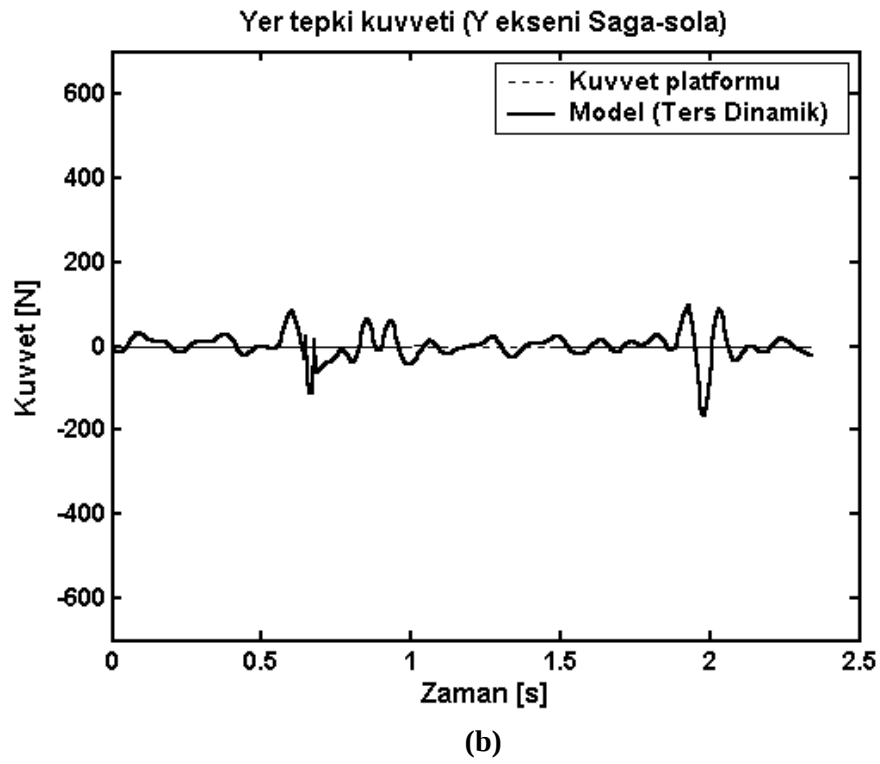
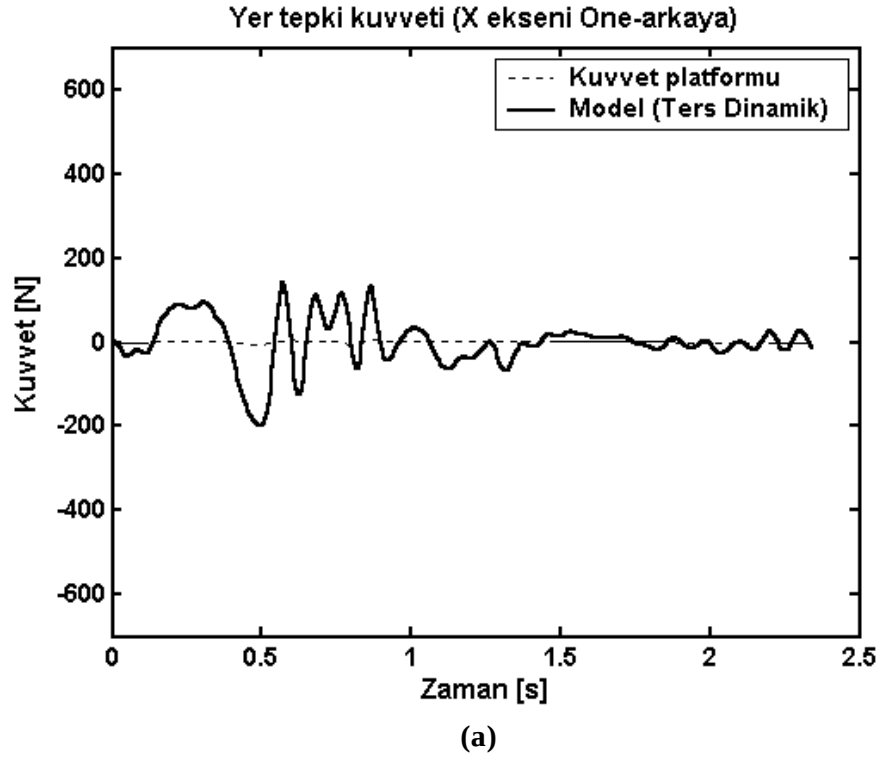


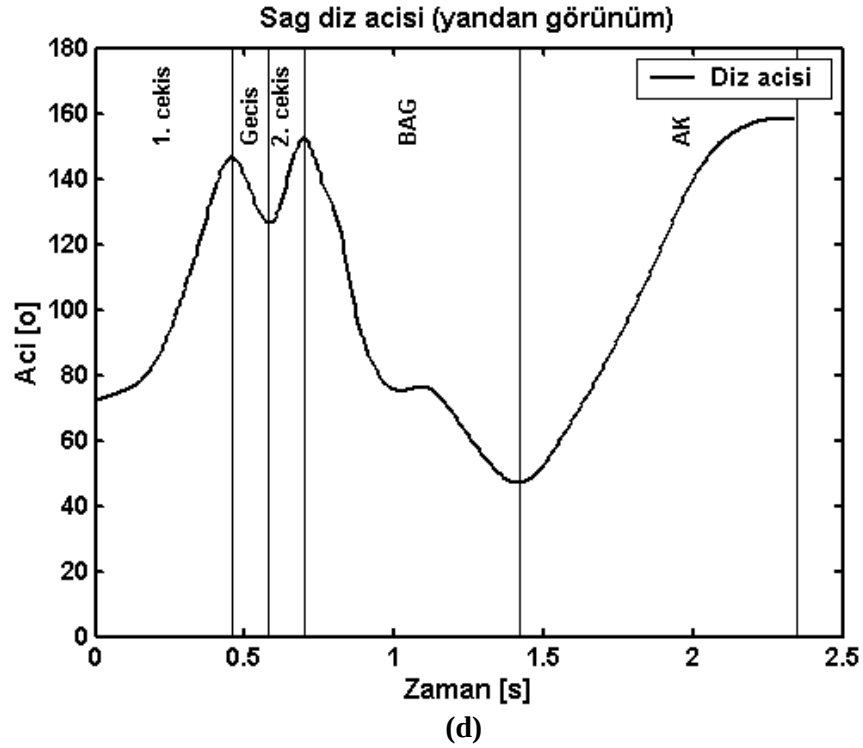
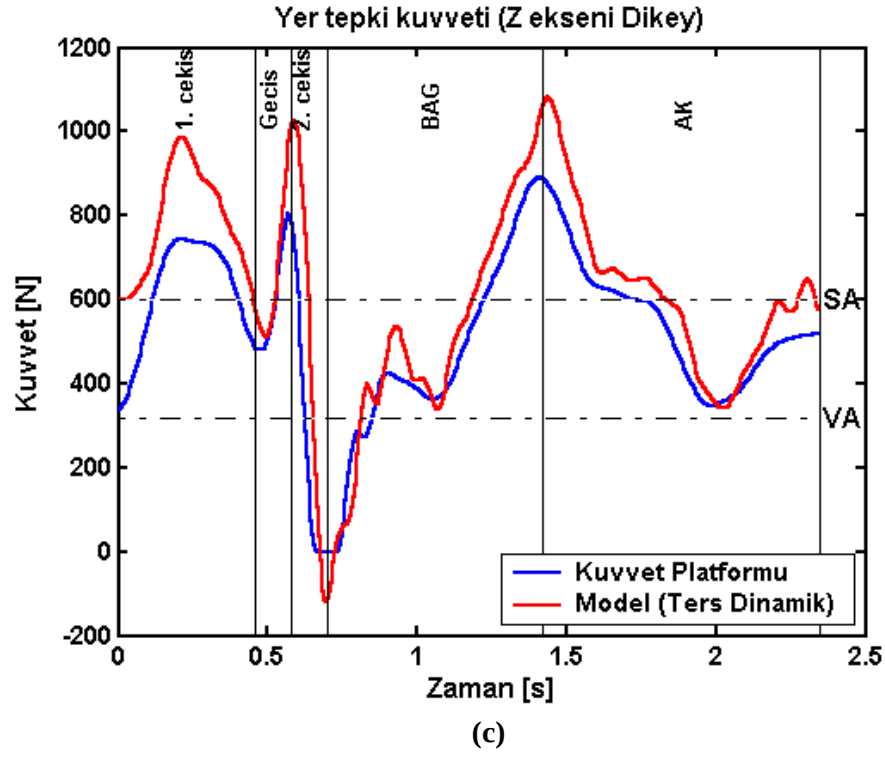
(c)



(d)

Şekil 4.2. (a) Vücut ağırlık merkezinin ve (b) Barın dikey eksenindeki yer değıştirmesi ve hızı. (c) Barın yatay eksen (öne-arkaya) yer değıştirmesi ve hızı, (d) Barın düzlemsel hareket yörüngesi.





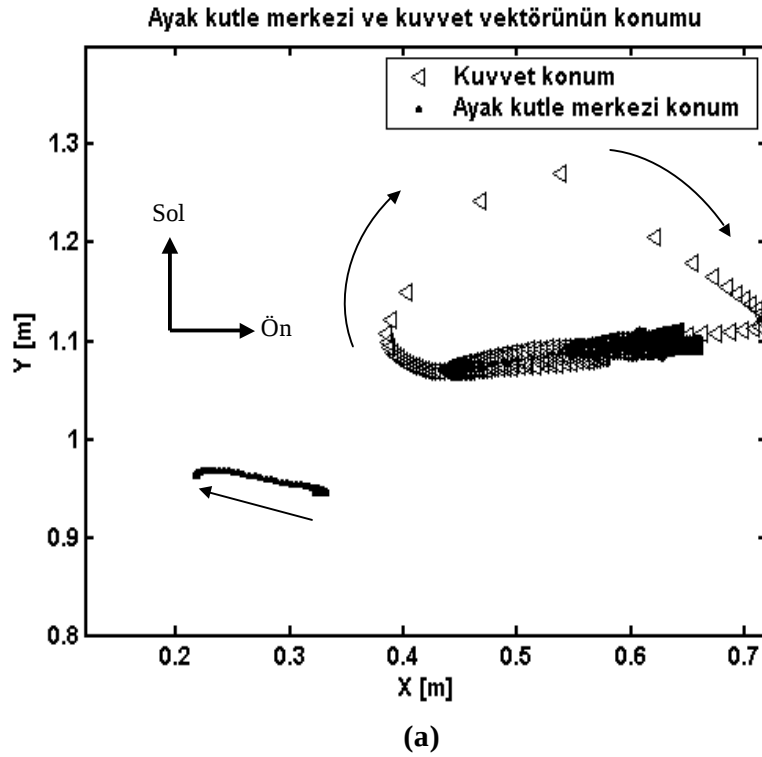
Şekil 4.3. (a,b) Ters dinamik analizle modelden hesaplanan yatay ve (c) dikey eksen yer tepki kuvvetleri (sürekli çizgi), kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetleri (noktalı çizgi). (d) Sağ diz ekleme açısı. (VA): Vücut ağırlığı, (SA): Bar ve vücut ağırlığının toplamı olan sistem ağırlığıdır.

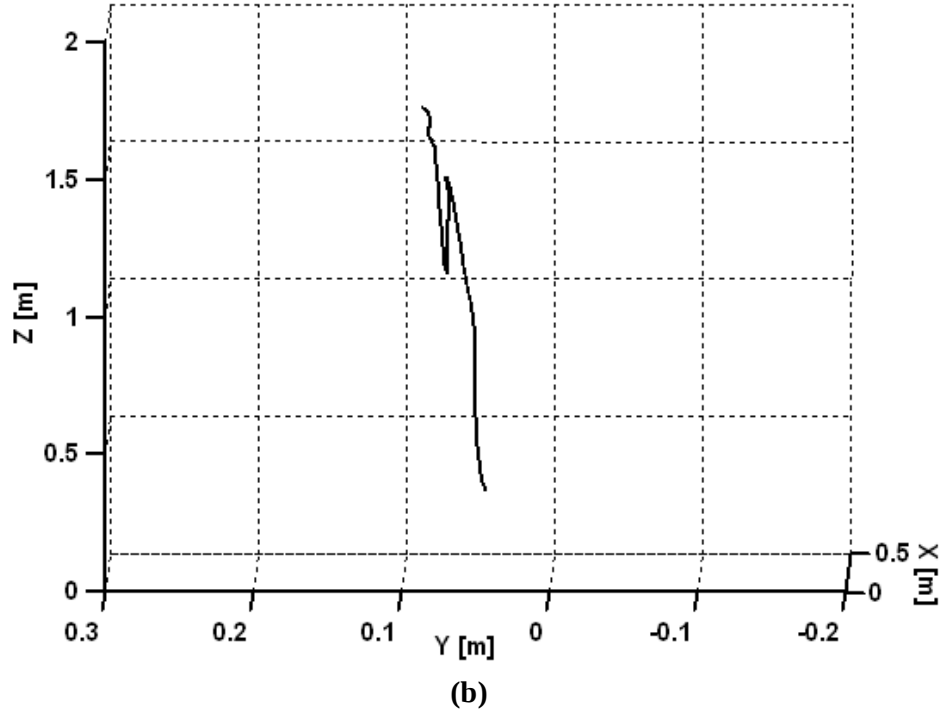
Koparmanın tüm evrelerinde, ters dinamik analizle dinamik modelden hesaplanan yer tepki kuvveti ile kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetinin davranışları benzerdir. Modelden hesaplanan kuvvet değerlerinin ölçülen kuvvet değerlerine göre daha yüksek olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.5c). Ölçülen dikey kuvvet bileşeni 1. çekiş evresinde 744 N tepe değere ulaşırken, modelden hesaplanan yer tepki kuvvetinin dikey bileşeni 987 N a ulaşmaktadır. Ölçülen yer tepki kuvveti geçiş evresinde 479 N kadar düşerken, benzer düşüş model yer tepki kuvvetinde de görülmektedir (511 N). 2. çekişte hem ölçülen hem de hesaplanan yer tepki kuvvetinde maksimum tepe değerlere ulaşıldığı görülmektedir (sırasıyla, 790 N, 1026 N). 2. çekişin sonlanarak bar altına girişin başlaması sırasında kuvvet platformu değerleri sıfıra ulaşmakta, model yer tepki kuvvetinde negatif değerler görülmektedir. 1. çekiş, geçiş ve 2. çekiş evrelerini kapsayan tam çekiş pozisyonundan sonra, halterci barı baş üzerinde sabitlemek için vücudunu bar altına hareket ettirdiğinde, ayaklar tekrar yerle teması sağlar ve bu temas yer tepki kuvvetindeki artışı beraberinde getirir (Şekil 4.6). BAG evresinde yerçekimi yönünde vücut ağırlığının yere uyguladığı kuvvet ile barın maksimal çekiş yüksekliğine ulaştıktan sonra yön değiştirerek baş üzerinde sabitlenmesine kadar (yaklaşık 30 cm) yerçekimi yönünde ivmeli hareketi sonucu yere uyguladığı kuvvetlerin toplamı (sistem ağırlığının ivmeli hareketi) dikey kuvvette zirve değerlerin görülmesine neden olmaktadır. Bu çalışmada, sistem ağırlığının dikey kuvvet bileşenine oranı değerlendirilmiş ve 1. çekişte dikey yer tepki kuvvetinin sistem ağırlığının % 120'sine ulaştığı, geçiş evresinde sistem ağırlığının % 77'sine düştüğü ve 2. çekişte zirve kuvvet değerlerinin sistem ağırlığının % 130'una ulaştığı bulunmuştur.

Koparma tekniği simetrik bir kaldırıştır. Kaldırıшта vücudun sağ ve sol taraf üyelerinin aynı miktarda eşzamanlı doğrusal ve açısal hareketlerindeki simetri çok önemlidir. Koparma tekniğinde barın öne-arkaya ve dikey hareketleri nedeniyle yer tepki kuvvetinin de düz bir hat üzerinde öne-arkaya yerdeğiştirmesi beklenir. Aksi durumda, bu hattan sapmalar her iki ayağın aynı anda platform yüzeyinden ayrılmadığını veya çekişten sonra aynı anda temas etmediğini göstermektedir. Bu asimetriye neden olan en büyük etmen ise sistem ağırlığının (Bar+VA) o yöne kaymasıdır. Koparma tekniğinin dinamik modelindeki kabullerden biri de vücudun

simetrik kabul edilmesiydi. Bu nedenle kaldırışın simetrisini analiz edebilmek için kuvvet vektörünün kuvvet platformu yüzeyindeki yörüngesi hesaplanarak (Eş. 3.4a-b) ayak kütle merkezinin konumu ile ilişkilendirilmiştir (Şekil 4.4).

Şekil 4.4 kaldırış sırasında ayak kütle merkezinin yerdeğiştirmesi ile kuvvet vektörünün yerdeğiştirmesi arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Ayak kütle merkezinin çekiş sırasında konumunu koruduğı ve 2. çekişin sonuna doğru yerden ayrılarak geriye doğru yerdeğiştirdiğı görülmektedir. Kuvvet vektörünün öne-arkaya yerdeğiştirmesi çekişin sonuna doğru beklenenden farklı bir davranış sergileyerek, sola doğru kaymaktadır. Kaldırış sırasında kuvvet vektörünün sola kayması, sol ayağın sağ ayağı göre platformla temasını daha geç kestiğini, tekrar temas sırasında ise sol ayağın daha önce yerle temas ettiğini göstermektedir. Aslında bu durum haltercinin koparma tekniğinde asimetrik kaldırış gerçekleştirdiğinin bir göstergesidir. Şekil 4.4.b’de 2. çekişin başlangıcından itibaren barın haltercinin soluna doğru hareketlendiğı bar altına giriş evresinde ise sola doğru hareketlenmenin devam ettiğı görülmektedir. Sistemdeki dominant kütle olan barın 4 cm lik sola hareketi asimetrik bir kaldırışa neden olmaktadır.





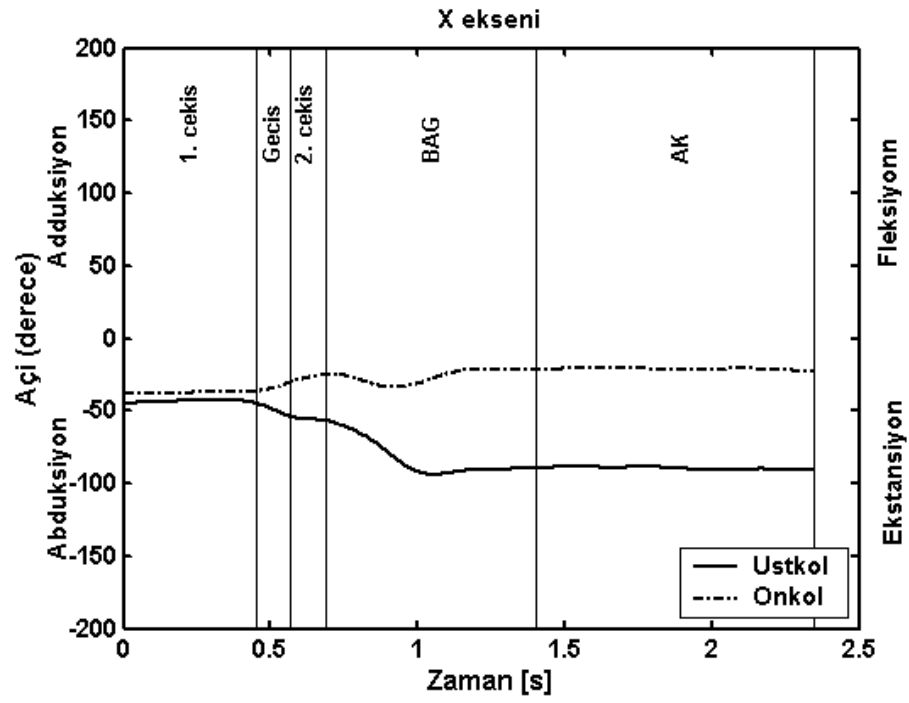
Şekil 4.4. (a) Kaldırış sırasında ayak kütle merkezi ve kuvvet vektörünün kuvvet platformu yüzeyindeki yörüngesi. (b) Üç boyutlu bar yörüngesinin arkadan görünümü.

Tablo 4.3 ve Şekil 4.5’de koparma tekniğinde omuz eklemi ve dirsek eklemine açıl kinematik bulguları incelenmektedir. Tabloda üyelerin global (eylemsiz) eksen takımına göre anatomik eksen takımının dönüş miktarı mutlak açıl değerler olarak sunulmaktadır.

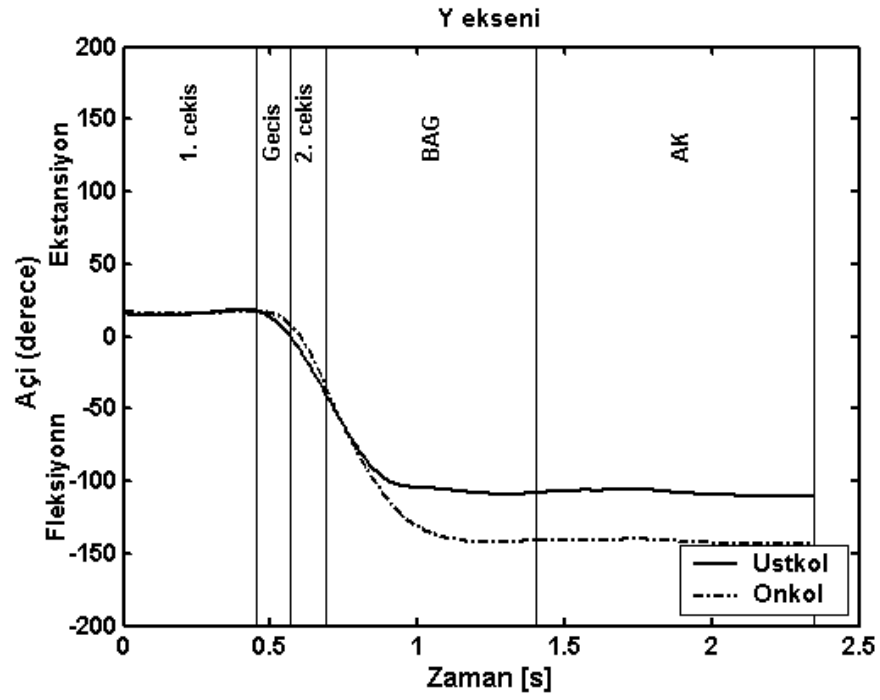
Tablo 4.3. Koparma tekniğinin evrelerine göre üstkolun ve önkolun açıl yerdeğıştirme aralıkları

| Üye      | Üstkol       |               |             | Önkol       |                |              |
|----------|--------------|---------------|-------------|-------------|----------------|--------------|
|          | X eksen (°)  | Y eksen (°)   | Z eksen (°) | X eksen (°) | Y eksen (°)    | Z eksen (°)  |
| 1. çekiş | -44°-42°/2°  | 15°18°/3°     | 10°13°/3°   | -38°-36°/2° | 17°15°/2°      | 6° 1°/5°     |
| Geçiş    | -45°-53°/8°  | 17°0°/17°     | 9°0°/9°     | -36°-30°/6° | 15°9°/6°       | -1° 1°/2°    |
| 2.çekiş  | -54°-56°/2°  | -1°-42°/41°   | 0°4°/4°     | -30°-24°/6° | 8°-32°/24°     | -1°-2°/1°    |
| BAG      | -57°-93°/36° | -44°-108°/64° | -3°-33°/30° | -24°-33°/9° | -35°-142°/107° | -1°-40°/39°  |
| AK       | -89°-91°/2°  | -107°-110°/3° | -33°-35°/2° | -21°-22°/1° | -140°-143°/3°  | -40° -44°/4° |

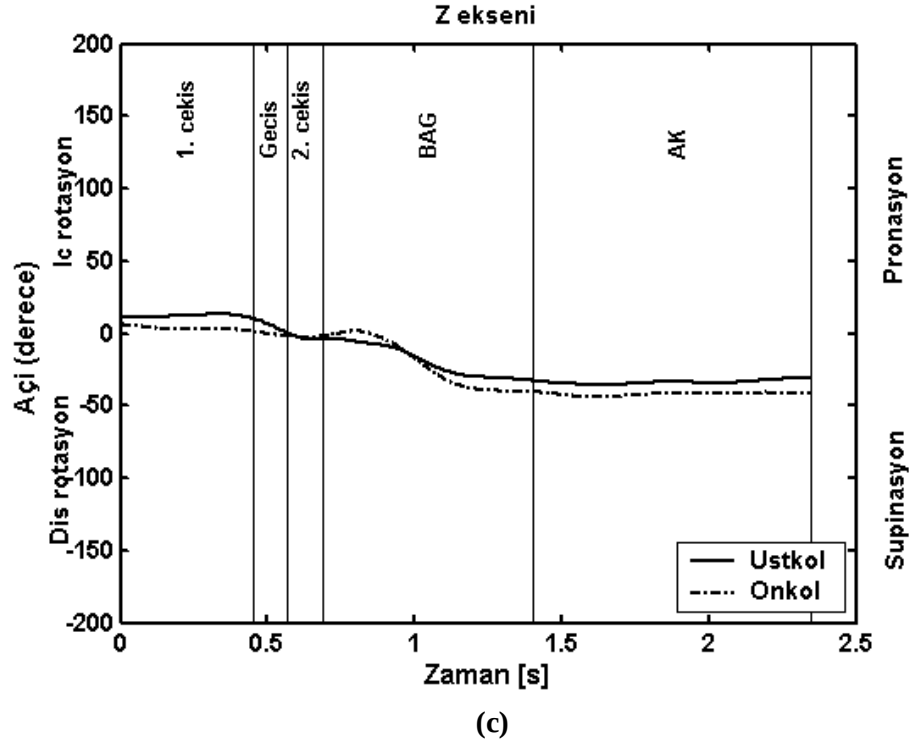
Global eksen takımına göre +X ekseninden bakıldığında, koparma kaldırışının başlangıcında üstkol  $42^{\circ}$  abduksiyon, +Y eksenine göre  $15^{\circ}$  ekstansiyon ve + Z eksenine göre  $10^{\circ}$  iç rotasyondadır. Önkol oryantasyonunun da üstkol oryantasyonuna paralel geliştiği ve dirsek eklemine göre daha sınırlı olduğu için, omuz eklemine göre  $38^{\circ}$  lik bir açıda (X eksen) ve üstkolun açılal pozisyonuna göre  $4^{\circ}$  lik farkla tam ekstansiyona yakındır ve  $6^{\circ}$  lik pronasyon (Z eksen) görölmektedir. 1. çekiş evresinde, üstkolun abduksiyonunda  $2^{\circ}$ , ekstansiyonunda  $3^{\circ}$  ve iç rotasyonunda  $3^{\circ}$  lik artışlar görölmektedir. Önkolda ise  $2^{\circ}$  lik fleksiyon,  $5^{\circ}$  lik supinasyon gözlenmektedir. Dirsek eklemine, 1. çekiş evresine göre geçiş evresinde  $6^{\circ}$  daha fleksiyon açısı artarken, omuz eklemine ise abduksiyon açısı  $8^{\circ}$  daha artmaktadır. Bu evrede omuz eklemine  $17^{\circ}$  fleksiyon ve  $9^{\circ}$  iç rotasyon meydana gelirken, önkolun supinasyon açısında  $2^{\circ}$  artış görölmektedir. 2. çekiş evresinde gövdenin hareketleri nedeniyle üstkolun abduksiyon açısında  $2^{\circ}$ , fleksiyon açısında  $41^{\circ}$  ve iç rotasyon açısında  $4^{\circ}$  artış, bu evrede dirsek eklemine fleksiyon açısı  $6^{\circ}$ , supinasyon açısı  $1^{\circ}$  daha artmaktadır. BAG evresinde, üstkolun abduksiyon açısı  $36^{\circ}$  daha artarak  $93^{\circ}$  lik abduksiyon görölmektedir.  $64^{\circ}$  lik artışla fleksiyon açısı  $108^{\circ}$  ye ulaşmaktadır. Dış rotasyonda ise  $30^{\circ}$  lik bir artış gözlenmektedir. Üstkolun fleksiyon açısındaki kaybı abduksiyon ve dış rotasyon açılarındaki artışların desteklediği görölmektedir. Bu evrede önkolun  $33^{\circ}$  fleksiyon ve  $39^{\circ}$  supinasyon açısını arttırdığı görölmektedir. AK evresinde, bar baş üzerinde sabitlendiği için üstkolun ve önkolun açılal yerdeğıştirmelerinde büyük değışiklikler gözlenmemektedir (Şekil 4.5).



(a)



(b)



Şekil 4.5. (a) Üstkolun abduksiyonu-adduksiyonu, önkolun ekstansiyon-fleksiyonu (b) Üstkol ve önkolun ekstansiyonu-fleksiyonu (c) Üstkolun iç-dış rotasyonu, önkolun supinasyonu-pronasyonu.

Üç boyutlu eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanmasında, kuvvet platformu ile ölçülen üç boyutlu yer tepki kuvveti kullanılmıştır. Modelde, ayak parmak ucundan etki eden YTK'den eklem kuvvetleri hesaplandıktan sonra, üyelerin eylemsizlik özellikleri ve açısal kinematiği kullanılarak eklem momentleri hesaplanmıştır.

Koparma tekniğinin 1. çekiş, geçiş, 2. çekiş, bar altına giriş ve ayağa kalkış evrelerinde dış kuvvetlerin eklemlerde oluşturduğu kuvvetin bileşenleri Tablo 4.4'de ve Şekil 4.6a'da, eklem momentleri Tablo 4.5 ve Şekil 4.6b'de verilmiştir. Tablo 4.4'de, koparma tekniğinin evrelerine göre üç boyutlu eklem kuvvetlerinin yatay (X,Y) ve dikey (Z) bileşenlerinin büyüklükleri minimum ve maksimum değerler olarak verilmiştir. Tablodaki minimum ve maksimum değerlerin pozitif veya negatif olması kuvvetin uygulandığı yönü göstermektedir.

Tablo 4.4 ve Şekil 4.6a incelendiğinde, tüm kaldırış sırasında eklem kuvvetlerinin yatay bileşenleri ( $F_x$ ,  $F_y$ ) artmakta, dikey eklem kuvveti bileşeninin ise birbirine paralel seyreterek en büyük dikey kuvvetin ( $F_z$ ) sırasıyla ayak bileği, diz, kalça, omuz ve dirsek eklemine etkili olduğu görülmektedir. Tablo 4.4’de koparma tekniğinin 1. çekiş evresinde, vücudun ve barın dikey ekseninde yukarı doğru ivmeli hareketi sırasında incelenen tüm eklemlerde, kuvvetin öne-arkaya, yanlara ve dikey bileşenlerinin büyüklüğünde artış gözlenmiştir. Eklem kuvveti bileşenlerinin büyüklüğündeki artışların yönleri dikkate alındığında, daha çok öne, sağa ve dikey yöndeki eklem kuvvet artışlarına işaret etmektedir. Geçiş evresinde tüm eklemlerde öne doğru olan kuvvet bileşeni büyüklüğünün diz eklemine diğer eklemlere göre daha az olmasına karşın artışını sürdürdüğü, yanal kuvvet bileşeninin tüm eklemlerde 1. çekişe göre azaldığı ve dikey kuvvet bileşeni büyüklüğünün ayak bileği ve diz eklemine artışına devam ettiği ve kalça, omuz ve dirsek eklemine azaldığı görülmektedir. 2. çekiş evresinde, 1. çekiş ve geçiş evrelerinin aksine, tüm eklemlerde arkaya doğru olan kuvvet bileşeni büyüklüğünün ayak bileği ve diz eklemine göre kalça, omuz ve dirsek eklemine çok daha fazla arttığı, yanal eklem kuvvet bileşeninin sağa doğru artış gösterdiği görülmüştür. 2. çekiş evresinde dikey eklem kuvveti bileşeninin hem büyüklüğü hem de yönü değişmektedir. Bu evrede sistem ağırlığının yerden ayrılışı söz konusu olduğu için, yerden kopuş öncesi diz eklemi dışında tüm eklemlerde dikey eklem kuvveti yukarı yönde ve büyüklüğü artarken, sistemin yerden ayrılışı ile birlikte tüm eklemlerin dikey bileşeninin büyüklüğünde aşağı yönde negatif kuvvet artışları gözlenmiştir. 2. çekiş evresinde ayak bileği, diz, kalça, omuz ve dirsek eklem kuvvetinin öne-arkaya ve yanlara bileşenlerinde negatif, dikey bileşende ise pozitif kuvvet artışları, sistemin yerden kopuşu öncesinde vücudun en büyük kütleli üyesi olan gövdenin arkaya ve yukarı yöndeki ivmeli hareketlerinden kaynaklanmaktadır. Dikey eklem kuvvetinde görülen negatif değerler, kopuş sonrası üyelerin dikey eksen hareketine devam ederek yukarı yöndeki ivmeli hareketi sonucunda görülmektedir.

BAG evresinde ayak bileği eklemine arkaya doğru yatay bileşenin etkili olduğu; diz, kalça, omuz ve dirsek eklemlerinde öne doğru olan kuvvet bileşeni büyüklüğündeki artışların etkili olduğu gözlenmiştir. Bu evrede de 2. çekişte olduğu

gibi, yanal eklem kuvveti bileşeni büyüklüğünün sola doğru olan artışının devam ettiği, dikey eklem kuvveti bileşeni büyüklüğünün tüm eklemlerde zirveye ulaştığı görülmektedir. Bu evrede dikey eklem kuvvetinde görülen negatif değerler vücudun tüm üyelerinin yerçekimi yönündeki ivmeli hareketinden kaynaklanmaktadır.

Ayağa kalkış evresinde barın baş üzerinde sabitlenmesi yatay eklem kuvveti bileşenlerinin azalmasına, sistemin yukarı doğru ivmeli hareketi nedeni ile dikey eklem kuvveti bileşeni büyüklüğünün omuz ve dirsek eklemine göre ayak bileği, diz ve kalça eklemine daha da arttığı gözlenmiştir.

Tablo 4.4 Koparma tekniğinin evrelerinde eklem kuvvetleri (en küçük ve en büyük değerleri)

|             | Kuvvet (N) |       |       |       |       |       |
|-------------|------------|-------|-------|-------|-------|-------|
|             | $F_x$      |       | $F_y$ |       | $F_z$ |       |
| 1.çekiş     | min.       | maks. | min.  | maks. | min.  | maks. |
| Ayak bileği | 3          | -5    | 0     | -1    | 324   | 735   |
| Diz         | -5         | 18    | -8    | 8     | 300   | 705   |
| Kalça       | -22        | 104   | -21   | 25    | 241   | 643   |
| Omuz        | -31        | 138   | -15   | 37    | 95    | 461   |
| Dirsek      | -45        | 118   | -18   | 39    | 90    | 435   |
| Geçiş       |            |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 4          | -5    | 1     | 0     | 470   | 771   |
| Diz         | -6         | 24    | -1    | 1     | 452   | 734   |
| Kalça       | -9         | 121   | -7    | 7     | 443   | 629   |
| Omuz        | -18        | 189   | -11   | 8     | 331   | 420   |
| Dirsek      | -31        | 160   | -21   | 20    | 330   | 406   |
| 2.çekiş     |            |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 7          | -13   | -2    | 2     | -16   | 792   |
| Diz         | -7         | -55   | 14    | -15   | -13   | 741   |
| Kalça       | -15        | -219  | 21    | -59   | -15   | 607   |
| Omuz        | -3         | -563  | 48    | -88   | -220  | 461   |
| Dirsek      | 37         | -611  | 57    | -91   | -200  | 533   |
| BAG         |            |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 8          | -10   | 3     | -8    | -3    | 879   |
| Diz         | -18        | 44    | 24    | -27   | 20    | 852   |
| Kalça       | -28        | 65    | 73    | -74   | 31    | 768   |
| Omuz        | -38        | 205   | 63    | -64   | -121  | 523   |
| Dirsek      | -71        | 264   | -55   | 75    | -151  | 544   |
| AK          |            |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 0          | 2     | 0     | 0     | 338   | 881   |
| Diz         | -2         | 3     | -2    | 2     | 316   | 852   |
| Kalça       | 12         | -14   | -8    | 11    | 272   | 764   |
| Omuz        | 23         | -29   | -15   | 21    | 181   | 495   |
| Dirsek      | 32         | -41   | -16   | 22    | 189   | 468   |

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

Tablo 4.5'te koparma tekniğinin evrelerine göre üç boyutlu eklem momentlerinin yatay (X,Y) ve dikey (Z) bileşenlerinin büyüklükleri minimum ve maksimum değerler olarak verilmiştir. Tablodaki minimum ve maksimum değerlerin pozitif veya negatif olması kuvvetin eklemde oluşturduğu dönme etkisinin yönünü göstermektedir.

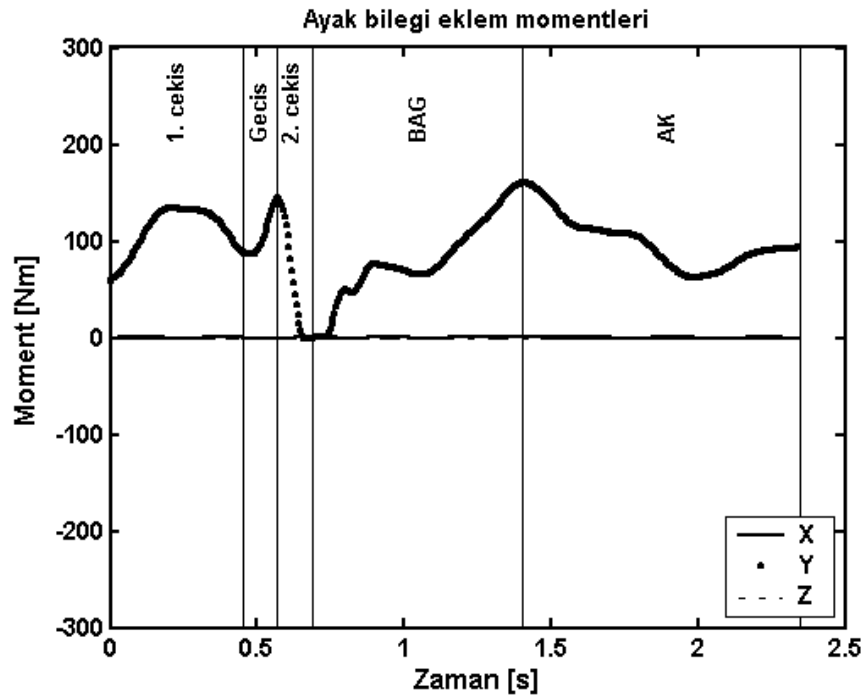
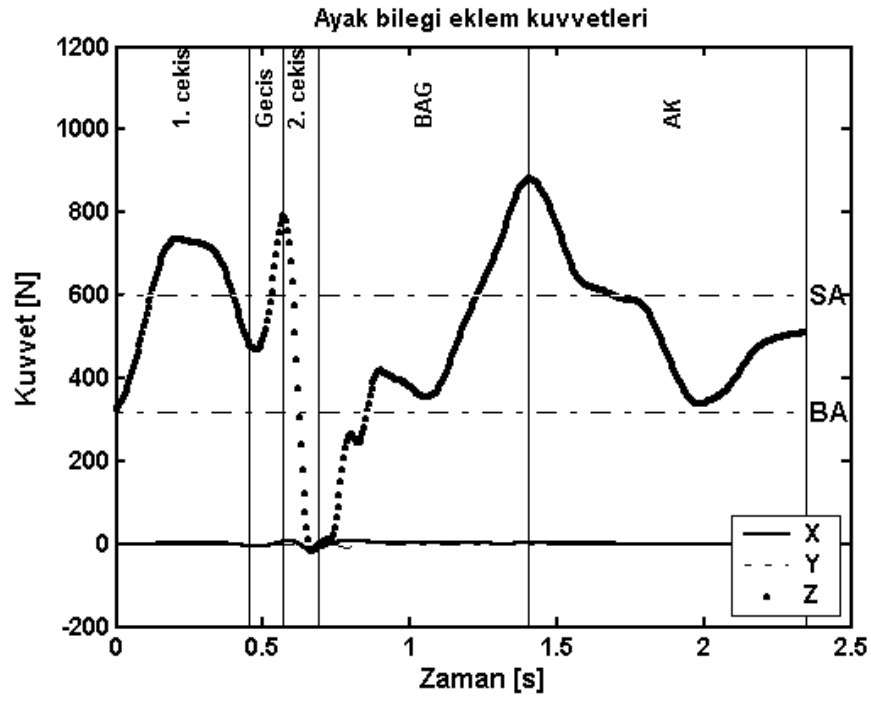
Tablo 4.5 ve Şekil 4.6b'de X,Y ve Z eksenlerindeki net momentler incelendiğinde, tüm kaldırış boyunca X eksenindeki net kalça, omuz ve dirsek eklemi momentinin, ayak bileği ve diz eklemde görülen momente göre daha yüksek olduğu gözlenmektedir. Koparma kaldırışı boyunca, Y ekseninde moment büyüklüğünün en yüksek değerlere ulaştığı görülmektedir. 2. çekiş evresinin sonuna doğru dikey eklem kuvveti bileşenlerinin azalarak, gövdenin arkaya ivmeli hareketi sonucunda omuz eklemine öne-arkaya yatay bileşenindeki artış, omuz ve dirsek eklemlerinde negatif moment değerlerinin görülmesine neden olmaktadır. Bu evrede ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde görülen momentin pozitif ve birbirine benzer olduğu görülmektedir. Tüm kaldırış boyunca Y eksenindeki toplam moment büyüklüğünün ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde benzer olması yükün eşit olarak dağıldığını göstermektedir. Z ekseninde etrafındaki net moment büyüklüğünün oldukça düşük olduğu ve daha çok omuz ve dirsek eklemde etkili olduğu görülmektedir.

Tablo 4.5 Koparma tekniğinin evrelerinde net eklem momenti bileşenleri (en küçük ve en büyük değerleri)

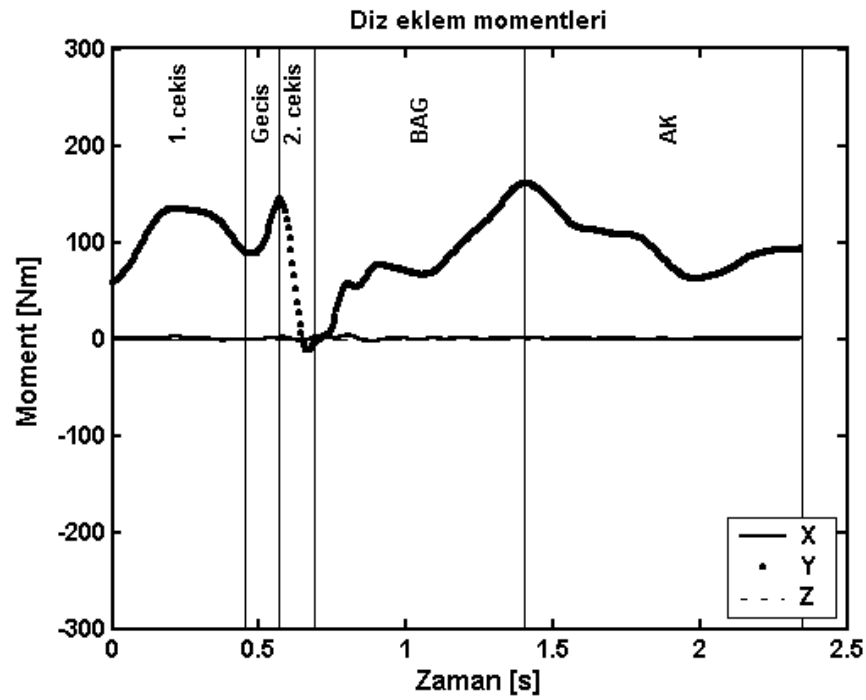
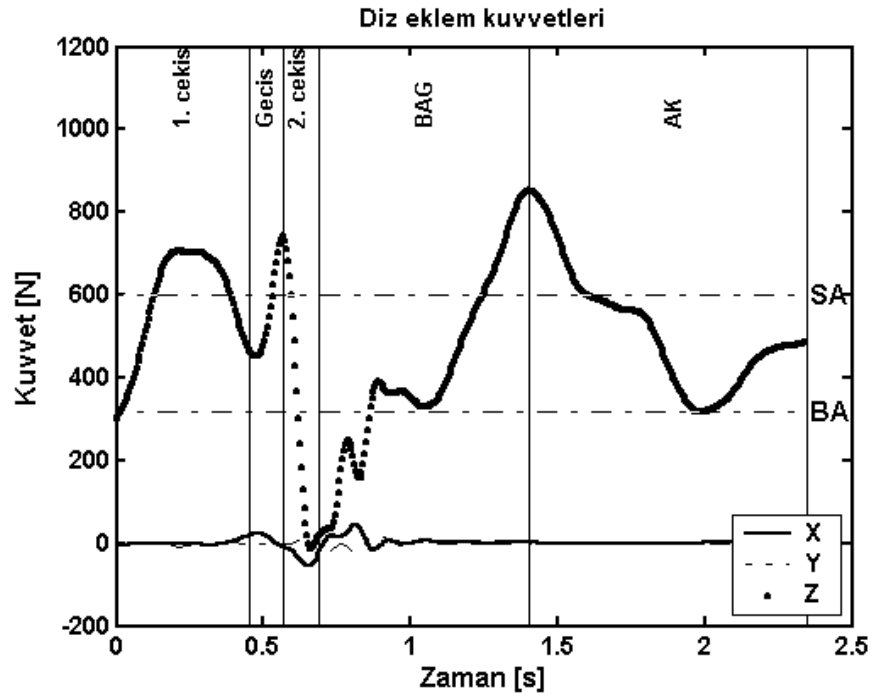
|             | Moment (Nm) |       |       |       |       |       |
|-------------|-------------|-------|-------|-------|-------|-------|
|             | $M_x$       |       | $M_y$ |       | $M_z$ |       |
|             | min.        | maks. | min.  | maks. | min.  | maks. |
| 1.çekiş     |             |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 0           | 0     | 60    | 134   | 0     | 0     |
| Diz         | 1.7         | -1.8  | 59    | 136   | 0     | 0     |
| Kalça       | 4.9         | -6.2  | 59    | 136   | 0     | 0     |
| Omuz        | -12         | 25    | 57    | 137   | -7    | 0     |
| Dirsek      | 23          | -30   | 59    | 132   | 0     | 7.1   |
| Geçiş       |             |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 0           | 0     | 86    | 140   | 0     | 0     |
| Diz         | 1.1         | -1.2  | 79    | 143   | 0     | 0     |
| Kalça       | 2.0         | -2.2  | 81    | 146   | 0     | 0     |
| Omuz        | -1.3        | 25    | 112   | 162   | 3.1   | -7.2  |
| Dirsek      | 5.5         | -30   | 91    | 140   | -3    | 7.3   |
| 2.çekiş     |             |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 0           | 0     | -1.3  | 144   | 0     | 0     |
| Diz         | 1.6         | -2.5  | -11   | 144   | 0     | 0     |
| Kalça       | -6.9        | 15    | -37   | 135   | 0     | 0     |
| Omuz        | -24         | 30    | 118   | -175  | 3     | 11    |
| Dirsek      | 37          | -49   | -53   | 125   | -3    | -12   |
| BAG         |             |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 0           | 0     | 0     | 159   | 0     | 0     |
| Diz         | -2.7        | 3.3   | -4.0  | 160   | 0     | 0     |
| Kalça       | -19         | 21    | -5.0  | 160   | 0     | 0     |
| Omuz        | 35          | -50   | 2     | 162   | -5.5  | 5.7   |
| Dirsek      | -49         | 64    | -19   | 156   | -5.5  | 6.5   |
| AK          |             |       |       |       |       |       |
| Ayak bileği | 0           | 0     | 62    | 160   | 0     | 0     |
| Diz         | 0           | 0     | 61    | 160   | 0     | 0     |
| Kalça       | -2.8        | 2.2   | 61    | 160   | 0     | 0     |
| Omuz        | 8.5         | -10   | 58    | 161   | 0     | 0     |
| Dirsek      | -12         | 16    | 60    | 156   | 0     | 0     |

Negatif moment saat yönünde, pozitif moment saat yönünün tersinedir. Tabloda 1 Nm altında hesaplanan moment büyüklükleri sıfır olarak verilmiştir.

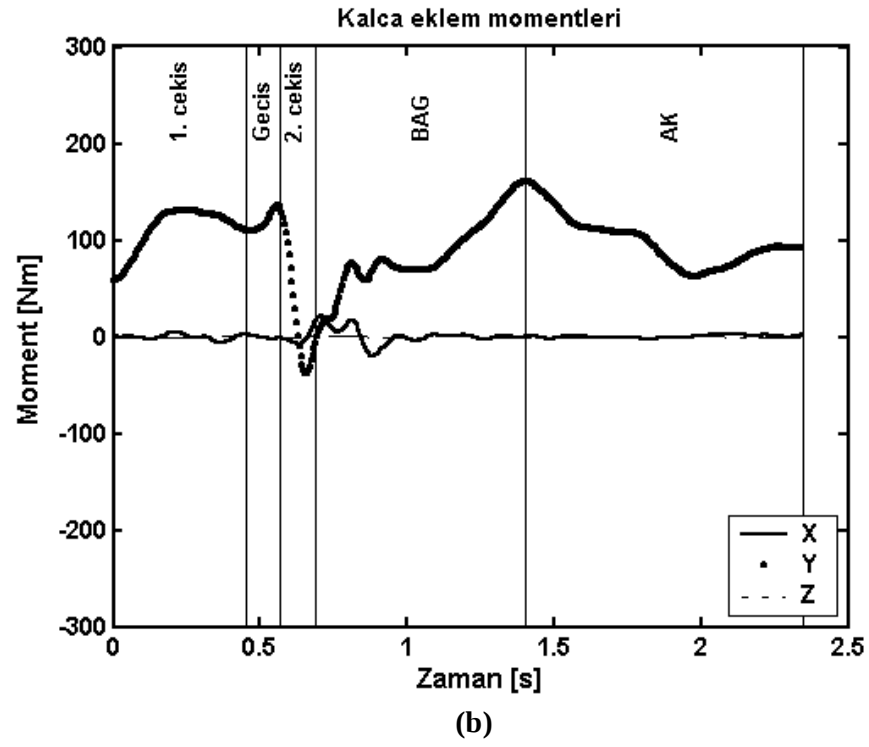
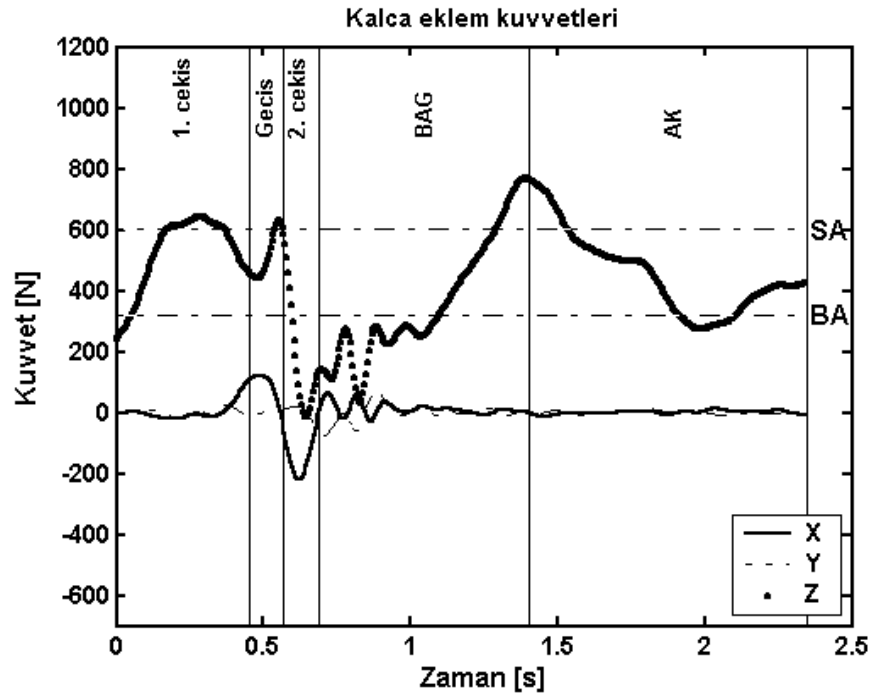
Şekil 4.6'da tüm kaldırış boyunca eklem kuvvet ve moment bileşenlerinin büyüklüğündeki değişimleri, davranışlardaki benzerlikleri ve farklılıkları daha açık bir şekilde göstermektedir.



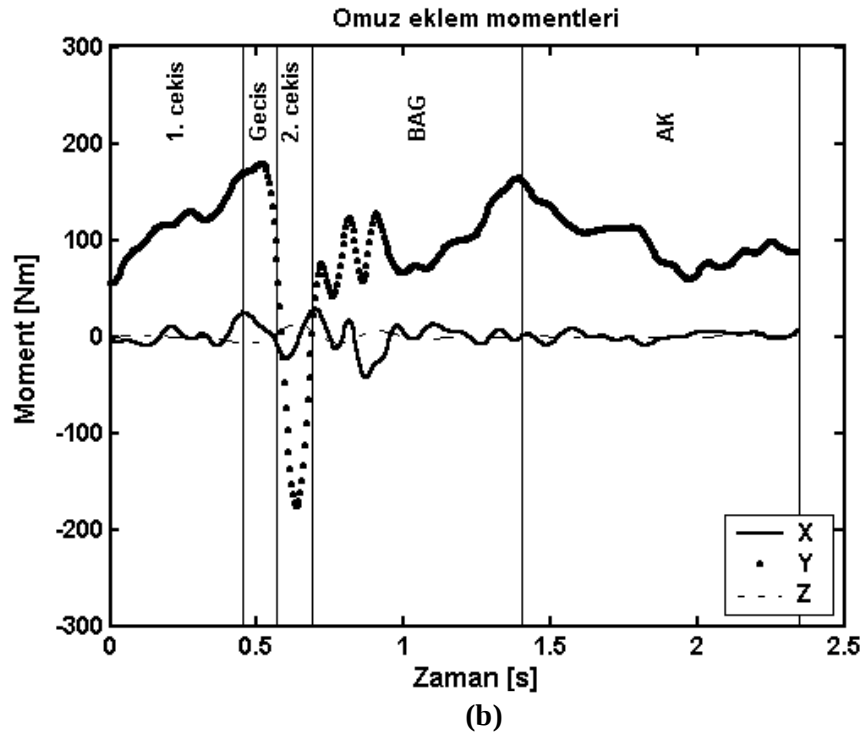
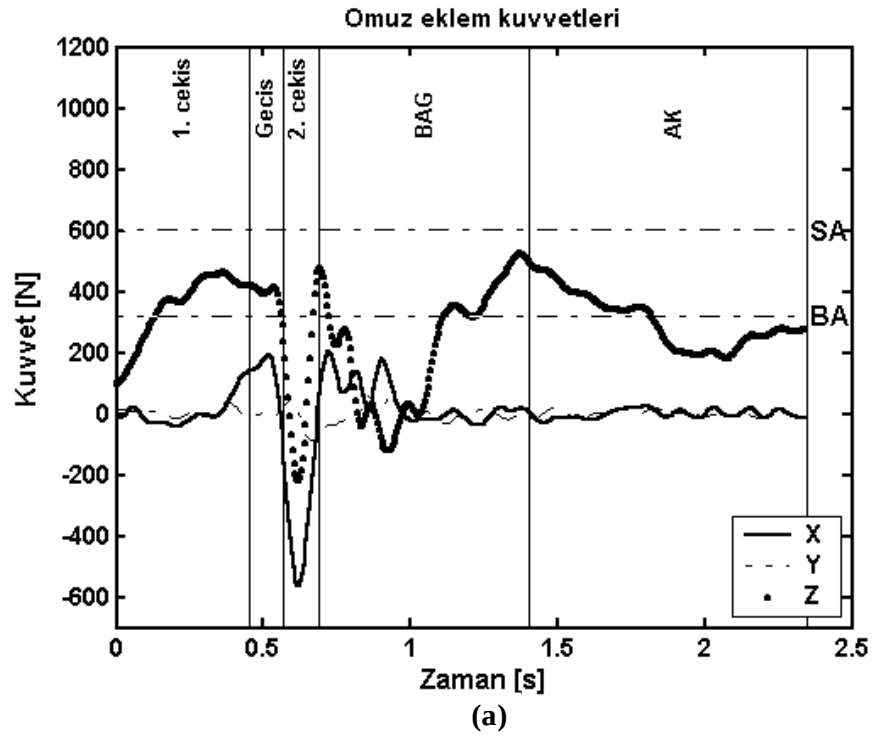
Şekil 4.6. (a) Üç boyutlu ayak bileği eklem kuvvetleri ve (b) momentleri



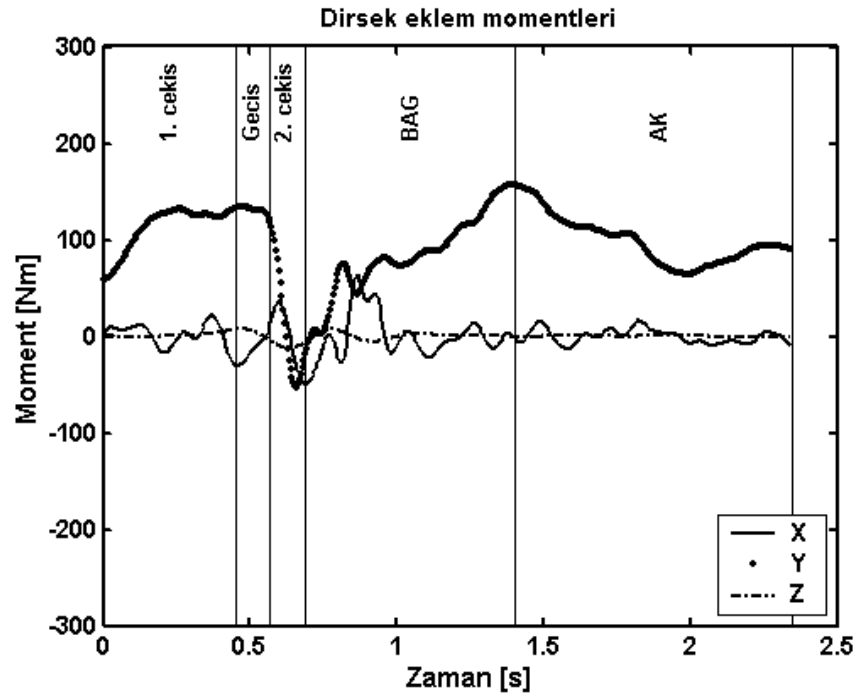
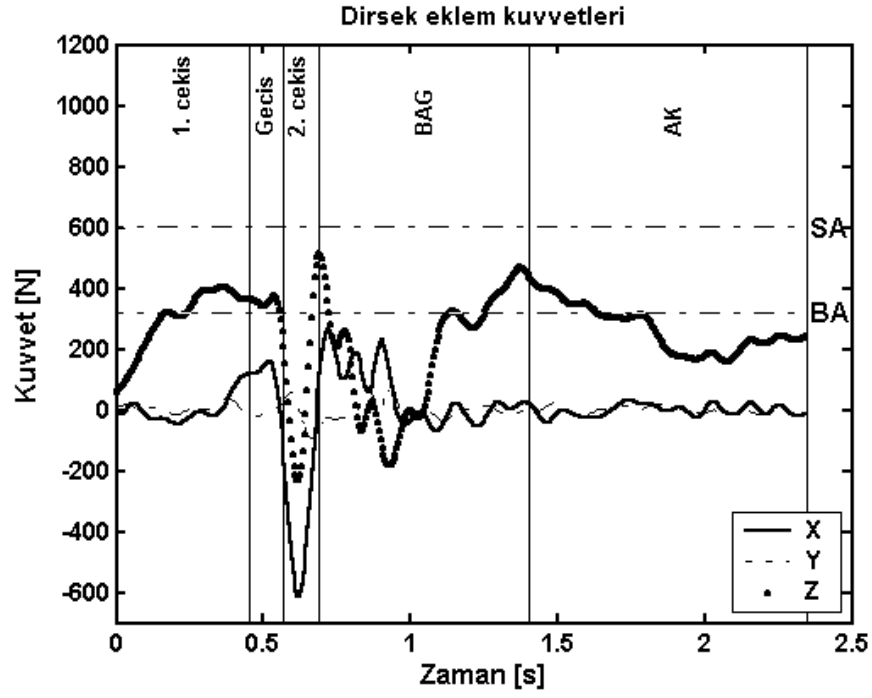
Şekil 4.7. (a) Üç boyutlu diz eklem kuvvetleri ve (b) momentleri



Şekil 4.8. (a) Üç boyutlu kalça eklem kuvvetleri ve (b) momentleri



Şekil 4.9. (a) Üç boyutlu omuz eklem kuvvetleri ve (b) momentleri



Şekil 4.10. (a) Üç boyutlu dirsek eklem kuvvetleri ve (b) momentleri

## 5. TARTIŞMA

Ağırlık kaldırma sporlarının dinamiğini inceleyen çalışmalarda, koparma, silkme, sabit omuzlama, skuat, “dead lift” gibi olimpik olan ve olmayan branşlar göze çarpmaktadır. Bu çalışmalarda, ya “dead lift” tekniğinde olduğu gibi hareketin tümü ya da tekniklerin sadece çekiş evrelerinin kinetik ve kinematikleri incelenmiştir. Özellikle barın kaldırılması sırasında sistem ağırlığının yere uyguladığı kuvvetin dikey bileşeninin ölçüldüğü (16, 21) ve hareket analizi ile eklem kinematiklerinin (14, 18-20, 23-25, 27-34) değerlendirildiği görülmektedir. Sadece bir çalışmada (1), “dead lift” in kinetik ve kinematiklerinin incelendiği ve sistemin 2 boyutlu dinamik modeli ile ayak bileği, diz, kalça, omuz ve dirsek eklem kuvvet ve momentleri ters dinamik analizle hesaplanmış, ancak omuz ve dirsek eklemi kuvvet ve moment bulguları çalışmada sunulmamıştır. Literatürde koparma tekniğinin üç boyutlu dinamik modeline ve koparma tekniğine özel eklem kuvvet ve momentlerinin tartışıldığı bir çalışmaya rastlanamamıştır.

Bu çalışmada koparma tekniği üç boyutlu bağlantılı katı cisim modeli ile incelenmiştir. Koparma tekniği simetrik bir kaldırış olması nedeni ile vücudun sağ taraf (ayak, alt bacak, üst bacak, gövde, üst kol, önkol ve baş) üyeleri alınmış ve üyeler silindirik katı cisimler olarak modellenmiştir. Üyeler arası üç boyutlu eklem kuvvet ve momentleri ters dinamik analizle kinematik veriden hesaplanmıştır. İlk olarak, koparma tekniğinin evrelerine göre yer tepki kuvveti, bar ve üye kinematik ve kinetikleri ile ilişkilendirilerek incelenmiştir. İkinci olarak, sistem ağırlığının (Bar + VA) yere uyguladığı kuvvet ile kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvveti karşılaştırılarak dinamik modelin geçerliliği sınanmıştır.

### ***Yer tepki kuvveti (YTK)***

Halterde koparma tekniği tüm evreleriyle dinamiği kompleks bir yapıdır. Barın yerden ayrılışından baş üzerinde sabitlenmesine kadar geçen süreç (Şekil 1. a-e) tüm hareketin teknik olarak en zor ve en önemli parçası olarak gösterilmektedir (16-20). Bu süreçte, YTK ölçümü koparma tekniğinde sistem ağırlığının dinamik

davranışını değerlendiren ideal bir yaklaşımdır. Bu nedenle öncelikle koparma tekniğinin 1. çekiş, geçiş, 2. çekiş, bar altına giriş ve ayağa kalkış evrelerinin dinamikleri karşılaştırılmıştır.

Kuvvet vektörünün platform yüzeyindeki yörüngesi kaldırışın simetrisini gösteren bir davranıştır. Koparma tekniğinde simetri ayakların yere uyguladığı kuvvetin büyüklüğünün eşit olmasına bağlıdır. Kuvvet vektörünün vücudun önünde ve ayak tabanları arasında ve orta hat üzerinde öne-arkaya hareket etmesi simetrik bir kaldırışta beklenen bir durumdur. Ancak kaldırış boyunca kuvvet vektörünün takip ettiği yörüngeden saptığı ve vektörün sola doğru kaydığı gözlenmiştir. Bu durum, kaldırış sırasında sistem ağırlığının sol ayak üzerine kaydığını göstermektedir. Barın başlangıç pozisyonuna göre tüm hareket boyunca 4 cm haltercinin soluna doğru hareket etmesi kaldırışın asimetrisini destekleyen bir bulgudur.

Kaldırış sırasında, kuvvet platformu ile ölçülen dikey yer tepki kuvvetinin barın yerden ayrılması ile birlikte 1. çekiş evresinde arttığı, geçiş evresinde azaldığı ve 2. çekiş evresinde tekrar artış göstererek yüksek kuvvet değerlerine ulaştığı gözlenmiştir. Koparma tekniğinin çekiş süreleri karşılaştırıldığında, 1. çekişin en uzun evre, geçişin ve 2. çekişin en kısa evre olduğu görülmektedir. Garhammer (31)'e göre 1. çekişte kuvvetteki artışla birlikte sürenin uzaması daha çok barın eylemsizliği ve kütlenin ivmeli harekete başlaması ile ilişkilidir. 2. çekişte vücudun yerden ayrılması ile kuvvet değerleri sıfıra ulaşmakta, BAG evresinde ilk olarak vücudun yerle teması sağlanması ve sonrasında barın maksimal yüksekliğine ulaştıktan sonra yön değiştirerek baş üzerinde sabitlendiği ana kadar (yaklaşık 30 cm) aşağı doğru hareketi yere uygulanan kuvveti, bir başka deyişle sistem ağırlığının yerçekimi yönündeki ivmeli hareketi, dikey kuvvette zirve değerlerin görülmesine neden olmaktadır.

Enoka (16) silkme tekniğinde çekişin dinamik analizini değerlendirdiği çalışmada, çekiş evresinde yer tepki kuvvetinin dikey bileşeni kuvvet platformu ile ölçülmüş ve bara uygulanan kuvvet ters dinamik analiz ile hesaplanarak sistemin (Bar + VA) neden olduğu yer tepki kuvveti ile bara uygulanan kuvvetlerin benzerliği

tartışılmıştır. Enoka (16) silkme tekniğinin 1. çekiş evresinde zirve yer tepki kuvvetinin (Fz) sistem ağırlığının % 130'una çıktığı, geçiş evresinde sistem ağırlığının % 85'ine düştüğü ve 2. çekişte sistem ağırlığının % 150'sine ulaşarak zirve değerler görüldüğünü bildirmektedir. Bu çalışmada, 1. çekişte dikey yer tepki kuvvetinin sistem ağırlığının % 120'sine ulaştığı, geçiş evresinde sistem ağırlığının % 77'sine düştüğü ve 2. çekişte zirve kuvvet değerlerinin sistem ağırlığının % 130'una ulaştığı bulunmuştur (Tablo 4.2). 1. çekiş, geçiş ve 2. çekişte sistem ağırlığı/Fz yüzde oranları arasında paralellik görülmekte, Enoka'nın çalışmasında elde edilen yüzde oranlarının bu çalışmada daha büyük olması koparma ve silkmenin teknik farklılıklarından ve silkmede sistem ağırlığının koparma tekniğinden daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır.

Sistem ağırlığı artışlarının yer tepki kuvvetine etkisi incelendiğinde, farklı bulguların elde edildiği görülmektedir. Souza ve diğ. (21) bildirdiğine göre Hakkinen ve diğ. sistem ağırlığı arttırıldığında yer tepki kuvvetlerinin azalacağı belirtilmektedir. Souza ve diğ., (21) “power clean” hareketinde sistem ağırlığı artışlarının (% 60 → % 70) 1. çekiş ve geçiş evresinde yer tepki kuvvetinde daha büyük değerlerin görülmesine neden olduğunu; 2. çekişte, yer tepki kuvvetinin sistem ağırlığının % 70'inde % 60'a göre azaldığını bildirmektedir. Bu bulgular sistem ağırlığı artışlarının 2. çekişte barın ivmeli hareketini azalttığını göstermektedir. Ayrıca, 1. çekiş ve 2. çekişin yüzdeleri arasındaki fark, 2. çekişte 1. çekişe göre yere daha büyük kuvvetin uygulandığını göstermektedir. Hem teknikler arasındaki farklılıklar (tutuş ve duruş genişlikleri) hem de sistem ağırlığının dominant kütlesi olan bar ağırlığı artışları, yüzde oranları arasındaki farkın nedenleri olarak düşünülmektedir. Enoka (16) silkmenin çekiş evresinde benzer sonuçlar bulmuş ve 1. çekiş ve geçiş evreleri ile karşılaştırıldığında, 2. çekiş evresinde daha büyük zirve değerlerin görüldüğü belirtilmiştir. Gourgoulis ve diğ., (20) belirttiğine göre, koparma tekniğinin çekişlerinde temel mekanik farklılık 1. çekişin kuvvete, 2. çekişin ise güce dayalı olmasıdır. 1. ve 2. çekişin süre ve kuvvet değerleri, Gourgoulis ve diğ., tarafından belirtilen bulguları destekler niteliktedir. 1. çekiş ile 2. çekiş arasındaki bağlantıyı sağlayan geçiş evresinde kuvvette düşüş gözlenmektedir. Bu evrenin önemini vurgulayan Garhammer (18)'in belirttiğine göre, geçiş evresinde

kuvvetteki düşüşle karakterize olan barın negatif ivmelenmesinin oluşturduğu dezavantajı kompanse eden diz fleksiyonu (“double knee bend”) kaldırışın dinamiğine iki önemli katkı sağlar. İlki, optimum hareket genişliğini aşan kas grubu olan diz ekstensörlerinin yeniden devreye girmesi ve 2. çekişte dikey yer tepki kuvvetinin büyüklüğündeki artışın sağlanmasıdır. İkincisi, diz fleksiyonunun sonucu olarak moment kolu büyüklüğünün azalması sırt ve diz ekstensör kas torkunu azaltır.

### ***Eklem kuvvet ve momentleri***

Ayak bileği, diz, kalça, omuz ve dirsek eklem kuvvetleri kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetinin bileşenleri kullanılarak hesaplandı. Yer tepki kuvvetinin büyüklüğü ve yönünü belirleyen kinematik faktörler, bar ve vücut üyelerinin kütleleri ve ivmeli hareketleridir. Şekil 4.6’da koparmanın tüm evreleri boyunca üç boyutlu eklem kuvvetleri incelendiğinde, dikey yer tepki kuvveti bileşeninin yatay bileşenlerden büyük olduğu görülmektedir. Dikey kuvvet bileşeni ayak bileğinden başlayarak, sırasıyla diz, kalça, omuz ve dirsek ekleminde giderek azalmakta ve negatif değerler görülmektedir. Öne-arkaya yatay kuvvet bileşeni dikey kuvvet bileşenine göre tam tersi bir eğilim izleyerek, ayak bileğinde çok düşük olan büyüklüğün sırasıyla diz, kalça, omuz ve dirsek eklemlerinde giderek arttığı gözlenmiştir. Çünkü bara yakın olan üyelerin bar hareketlerinden daha hızlı etkilendiği ve ayak bileği eklemi tüm vücudun destek noktası ve diğer eklemlere göre horizontal hareketlerinin daha az oluşu yatay kuvvetlerin etkilerinin daha az görülmesine neden olmaktadır. Dikey bileşeninin büyüklüğü diz ekleminde ayak bileğine göre daha düşük olmasına rağmen birbirine paralel seyretmekte ve sırasıyla kalça, omuz ve dirsek eklemi dikey kuvvet bileşeninde daha düşük değerler görülmektedir. Özellikle kalça ekleminde dikey kuvvet bileşeninin büyüklüğünde görülen azalmalar ile omuz ve dirsek ekleminin dikey kuvvet bileşeninde görülen negatif değerler vücudun yerden ayrılarak kuvvet platformu ile temasın yitirilmesi sonucu yer tepki kuvvetinin dikey bileşeni büyüklüğünün sıfıra ulaşması ile ilişkilidir. Böylece vücut üyelerinin havadaki hareketleri ve yerçekimi yönünde ivmeli hareketleri bahsedilen eklemlerde kuvvet değerlerinin düşmesine veya negatif değerlerin görülmesine neden olmaktadır. Öne-arkaya olan yatay kuvvet bileşeninde

diz, kalça, omuz ve dirsek ekleminde görülen artışlarda bu sonucu desteklemektedir. Dikey ve yatay kuvvet bileşenlerinde belirgin değişimler, bar altına giriş evresinde görülmektedir. Bu evrede gövdenin, yatayda öne ve dikeyde aşağı ivmeli hareketleri bu eklemlerdeki yatay kuvvet bileşenlerindeki artışlara neden olmaktadır.

Bu çalışmada ayak bileği tepe plantar fleksör momenti (160 Nm) diz ve kalça ekstensör momenti (160 Nm) bar altına giriş ve ayağa kalkış evresinde görülmüştür. BAG ve AK evrelerindeki tepe kas momentleri çekiş evrelerindeki tepe kas momentlerinden daha büyüktür. BAG ve AK evresinde, barın, üst ekstremité ve gövdenin kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki flekse edici etkileri bu eklemlerin ekstensör kasları tarafından dengelenerek eklemlerin ekstansiyonu gerçekleşir. Yatay kuvvet bileşeni ( $F_x$ ) diz, kalça, omuz ve dirsek ekstansiyonuna neden olacak şekilde ekleme etki etmektedir. Özellikle kalça ve diz ekstensör kasları ile ayak bileği plantar fleksörler kaslarının kaldırışın dinamik davranışında önemli olduğu görülmektedir.

Brown ve Abani (1) “dead lift” in kinetik ve kinematiklerini araştıran iki boyutlu dinamik modelinde kalça, diz ve ayak bileği eklem kuvvetinin sırasıyla ayak bileği, diz ve kalça ekleminde, eklem momentlerinin ise tüm kaldırış boyunca kalça ekleminde daha büyük olduğunu bildirmektedir. Daha da önemlisi koparma tekniğinde tutuş genişliği barın vücuda yaklaşmasını sağlayarak bar kütle merkezi ile vücut kütle merkezi arasındaki moment kolunu kısaltmaktadır. Wretenberg ve diğ., (61) haltercilerde kalça ekstensör kaslarının tepe momentini tam skuatta 230 Nm, paralel skuatta 216 Nm, “powerlifters” lerde tam skuatta 324 Nm, paralel skuatta 309 Nm, diz ekstensörleri tepe momenti halterciler için tam skuatta 191 Nm, paralel skuatta 131 Nm, “powerlifters” için tam skuatta 139 Nm, paralel skuatta 92 Nm olarak bulmuşlardır. Paralel ve tam skuat sırasında kalça ve diz eklemleri arasında yükün haltercilerde daha eşit dağıldığı gözlenmiştir. Escamilla ve diğ., (62) “sumo deadlift” ile “conventional deadlift” tekniğinde bar kütle merkezi ile ayak bileği, diz ve kalça eklemi arasındaki yatay moment kolu ile ayak bileği, diz ve kalça eklem momentlerini 2 ve 3 boyutlu hareket analizi ile karşılaştırmışlardır. “Sumo deadlift” tekniğinde ayaklar yaklaşık  $42^\circ$ , “conventional deadlift” tekniğinde  $14^\circ$  laterale

döndürüldüğü için “sumo deadlift” in 2 boyutlu hareket analizinden elde edilecek ayak bileği ve diz moment ve moment kolunda hata payının artacağı bildirilmektedir. 2 boyutlu hareket analizinden elde edilen horizontal moment kolunun 3 boyutlu hareket analizinden elde edilen horizontal moment koluna göre daha küçük olduğu ve eklem momentlerinin de daha düşük olduğu bulunmuştur.

Kaldırış sırasında alt ekstremitenin duruş genişliğini inceleyen çalışmalarda ayaklar arasındaki mesafelerin dar veya geniş olmasının alt ekstremita kas aktivitesini etkilediği ve yük paylaşımında devreye giren kas gruplarının farklılaştığı gözlenmiştir. Mccaw ve Melrose (63) paralel squat hareketi sırasında farklı duruş genişliğinin harekete katılan kas aktivasyonunu değiştirdiği, ayaklar arasındaki mesafe omuz genişliğinden daha fazla olduğunda vastus medialis kasının, omuz genişliğinden az olduğunda vastus lateralis kasının daha aktif olduğunu bildirmektedir. Aynı şekilde squat sırasında ayaklar arasındaki mesafe omuz genişliğinden fazlaysa vücut orta hattından ayakların 45° laterale döndüğü ve adduktör ve vastus medialisin daha büyük aktivite gösterdiği bulunmuştur. Sonuç olarak, ağırlık kaldırma egzersizlerinde ayaklar arasındaki mesafenin omuz genişliğinde olması uyluk kas grupları için ideal olduğu vurgulanmaktadır. Escamilla ve diğ., (64) farklı duruş genişliklerinde iki boyutlu hareket analizinden elde edilen kalça, diz ve ayak bileği eklem momentlerinin dar duruşta geniş duruşa göre daha yüksek, üç boyutlu hareket analizinden hesaplanan kalça, diz ve ayak bileği eklem momentlerinin geniş duruşta dar duruşa göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. Aynı çalışmada üç boyutlu hareket analizinden hesaplanan moment kolunun iki boyutlu hareket analizinden hesaplanana göre daha büyük olduğu görülmektedir.

Skuat çalışmalarında, barın ağırlığına bağlı olarak tepe ayak bileği momentinin 50 ile 300 Nm, diz momentinin 100 ile 500 Nm, kalça momentinin 150 ile 600 Nm arasında olduğu görülmektedir. Literatürdeki skuat ve “dead lift” çalışmaları ile bu çalışma arasındaki ayak bileği, diz ve kalça momentlerini karşılaştırmak oldukça güçtür. Çünkü hem teknikler hem de metodolojiler ve kaldırılan ağırlıklar büyük oranda birbirinden farklıdır. Bu çalışmalarda sistem ağırlığı aynı olsa bile moment kolu hareket analizine bağımlı olarak hesaplandığı için

iki boyutlu veya üç boyutlu hareket analizinden hesaplanan moment kolu uzunluğu, dolayısıyla eklem momentlerinin büyüklüğü farklılık göstermektedir. İki boyutlu (sagittal düzlem) eklem moment hesaplamalarında alt ekstremite düzlem dışına hareket ettiği için moment kolu hata oranı oldukça büyükmektedir. Bu nedenle iki boyutlu (düzlemsel) eklem momentinin hesaplanması moment büyüklüğünün farklılaşmasına ve sistem üzerinde etkili olan kuvvet ve momentlerin değerlendirilmesinde önemli kısıtlayıcı faktör olarak ortaya çıkmaktadır.

### ***Katı cisim modeli***

Çalışmada, katı cisim dinamik modelin işlevliliği yer tepki kuvvetleri karşılaştırılarak sınanmıştır. Koparma tekniğinin tüm evrelerinde, modelden hesaplanan yer tepki kuvveti dikey bileşeni ile kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetinin dikey bileşeni benzer bir davranış göstermiştir. Özellikle, modelden hesaplanan ve kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetinin dikey bileşeninde artış ve azalışların aynı zaman aralığında görülmesi aradaki benzerliğin en önemli göstergesidir. Ancak ters dinamik analizle hesaplanan dikey kuvvet bileşenin büyüklüğü, kuvvet platformundan ölçülen dikey bileşenin büyüklüğüne göre daha fazladır. Modelden hesaplanan yer tepki kuvveti dikey bileşen büyüklüğünün ölçülen yer tepki kuvveti dikey bileşeninden fazla olmasının nedeni üyelerin silindirik, katı cisim, eklemlerin ise sürtünmesiz ve toplu iğne başı olarak kabul edilmesinden kaynaklanmaktadır. Vücudun katı cisim modeli ile temsil edilmesi dikey kuvvet farkının doğmasında en önemli unsur olarak görülmektedir. Çünkü, bu kabullerin aksine insan vücudunu oluşturan üyeler kas, kemik, yağ vb. dokuların bir araya gelmesinden oluşan şekil değiştirebilen cisimlerdir. Şekil değiştirebilen cisim dinamiğinde, katı cisim kabulünün tersine cisim üzerine etki eden kuvvetler cismi oluşturan parçacıklar arasındaki mesafeleri değiştirir ve cismin şeklinde deformasyon görülür. Bu nedenle şekil değiştirebilen cisim dinamiğinde, üyeyi oluşturan doku kompozisyonlarının modellenmesinde farklı yaklaşımlar kullanılmaktadır. Cisme etki eden kuvvetin yönü ve büyüklüğü vücut üyesinin ivmeli hareketine neden olabildiği gibi kuvvetin bir kısmında üye içerisinde ve üyeler arasında sönmesine neden olur. Kaldırış sırasında dokular arasında kuvvetlerin dağılımı (4) ve özellikle

kas dokusu, kemik dokusu ve omurgada olduğu gibi kemikler arasına yerleşmiş diskler üyeler arası kuvvetleri söndürerek eklem kuvvetlerinin dolayısı ile yer tepki kuvvetinin azalmasına neden olmaktadır. Bu azalmaya neden olan ve sistem üzerinde etkili olan kuvvetlerin emilmesini sağlayan dokuların başında kas dokusu gelmektedir. Özellikle hareket sırasında ekleme etki eden kuvvetlerin paylaşımında eklemi çevreleyen kasların birbirine göre farklı fonksiyonları vardır. Asıl hareket ettirici kasların yanında sinerjist kaslar harekete yardımcı olurken antagonist kaslar asıl hareket ettirici kasların fonksiyonlarını kısıtlayıcı yönde hareket ederler. Bu sırada kasların harekete katılma anı ve kasılma miktarı yükün paylaşımı açısından önemli olmaktadır. Doorenbosch ve diğ., (65) bildirdiğine göre insanda bacak ekstansiyonunun ters dinamik analizlerinde tek ve çift eklemlili kasların aktivasyonunun farklı olduğu; tek eklemlili kas kısaldığında aktivasyon gösterirken, çift eklemlili kasların ise dış kuvvetlerin yönünün kontrol edilmesinden sorumlu olduğu görülmüştür. Schenau ve diğ., (66) ise, çift eklemlili kas aktivasyonunun eklemler etrafındaki net momentlerin dağıtılmasını sağladığını; örneğin, çift eklemlili kasların dış kuvvetin yönünü değiştirerek kuvvetin bir kısmının dağıtıldığını, oysa tek eklemlili kasın kısılma miktarı ile ilişkili olduğunu bildirmektedir.

Koparma kaldırışında sistem ağırlığının baskın kütlesi olan barın yer tepki kuvvetine dikey yöndeki etkisini kaldırışın farklı anlarında devreye giren kas gruplarının kuvveti dengeleyerek azaltır. Özellikle halter gibi kas kuvvetinin son derece önemli olduğu spor dallarında dış kuvvetlerin vücut üzerinde oluşturduğu şokun sönümünü sağlayan omurga ve omurgayı destekleyen sırt kas gruplarındaki her bir kasın fiber dizilimi, orijini ve sonlandığı yere göre etki eden kuvvetlerin bir kısmının emilerek yere iletilen kuvvetin azalmasına neden olmaktadır. 1. çekişte model ile kuvvet platformundan ölçülen yer tepki kuvvetinin dikey bileşenleri arasında görülen farklılık, barın ivmeli hareketinin de modelde değişken olarak tanımlanan vücut ağırlığının ivmelenmesine eklenmesinden kaynaklanmaktadır. Bar ve vücut üyelerinin ivmeli hareketinin modelde birer değişken olarak tanımlanması ve dikey yer tepki kuvvetinin hesaplanması dikey bileşendeki farklılığın doğmasına neden olmaktadır. 1. çekişin başlangıcında kuvvet platformundan ölçülen sadece vücut ağırlığıdır. Kuvvet platformunda sistem ağırlığının yere uyguladığı kuvvet

ölçüldüğü için vücut ağırlığının üzerine 1. çekişle birlikte bar ağırlığı eklenmekte ve dolayısıyla bar ağırlığının sistem üzerindeki dinamik etkisi farklı dokuların içsel yer değiştirmeleri sayesinde azaltılarak yere aktarılmaktadır. Bu aktarım sırasında etkili olan kuvvetler katı cisimde olduğu gibi doğrudan bir diğer ekleme aktarılmamakta, kas dokusu kuvvetleri paylaşmakta ve kuvvetin yönünü kontrol etmektedir. Katı cisim varsayımından kaynaklı mekanik etkilerin yanında ve katı cisim modellemelerinde kabul gören bir varsayım olması nedeni ile eklemlerin çok küçük bir nokta (“pin joint”) ve sürtünmesiz olarak kabul edilmesi insan vücudundaki eklem yapısının temsil edilebilirliğini zorlaştırmaktadır. İnsan vücudundaki eklemlerin yapısı, eklem yüzeylerinin şekli, eklem merkezi konumun değişmesi, eklem sıvıları, ligamanlar, konnektif dokular gibi ekleme özgü yapısal formlar hem sürtünmeyi hem de kuvvetlerin eklem yüzeyinde dağılımını etkilemektedir. Ancak katı cisim modellemelerinde bahsedilen eklemlere ait yapısal özellikler modele dahil edilmediği için üyeler arası kuvvetlerin büyüklüğü değişmeksizin doğrudan bitişik üyeye aktarılmaktadır.

Yer tepki kuvvetindeki farklılıkların nedenlerini araştıran çalışmalarda, vücut üyeleri katı cisim yerine sallanan kütle (“wobbling mass model”) yaklaşımı ile modellenmektedir. Bu çalışmalarda öne sürülen temel amaç, impakt kuvvetlerinin insan vücudu üzerindeki etkilerini gözlemlemek için deney verisinden ters dinamik analizle hesaplanan eklem kuvvet ve momentin insan vücudunun biyomekanik modelleri olan katı cisim modeli ile sallanan kütle modeline uygulanması ve sonuçların karşılaştırılmasıdır (67- 71).

Gruber ve diğ., (67) şekil değiştirebilen cisimlerde üyenin kemik dışında kalan yumuşak doku bileşenlerinin sallanan parçalar (“wobbling parts”) olarak isimlendirildiği ve insan vücudu üye modellemelerinde sallanan kütle modelinin (“wobbling mass model”) gerçeği daha iyi yansıttığını belirtmektedirler. İmpaktın yüksek hızda kinematografisi izlendiğinde, insan vücudunu oluşturan her bir üyenin yumuşak parçaları kemiğe göre yerini değiştirir ve periyodik sönüm davranışı ile “sallanmaya” başlar. Sallanan kütle modelinde, üyeyi oluşturan kemik doku katı cisim, yumuşak doku bileşenleri ise yay ve damperle birbirine bağlanan “wobbling”

küteller olarak modellenmektedir. İnsan vücudu üyelerini katı cisim olarak modelleyen ve bu modelden ters dinamik analizle hesaplanan eklem kuvvet ve torklarının, kemik ve yumuşak dokunun farklı mekanik davranışlarının neden olduğu etkileri kapsayan sallanan kütle modeline göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. Yumuşak doku hareketlerinin impakt sırasında önemli bir role sahip olduğu vurgulanmaktadır. Pain ve Challis (68)'in bildirdiğine göre, aynı kütle ve geometriye sahip katı cisim modeli ile gerçek insan vücudunun sallanan kütle modeli karşılaştırıldığında, ayak bileği, diz eklemi ve kalça eklemi momentlerinin sallanan kütle modelinde sırasıyla -228 Nm, 267 Nm, -240 Nm, katı cisim modelinde sırasıyla -370 Nm, 500 Nm, -460 Nm olarak, dikey eklem kuvveti ise sallanan kütle modelinde 11080 N, 7720 N, 5100 N, katı cisim modelinde ise 17140 N, 13280 N, 7700 N'dur. Belirli bir yükseklikten düşme hareketinin konma evresinde oluşan yer tepki kuvvetinin sallanan kütle modeline göre katı cisim modelinde daima daha fazla olduğu görülmektedir. Kemiğe göre yer değiştirebilen ve katı cisim olmayan parçalardan dolayı "wobbling mass model" ile gerçek insan vücudunun temsil edilmesinin, katı cisim modelinden kaynaklanan yer tepki kuvveti hatalarını azaltarak eklem kinetiklerini daha iyi yansıtacağı vurgulanmaktadır. Nigg ve Liu (69) un bildirdiğine göre, Cole üç farklı çoklu üye modelini karşılaştırmıştır. Karşılaştırılan modellerden ilki sadece katı cisim üye kütlelerinden oluşmaktadır. 2. model ise katı üye kütlelerine kas etkisinin eklendiği görülmektedir. 3. modelde ise, yine katı üye kütleleri, ancak kas ve yumuşak doku kütlelerinin modele eklendiği görülmektedir. Sonuçta, 3. modelin yer tepki kuvvetini diğer iki modelden daha iyi tahmin ettiği bulunmuştur.

Ayrıca eklem kuvvetlerinin hesaplanmasında bir yaklaşım olan doğrudan dinamik analiz yerine ("forward dynamics") ters dinamik analizle daha hızlı hesaplama yapıldığı ancak kas kuvveti hesaplamalarında denklemlerin yetersiz kaldığı vurgulanmaktadır (72). Zee ve diğ., (72) ters dinamik analizde vücut üzerindeki dış kuvvetler ve hareket bilinerek hesaplama yapıldığı için iç kuvvetlerin belirlenmesinde örneğin, kas kuvvetinin belirlenmesinde denklemlerin yetersiz olduğu ve bu yöntemin zayıf kaldığı belirtilmektedir. Bu sorunu fizyolojik kriterlere

dayalı olarak optimizasyon problemi olarak tanımlamanın yaygın olarak kullanılan bir çözüm olduğu vurgulanmaktadır.

Literatür sonuçlarına göre eklem kuvvet ve momentlerinin sallanan kütle modelinde katı cisim modeline göre daha düşük olduğu görülmektedir. Özellikle sallanan kütle modelinin sistem yükünün azaltılmasında önemli katkılar sağladığı anlaşılmaktadır. Bu çalışmada koparma kaldırışı sırasında haltercinin vücut üyeleri katı cisimler olarak modellendiği için yer tepki kuvvetinin büyüklükleri arasındaki fark modeldeki varsayımların doğal bir sonucu olarak görülmektedir. Sonuç olarak koparma tekniğinde insan vücudunun katı cisim modeli kaldırış sırasında sistemin dinamik yapısının temsil edilebilirliğini göstermiştir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Halterde koparma tekniğinin biyomekanik analizi ve modellenmesi amacıyla yapılan bu çalışmanın bulguları doğrultusunda ulaşılan sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

1. Koparma tekniğinde çekiş kinetikleri tekniğin dinamiğini doğrudan etkileyen mekanik özelliklerden olduğu gözlenmiştir. İkinci çekiş, bar altına giriş ve barın sabitlenmesi evrelerindeki eklem kinetikleri ve bar kinematikleri bu evrelerin koparma tekniğinde önemli evreler olduğu ve başarıyı doğrudan etkileyen dinamik faktörleri içerisinde barındırdığını göstermiştir.
2. Çekiş sırasında dikey kalça, diz ve ayak bileği eklem kuvvetindeki değişimler çekiş sırasında barın dikey eksenindeki ivmelenmesi ile doğrudan ilişkili olduğu görülmüştür.
3. 2. çekiş sırasında dikey yer tepki kuvvetinin seyri ve gövdenin açisal hareketi koparma tekniğinin önemli kinetik ve kinematiklerinden olduğunu göstermiştir.
4. Kaldırılan kütlenin büyüklüğü ile ayak bileği, diz, kalça, omuz ve dirsek eklem kuvvet ve momentlerinin büyüklüğü arasında doğrudan oransal bir ilişki olduğu görülmüştür.
5. Hesaplanan eylemsizlik özellikleri koparma tekniğine özel tüm vücut hareketinin dinamik analizi için gereken sabitleri sağlamıştır. Ayrıca katı cisim modeli kaldırış sırasında tüm vücut hareketinin kontrolünü ve üyeler arası dinamik etkileşimin yorumlanmasını kolaylaştırmıştır.
6. Kaldırış sırasında sistemin baskın kütlesi olan barın yörüngesinden eklem kuvvet ve momentleri etkilenmiştir. Özellikle kaldırış sırasında vücudun asimetrik davranışı çekiş sırasında her iki ekstremité tarafından bara

uygulanan kuvvetin büyüklüğünün farklı olduğunu göstermiştir. Bu asimetri çekiş sonrası barın sabitlenmesi evresinde sporcu için potansiyel risk kaynağı oluşturmaktadır. Koparma tekniğinde görülen asimetri daha yüksek kilolarda yapılan kaldırışlarda sporcunun performansını olumsuz yönde etkilemesinin yanında sportif yaralanma olasılığını da arttırmaktadır.

7. Eklem kuvvet ve momentleri üyenin distal ve proksimal eklemlerinde farklılaşarak işlev görmektedir. Bu nedenle eksternal kuvvetlerin eklemlerde oluşturduğu moment kas momenti tarafından karşılanarak dengelenir. Olimpik halterde bar baş üzerine kaldırıldığı için kas momenti barın sabitlenmesi evresinde oldukça büyüktür.
8. Üyeler arası dinamik analiz haltercinin sinir-kas sisteminin mekanik sınırları hakkında miktarsal bilgi üretmektedir. Haltercinin vücut üyelerinin ve barın mekanik özelliklerinin daha kapsamlı belirlenebilmesi için katı cisim analizlerinin daha karmaşık deneysel araştırmalara neden olacağı ve bu tür araştırmaların sayısını arttıracığı, kaldırışın gerçeğe uygun dinamik yapıyı yansıtacak boyutta bağlantılı üye modellerine geçişi sağlayacağı söylenebilir.

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 kullanılabilecek 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 modelden hesaplanan dikey yer tepki kuvvetinin üyeler arası eklem kuvvetlerinin bir üyeden diğer üyeye aktarılarak elde edildiği düşünülürse ve hesaplanan ile ölçülen dikey yer tepki kuvvetinin büyüklükleri farklı olmasına rağmen davranışın benzer olduğu göz

önüne alınırsa, eklem kuvvetlerinin büyüklük açısından olmasa bile gerçekte olduğundan çok farklı bir davranış sergilemeyeceği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Sonuç olarak, koparma tekniğine özel sekiz üyeden oluşan katı cisim dinamik modeli geliştirilmiş ve bu modelin kaldırış sırasında sistemin yere uyguladığı kuvvetin hesaplanmasında kullanılabileceği gösterilmiştir.

Bu açıdan değerlendirildiğinde koparma kaldırışında vücudun simetrik kabul edilmesi yerine tüm vücut kinetiklerinin incelenmesi barın vücut üzerindeki mekanik etkileri için daha detaylı bir karşılaştırma olanağı sağlayabilir. Vücut üyelerinin gerçek dinamik davranışını temsil edebilecek bir model ile eklem kuvvet ve momentlerinin değerlendirilmesi daha gerçekçi ve verimli bir yaklaşım olacaktır.

Koparma tekniğinin katı cisim modelinden elde edilecek biyomekanik bulgular hem sportif performansın takip edilmesi hem de sportif yaralanma riskinin azaltılması ve rehabilitasyon programlarında kullanılması açısından spor biyomekaniği alanında çalışan araştırmacılar, fizyoterapistler, klinikçiler ve olimpiik halterde üst düzey performans sporcusu yetiştiren antrenörler için yönlendirici ve faydalı olacağı düşünülmektedir.

## Öneriler

1. Bu modelde bar ve vücut üye kütle özellikleri ve üye kinematiği değişkenler olarak tanımlandığı için aynı haltercide olduğu kadar farklı haltercilerin koparma kaldırış sırasında yere uyguladığı kuvvetler hesaplanarak teknikler arasında kinetik farklılıklar incelenebilecektir.

2. Maksimale yakın ağırlıkların kaldırılmasında da model ile kuvvet platformu ölçümü arasında benzer bir farkın görüleceği kuşkusuzdur. Ancak maksimal ve üzeri ağırlıkların kaldırılmasında barı vücut üzerinde oluşturacağı stres oldukça farklı olabilir. Spekülatif bir yaklaşımla, maksimal veya üzeri bir ağırlıkla yapılan koparma kaldırışında iskelet kas sisteminin sınırlarının zorlanması kuvvetlerin vücut tarafından absorbe edilebilme kabiliyetini de minimize edeceği

mantıklı görülmekle birlikte belirli bir eşik değerden sonra etkili olan kuvvetler nedeni ile vücudun daha çok katı cisme yakın bir dinamik davranış sergileyeceği düşünülmektedir. Bu nedenle maksimal ve üzeri ağırlıkların kaldırılmasında model ile ölçülen kuvvet arasındaki farkın bu çalışmadan elde edilen sonuçlara benzer olup olmayacağı sorgulanmalıdır.

3. Koparma tekniğinde insan vücudunun katı cisim modeli hareketin dinamiklerini gözlemek açısından önemli olmasına rağmen yumuşak doku etkisinin modele eklenerek sistemin dinamik davranışını incelemek benzeşim çalışmalarının geleceğini belirleyecek bir yaklaşım olarak görülmelidir. Biyomekanikte model çalışmalarında çoğunlukla kas dokusunun etkisi EMG bulguları ile desteklenmektedir. Bu nedenle kaldırış sırasında aktif olan kaslar ve bu kasların uygulanan kuvvetteki oranlarının belirlenerek modellerin oluşturulması yer tepki kuvvetlerinin ve eklem kuvvet ve momentlerinin daha doğru tahminlerini sağlayabilir. Halterde, böyle bir dinamik model kullanımı performansın değerlendirilmesini, yönlendirilmesini ve sportif yaralanma risklerinin azaltılmasını sağlayabilir.

## KAYNAKLAR

1. Brown, E.W. ve Abani, K., Kinematics and kinetics of the dead lift in adolescent power lifters, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 17(5):554-66, 1985.
2. Jackson, F.E., Sazima, H.J., Pratt, R.A. ve Back, J.B., Weightlifting injuries. *J. Am. Coll. Health*, 19, 187-89, 1971.
3. Calhoon, G., ve Fry, A.C., Injury rates and profiles of elite competitive weightlifters, *J. Athletic Training*, 34(3):232-238, 1999.
4. Allard, PA., Stokes, IA. ve Blanchi, JP., *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, s: 201, Human Kinetics, USA, 1995.
5. Verstraete, M.C. ve Soutas-Little, R.W., 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, 1990.
6. Hinrichs, N.R., Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: An extension of data of Chandler et al. (1975). *J. Biomech.*, 18(8), 621-24, 1985.
7. Hatze, H., A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments, *J. Biomechanics*, 13, 833-43, 1980.
8. Hemami, H., Golliday, C.L., The inverted pendulum and biped stability, *Math. Biosci.*, 34, 95-110, 1977.
9. Nigg B.M., Herzog, W., *Biomechanics of The Musculo-Skeletal System*, Jhon Wiley&Sons LTD., England, 1999.
10. Freivalds, A., Chaffin, D.B., Garg, A. ve Lee, K.S. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J. Biomechanics*, 17(4):251-62, 1984.
11. Laursen, B., Jensen, B.R., Nemeth, G. ve Sjogaard, G., A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position, *J Biomechanics*, 31:731-39, 1998.
12. Engin, A.E. ve Peindl, R.D., On the biomechanics of human shoulder-I. Kinematics for determination of the shoulder complex sinus. *J Biomechanics*, 20(2):103-117, 1987.
13. Yazıcı, Ç., *Halter Temel Ağırlık Çalışmaları*, Ertem matbaacılık, Ankara, 1990.
14. Garhammer, J. ve Takano, B., *Training for weightlifting, "Strength and Power in Sport"*, (Ed. P.V. Komi)'da Blackwell Scientific Publications, 1992.
15. IWF (2005). Technical rules. <http://www.iwf.net/iwf/doc/technical.pdf>
16. Enoka, R.M., The pull in Olympic weightlifting, *Med. Sci. Sports*, 11, 131-37, 1979.

17. Baumann, W., Gross, V., Quade, K., Galbierz, P., Schwartz, A., The snatch technique of world class weightlifters at the 1985 world championships, *Int. J. Sport Biomechanics*, 4:68-89, 1988.
18. Garhammer, J., Power production by Olympic weightlifters. *Med. Sci. Sports Exerc.* 12(1), 54-60, 1980.
19. Burdett, R.G., Biomechanics of the snatch technique of highly skilled and skilled weightlifters, *Research Quarterly*, 53(3), 193-197, 1982.
20. Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Kalivas, V., Antoniou, P., & Mavromatis, G. Snatch lift kinematics and bar energetics in male adolescent and adult weightlifters, *J. Sports Med. Phys. Fitness.* 44, 126-31, 2004.
21. Souza, A.L., Shimada, S.D. ve Koontz, A., Ground reaction forces during the power clean, *J. Strength Cond. Res.*, 16(3), 423-27, 2002.
22. Hay, J.G. *Biomechanics of Sport Techniques*, Printice Hall Inc., Englewood Cliffts, USA 1978.
23. Zatsiorsky, VM., *Kinetics of human motion*, Human Kinetics, USA, 2002.
24. Garhammer, J., Energy flow during Olympic weightlifting, *Med. Sci. Sports Exerc.* 14(5), 353-360, 1982.
25. Enoka, R.M., Load and skill-related changes in segmental contributions to a weightlifting movement, *Med. Sci. Sports Exerc.* 20(2), 178-187, 1988.
26. Stone, M.H., O'Byrant, H.S., Williams, E.F. ve Johnson, R.L., Analysis of bar paths during the snatch in elite male weightlifters, *NSCA*, 20:4, 30-38, 1998.
27. Isaka, T., Okada, J. ve Funato, K., Kinematics analysis of the barbell during the snatch movement of elite asian weightlifters, *Int. J. Sport Biomech.*, 12, 508-516, 1996.
28. Bartonietz, KE., Biomechanics of the snatch: Toward a higher training efficiency, *NSCA*, 18:3, 24-31, 1996.
29. Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Antoniou, P., Christoforidis, C., Mavromatis, G., Garas, A., Comparative 3-Dimensional kinematic analysis of the snatch technique in elite male and female greek weightlifters, *J. Strength Cond. Res.*, 16(3), 359-66, 2002.
30. Schilling, B.K., Stone, M.H., O'Braynt, H.S., Fry A.C., Coglianese, R.H., Pierce, K.C., Snatch technique of collegiate national level weightlifters, *J. Strength Cond. Res.* 16(4), 551-555, 2002.
31. Garhammer, J., Kauhanen, H., ve Hakkinen, K. A., Comparison of performances by woman at the 1987 and 1998 world weightlifting championships, *Science for Success Congress*. Jyvaskyla, Finland, October, 2002.
32. Gourgoulis, V., Aggelousis, N., Mavromatis, G., & Garas, A. Three-dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters, *J. Sport Sci.* 18, 643-52, 2000.
33. Garhammer, J. Biomechanical profile of Olympic weightlifters, *Int. J. Sport Biomech.*, 1, 122-30, 1985.

34. Garhammer, J.A., comparison of maximal power outputs between elite male and female weightlifters in competition, *Int. J. Sport Biomech.*, 7, 3-11, 1991.
35. Garhammer, J.A., Review of power output studies of olympic and powerlifting: Methodology, performance prediction, and evaluation tests, *J. Strength Cond. Res.*, 7(2), 76-89, 1993.
36. Schneider, K. ve Zernicke, R.F., Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments, *J. Biomechanics*, 25(2):145-48, 1992.
37. Greenwood, D.T., *Principles of Dynamics*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, USA., 1988.
38. Sarfaty, O. ve Ladin, Z. A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. *Journal of Biomechanics*. 26:1011-1016, 1993.
39. Forwood M.R., Neal R.J. ve Wilson B.D., Scaling segmental moments of inertia for individual subjects, *J. Biomechanics*, 18(10), 755-61, 1985.
40. 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.
41. Knudsen, J.M., ve Hjorth, P.G. *Elements of Newtonian Mechanics*. Springer-Verlag, Berlin, Germany, 2000.
42. Robertson, G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whitlesey, S.N. *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics, 2004.
43. Winter, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Inc., 2005.
44. Fleisig, G.S., Jameson, E.G., Dillman, C.J., Andrews J.R., *Biomechanics of overhead sports, "Exercise and Sport Science."*, (Ed. W.E. Garrett, D.T. Kirkendall)'da, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2000.
45. Durkin, J.L., Dowling, J.J. ve Andrews, D.M., The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry, *J. Biomechanics*, 35:1575-80, 2002.
46. Hanavan, E.P. A Mathematical model of the human body. AMRL Technical report (TR-64-102), Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1964.
47. Jensen, R.K., Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method, *J. Biomechanics*, 11:349-358, 1978.
48. Yeadon, M.R., The simulation of Aerial movement – II: A Mathematical model of the human body, *J. Biomechanics*, 23(1):67-74, 1989a.
49. Yeadon, M.R., The simulation of Aerial movement – III: The determination of the angular moment of the human body, *J. Biomechanics*, 23(1):75-83, 1989b.
50. Yeadon, M.R., The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body, *J. Biomechanics*, 23(1), 67-74, 1990.
51. Zatsiorsky, V. ve Seluyanov, V., The mass and inertia characteristics of the main segments of human body, "Biomechanics VIII-B", (Ed. H. Matsui ve K. Kabayashi)'da, pp:1152-59, Human Kinetics Champaign, PL., 1983.

52. Jensen, R.K., Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children, *J. Biomechanics*, 19(5):359-68, 1986.
53. Yeadon, M.R. ve Morlock M. The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertial properties, *J. Biomechanics*, 22: 683-689, 1989.
54. Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., ve Young, J.W., Investigation of the inertial properties of the human body, Technical report (DOT HS -801-430), Wright-Pettersen Air Force Base, OH, 1975.
55. Durkin, J.L. ve Dowling, J.J., Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models, *J. Biomechanical Engineering*, 125:515-22, 2003.
56. Martin, P.E., Mungiole, M., Marzke, M.W., Longhill, J.M. The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties. *J. Biomechanics*, 22(4):367-376, 1989.
57. Peyton, A.J., Determination of the moment of inertia of limb segments by a simple method, *J. Biomechanics*, 19(5):405-10, 1986.
58. Dempster, W.T. Space requirements of the seated operator. WADC Technical report (TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1955.
59. Clauser, C.E., McConville, J.T., ve Young, J.W., Weight, Volume, and center of mass of segments of the human body, AMRL Technical report (TR-69-70), Wright-Pettersen Air Force Base, OH, 1969.
60. Tümer, İ.A. Dikey Sıçramanın Üç Boyutlu Biyomekanik Analizinde Enstrümantasyon. Spor Bilimleri ve Teknoloji Programı Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2005.
61. Wretenberg, P., Feng, YI. ve Arborelius, U.P., High-and low-bar squatting techniques during weight-training, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 28(2), 218-224, 1996.
62. Escamilla, R.F., Francisco, A.C., Fleisig, G.S., Barrentine, S.W., Welch, C.M., ve diğ., A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 32(7):1265-75, 2000.
63. Mccaw, S.T., Melrose, D.R., Stance and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 31:3, 428-36, 1999.
64. Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Lowry, T.M., Barrentine, S.W., Andrews J.R., A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 33(6), 984-98, 2001.
65. Doorenbosch, C.A.M., Welter, T.G., Schenau G. J. van I., Intermuscular co-ordination during fast contact control leg tasks in man. *Brain Research*, 751, 239-246, 1997.
66. Ingen Schenau, G.J. van, Boots, P.J.M., Groot, G. de, Snackers, R.J. ve Woensel, W.W.L.M., The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*, 46, 197-207. 1992.
67. Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., Schneider, K. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *J. Biomechanics*, 31, 439-444, 1998.

68. Pain M.T.G., Challis, J. H. The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. *J. Biomechanics*, 39, 119–124, 2006.
69. Nigg, B.M., Liu W. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J. Biomechanics*, 32, 849-856, 1999.
70. Liu W., Nigg, B.M. A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *J. Biomechanics*, 33, 219-224, 2000.
71. Wilson C., King, M.A., Yeadon, M.R. Determination of subject-specific model parameters for visco-elastic elements. *J. Biomechanics* 39, 1883–1890, 2006.
72. Zee M.de., Dalstra M., Cattaneo P.M., Rasmussen, J., Svensson, P., Melsen, B., Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis. *J. Biomechanics*, (Basimda).

## EKLER

### EK-1

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? [p1x p1y p1z; 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

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

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))-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**

```

%-----
% Kinematik verinin yüklenmesi
[filename, pathname] = uigetfile('*.txt');
dosya_adi=load (filename);
[dosya_adi]=butterworth(200,4,10,dosya_adi);
veri=(dosya_adi);

for i=1:3:length(veri(1,:))
    veri(:,i)=veri(:,i)+0.70;
end
for i=2:3:length(veri(1,:))
    veri(:,i)=veri(:,i)+1.70;
end

for i=1:length(veri)
    veri(i,34)=(veri(i,31)+veri(i,34))/2;
    veri(i,35)=(veri(i,32)+veri(i,35))/2;
    veri(i,36)=(veri(i,33)+veri(i,36))/2;
end
[m,n]=size(veri);
m=m-2;
%-----
%%% Antropometrik veriler
X1=input('Vücut kütleini girin [kg]');
X2=input('Boy uzunlugunuzu girin [cm]');
M=input('Bar kütleini girin [kg]');

ayak_cevre=0.24;
ayak_r=ayak_cevre/(2*pi);
ayak_h=0.181;

altbacak_cevre=0.2675;
altbacak_r=altbacak_cevre/(2*pi);
altbacak_h=0.38;

ustbacak_cevre=0.455;
ustbacak_r=ustbacak_cevre/(2*pi);
ustbacak_h=0.35;

govde_cevre=0.825;
govde_r=govde_cevre/(2*pi);
govde_h=0.505;

bas_cevre=0.50;
bas_r=bas_cevre/(2*pi);
bas_h=0.21;

ustkol_cevre=0.30;
ustkol_r=ustkol_cevre/(2*pi);
ustkol_h=0.28;

onkol_cevre=0.22;
onkol_r=onkol_cevre/(2*pi);
onkol_h=0.22;

```

```

yaricap=[ayak_r;altbacak_r;ustbacak_r;govde_r;bas_r;ustkol_r;onkol_r];
uzunluk=[ayak_h;altbacak_h;ustbacak_h;govde_h;bas_h;ustkol_h;onkol_h];
%-----
%%% Model üye kütlesi

%%% X1=vücut ağırlığı (kg),
m1 = X1*0.015;
ayak_r=ayak_cevre/(2*pi);
m2 = X1*0.043;
altbacak_r=altbacak_cevre/(2*pi);
m3 = X1*0.103;
ustbacak_r=ustbacak_cevre/(2*pi);
m4 = (X1*0.507)/2;
govde_r=govde_cevre/(2*pi);
m5 = X1*0.073/2;
bas_r=bas_cevre/(2*pi);
m6 = X1*0.026;
ustkol_r=ustkol_cevre/(2*pi);
m7 = X1*0.016;
onkol_r=onkol_cevre/(2*pi);
m8 = X1*0.007;

kutle=[m1; m2; m3; m4; m5; m6; m7; m8; M/2];
%-----

%%% Üyelerin linear kinematigi

%%% Üye kutle merkezi konum
kutle_mer=zeros(471,21);
kutle_mer(:,1)=(abs(veri(:,1)-veri(:,4))*0.449)+veri(:,4);    %%%% ayak kutle merkezi_x
kutle_mer(:,2)=(abs(veri(:,2)-veri(:,5))*0.449)+veri(:,2);    %%%% ayak kutle merkezi_y
kutle_mer(:,3)=(abs(veri(:,3)-veri(:,6))*0.449)+veri(:,3);    %%%% ayak kutle merkezi_z

kutle_mer(:,4)=(abs(veri(:,7)-veri(:,10))*0.371)+veri(:,7);    %%%% altbacak kutle merkezi_x

for i=1:471
    if veri(i,11)<=veri(i,8)
        kutle_mer(i,5)=(abs(veri(i,8)-veri(i,11))*0.371)+veri(i,11);    %%%% altbacak kutle merkezi_y
    elseif veri(i,8)<veri(i,11)
        kutle_mer(i,5)=(abs(veri(i,11)-veri(i,8))*0.629)+veri(i,8);    %%%% altbacak kutle merkezi_y
    end
end

kutle_mer(:,6)=(abs(veri(:,9)-veri(:,12))*(1-0.371))+veri(:,9);    %%%% altbacak kutle merkezi_z

kutle_mer(:,7)=(abs(veri(:,10)-veri(:,13))*0.372)+veri(:,13);    %%%% ustbacak kutle merkezi_x
kutle_mer(:,8)=(abs(veri(:,11)-veri(:,14))*0.372)+veri(:,11);    %%%% ustbacak kutle merkezi_y
kutle_mer(:,9)=(abs(veri(:,12)-veri(:,15))*0.372)+veri(:,12);    %%%% ustbacak kutle merkezi_z

for i=1:471
    if veri(i,13)<=veri(i,16)
        kutle_mer(i,10)=(abs(veri(i,13)-veri(i,16))*0.38)+veri(i,13);    %%%% govde kutle merkezi_x
    elseif veri(i,16)<veri(i,13)
        kutle_mer(i,10)=(abs(veri(i,13)-veri(i,16))*0.62)+veri(i,16);    %%%% govde kutle merkezi_x
    end
end

for i=1:471

```

```

if veri(i,14)<=veri(i,17)
kutle_mer(i,11)=(abs(veri(i,14)-veri(i,17))*0.38)+veri(i,14);    %%% govde kutle merkezi_y
elseif veri(i,14)>veri(i,17)
    kutle_mer(i,11)=(abs(veri(i,14)-veri(i,17))*0.62)+veri(i,17); %%% govde kutle merkezi_y
end
end
kutle_mer(:,12)=(abs(veri(:,15)-veri(:,18))*0.38)+veri(:,15);    %%% govde kutle merkezi_z

for i=1:471
if veri(i,25)<=veri(i,28)
kutle_mer(i,19)=(abs(veri(i,25)-veri(i,28))*0.536)+veri(i,25);    %%% bas kutle merkezi_x
elseif veri(i,25)>veri(i,28)
    kutle_mer(i,19)=(abs(veri(i,25)-veri(i,28))*0.464)+veri(i,28); %%% bas kutle merkezi_x
end
end

for i=1:471
if veri(i,26)<=veri(i,29)
kutle_mer(i,20)=(abs(veri(i,26)-veri(i,29))*0.536)+veri(i,26);    %%% bas kutle merkezi_y
elseif veri(i,26)>veri(i,29)
    kutle_mer(i,20)=(abs(veri(i,26)-veri(i,29))*0.464)+veri(i,29); %%% bas kutle merkezi_y
end
end
kutle_mer(:,21)=(abs(veri(:,27)-veri(:,30))*0.536)+veri(:,27);    %%% bas kutle merkezi_z

for i=1:471
if veri(i,16)>=veri(i,19)
kutle_mer(i,13)=(abs(veri(i,16)-veri(i,19))*0.487)+veri(i,19);    %%% ustkol kutle merkezi_x
elseif veri(i,19)>veri(i,16)
    kutle_mer(i,13)=(abs(veri(i,16)-veri(i,19))*0.513)+veri(i,16); %%% ustkol kutle merkezi_x
end
end
kutle_mer(:,14)=(abs(veri(:,17)-veri(:,20))*0.487)+veri(:,20);    %%% ustkol kutle merkezi_y

for i=1:471
if veri(i,18)>=veri(i,21)
kutle_mer(i,15)=(abs(veri(i,18)-veri(i,21))*0.487)+veri(i,21);    %%% ustkol kutle merkezi_z
elseif veri(i,21)>veri(i,18)
    kutle_mer(i,15)=(abs(veri(i,18)-veri(i,21))*0.513)+veri(i,18); %%% ustkol kutle merkezi_z
end
end

for i=1:471
if veri(i,19)>=veri(i,22)
kutle_mer(i,16)=(abs(veri(i,19)-veri(i,22))*0.39)+veri(i,22);    %%% onkol kutle merkezi_x
elseif veri(i,22)>veri(i,19)
    kutle_mer(i,16)=(abs(veri(i,19)-veri(i,22))*0.61)+veri(i,19); %%% onkol kutle merkezi_x
end
end

kutle_mer(:,17)=(abs(veri(:,20)-veri(:,23))*0.61)+veri(:,23);    %%% onkol kutle merkezi_y

for i=1:471
if veri(i,21)>=veri(i,24)
kutle_mer(i,18)=(abs(veri(i,21)-veri(i,24))*0.61)+veri(i,24);    %%% onkol kutle merkezi_z
elseif veri(i,24)>veri(i,21)
    kutle_mer(i,18)=(abs(veri(i,21)-veri(i,24))*0.39)+veri(i,21); %%% onkol kutle merkezi_z
end
end

```



```

[F3] = (FZ3(1041:1511,1))/2;
[F4] = (FZ4(1041:1511,1))/2;

F1(135:151,1) = 0;
F2(135:151,1) = 0;
F3(135:151,1) = 0;
F4(135:151,1) = 0;

%%%% kuvvet platformunun global eksene göre koordinatları
kuvvet_platformu = [ 0.01760651 -0.21139041 0;
                     0.01172811 -0.80925691 0;
                     -0.59182288 -0.80556208 0;
                     -0.59294075 -0.21098776 0];

kuvvet_platformu(:,1) = kuvvet_platformu(:,1)+0.70;
kuvvet_platformu(:,2) = kuvvet_platformu(:,2)+1.70;

constant=0.06;
for i=1:471
    cofp_y(i,:) = ((F1(i,1).*(kuvvet_platformu(1,2)- constant))...
        + (F2(i,1).*(kuvvet_platformu(2,2)- constant))...
        + (F3(i,1).*(kuvvet_platformu(3,2)- constant))...
        + (F4(i,1).*(kuvvet_platformu(4,2)- constant)))...
        /(F1(i,1)+F2(i,1)+F3(i,1)+F4(i,1)));
    cofp_x(i,:) = ((F1(i,1).*(kuvvet_platformu(1,1)- constant))...
        + (F2(i,1).*(kuvvet_platformu(2,1)- constant))...
        + (F2(i,1).*(kuvvet_platformu(3,1)+ constant))...
        + (F2(i,1).*(kuvvet_platformu(4,1)+ constant)))...
        /(F1(i,1)+F2(i,1)+F3(i,1)+F4(i,1)));

    if cofp_x(i,1)<0
        cofp_x(i,1)=0;
    end
    if cofp_y(i,1)<0
        cofp_y(i,1)=0;
    end

end
end

cofp_x(136:150,1) = 0;
cofp_y(136:150,1) = 0;

F1=F(1041:1511,:);
F1(:,3)=(F1(:,3))./10;
F2=F1(:,3).*10;
F1(:,1)=konum_cop(:,1);
F1(:,2)=konum_cop(:,2);
t=(0:0.005:(0.005*length(F1)-0.005));
veri2=[konum_cop F1];

yrk=F(1041:1511,:)/2;
for i=1:471
    if yrk(i,3)<0
        yrk(i,3)=0;
    end
end
end
yrk_x = yrk(3:471,1);

```

```

yrk_y = yrk(3:471,2);
yrk_z = yrk(3:471,3);
%-----
%%%% ayak bilegi eklem kuvveti
Fayakbilegi_x(:,1) = yrk(3:471,1) - kutle(1,1)*kutle_mer_ivme(:,1);
Fayakbilegi_y(:,1) = yrk(3:471,2) + kutle(1,1)*kutle_mer_ivme(:,2);
Fayakbilegi_z(:,1) = yrk(3:471,3) - ((kutle(1,1)*9.81) + (kutle(1,1)*kutle_mer_ivme(:,3)));

%%%% diz eklem kuvveti
Fdiz_x(:,1)=Fayakbilegi_x - kutle(2,1)*kutle_mer_ivme(:,4);
Fdiz_y(:,1)=Fayakbilegi_y + kutle(2,1)*kutle_mer_ivme(:,5);
Fdiz_z(:,1)=Fayakbilegi_z - ((kutle(2,1)*9.81) + (kutle(2,1)*kutle_mer_ivme(:,6)));

%%%% kalca eklem kuvveti
Fkalca_x(:,1)=Fdiz_x - kutle(3,1)*kutle_mer_ivme(:,7);
Fkalca_y(:,1)=Fdiz_y + kutle(3,1)*kutle_mer_ivme(:,8);
Fkalca_z(:,1)=Fdiz_z - (kutle(3,1)*9.81 + kutle(3,1)*kutle_mer_ivme(:,9));

%%%% bas(boyun) kuvveti
Fbas_x(:,1)=kutle(5,1)*kutle_mer_ivme(:,13);
Fbas_y(:,1)=kutle(5,1)*kutle_mer_ivme(:,14);
Fbas_z(:,1)=kutle(5,1)*9.81 + kutle(5,1)*kutle_mer_ivme(:,15);

%%%% omuz eklem kuvveti
Fomuz_x(:,1)=Fkalca_x - kutle(4,1)*kutle_mer_ivme(:,10);
Fomuz_y(:,1)=Fkalca_y + kutle(4,1)*kutle_mer_ivme(:,11);
Fomuz_z(:,1)=Fkalca_z - (kutle(4,1)*9.81 + kutle(4,1)*kutle_mer_ivme(:,12));

%%%% ustkol proksimal kuvveti
Fustkol_x(:,1)=Fomuz_x - kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,16)+Fbas_x;
Fustkol_y(:,1)=Fomuz_y + kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,17)+Fbas_y;
Fustkol_z(:,1)=Fomuz_z - Fbas_z;

%%%% dirsek eklem kuvveti
Fdirsek_x(:,1)=Fustkol_x - kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,16);
Fdirsek_y(:,1)=Fustkol_y + kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,17);
Fdirsek_z(:,1)=Fustkol_z - (kutle(6,1)*9.81 + kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,18));

%%%% elbilegi eklem kuvveti
Felbilegi_x(:,1)=Fdirsek_x - kutle(7,1)*kutle_mer_ivme(:,16);
Felbilegi_y(:,1)=Fdirsek_y + kutle(7,1)*kutle_mer_ivme(:,17);
Felbilegi_z(:,1)=Fdirsek_z - (kutle(7,1)*9.81 + kutle(7,1)*kutle_mer_ivme(:,18));

kuvvet=[yrk(3:471,1) yrk(3:471,2) yrk(3:471,3) Fayakbilegi_x Fayakbilegi_y Fayakbilegi_z Fdiz_x
        Fdiz_y Fdiz_z Fkalca_x Fkalca_y Fkalca_z Fomuz_x Fomuz_y Fomuz_z Fdirsek_x
        Fdirsek_y Fdirsek_z Felbilegi_x Felbilegi_y Felbilegi_z];
%-----
%%%% Bara uygulanan kuvvet
bar_hiz_x(:,1)=diff(veri(:,31))/0.005;
bar_ivme_x(:,1)=(diff(bar_hiz_x(:,1)))/0.005;

bar_hiz_y(:,1)=diff(veri(:,32))/0.005;
bar_ivme_y(:,1)=diff(bar_hiz_y(:,1))/0.005;

bar_hiz_z(:,1)=diff(veri(:,33))/0.005;
bar_ivme_z(:,1)=diff(bar_hiz_z(:,1))/0.005;

Fbar_x(:,1)=Felbilegi_x+kutle(9,1)*bar_ivme_x;

```

```

Fbar_y(:,1)=Felbilegi_y+kutle(9,1)*bar_ivme_y;
Fbar_z(:,1)=Felbilegi_z - kutle(9,1)*9.81+kutle(9,1)*bar_ivme_z;

%%%% Ters dinamik hesapla eklem kuvvetlerinin hesaplanması

Felbilegi_xd=-(M/2+m8)*bar_ivme_x;
Felbilegi_yd= (M/2+m8)*bar_ivme_y;
Felbilegi_zd= ((M/2+m8)*bar_ivme_z)+((M/2+m8)*9.81);

Fdirsek_xd=Felbilegi_xd - kutle(7,1)*kutle_mer_ivme(:,19);
Fdirsek_yd=Felbilegi_yd + kutle(7,1)*kutle_mer_ivme(:,20);
Fdirsek_zd=Felbilegi_zd + kutle(7,1)*kutle_mer_ivme(:,21)+kutle(7,1)*9.81;

Fustkol_xd=Fdirsek_xd - kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,16);
Fustkol_yd=Fdirsek_yd + kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,17);
Fustkol_zd=Fdirsek_zd + kutle(6,1)*kutle_mer_ivme(:,18)+kutle(6,1)*9.81;

Fbas_xd = kutle(5,1) * kutle_mer_ivme(:,13);
Fbas_yd = kutle(5,1) * kutle_mer_ivme(:,14);
Fbas_zd = kutle(5,1) * kutle_mer_ivme(:,15) + kutle(5,1)*9.81;

Fomuz_xd = Fustkol_xd + Fbas_xd;
Fomuz_yd = Fustkol_yd + Fbas_yd;
Fomuz_zd = Fustkol_zd + Fbas_zd;

Fkalca_xd = Fomuz_xd - kutle(4,1) * kutle_mer_ivme(:,10);
Fkalca_yd = Fomuz_yd + kutle(4,1) * kutle_mer_ivme(:,11);
Fkalca_zd = Fomuz_zd + kutle(4,1) * kutle_mer_ivme(:,12) + kutle(4,1)*9.81;

Fdiz_xd = Fkalca_xd - kutle(3,1) * kutle_mer_ivme(:,7);
Fdiz_yd = Fkalca_yd + kutle(3,1) * kutle_mer_ivme(:,8);
Fdiz_zd = Fkalca_zd + kutle(3,1) * kutle_mer_ivme(:,9) + kutle(3,1)*9.81;

Fayakbilegi_xd = Fdiz_xd - kutle(2,1) * kutle_mer_ivme(:,4);
Fayakbilegi_yd = Fdiz_yd + kutle(2,1) * kutle_mer_ivme(:,5);
Fayakbilegi_zd = Fdiz_zd + kutle(2,1) * kutle_mer_ivme(:,6) + kutle(2,1)*9.81;

yrk_xd = Fayakbilegi_xd - kutle(1,1) * kutle_mer_ivme(:,1);
yrk_yd = Fayakbilegi_yd + kutle(1,1) * kutle_mer_ivme(:,2);
yrk_zd = Fayakbilegi_zd + kutle(1,1) * kutle_mer_ivme(:,3) + kutle(1,1)*9.81;

kuvvetd=[yrk_xd yrk_yd yrk_zd Fayakbilegi_xd Fayakbilegi_yd Fayakbilegi_zd Fdiz_xd Fdiz_yd
          Fdiz_zd Fkalca_xd Fkalca_yd Fkalca_zd Fomuz_xd Fomuz_yd Fomuz_zd Fdirsek_xd
          Fdirsek_yd Fdirsek_zd Felbilegi_xd Felbilegi_yd Felbilegi_zd];

%%%% Eylemsizlikler %%%
% %% ayak için
% Ixx(1,1)=1/2*kutle(1,1)*yaricap(1,1)^2;
% Iyy(1,1)=1/12*kutle(1,1)*(3*yaricap(1,1)^2+uzunluk(1,1)^2);
% Izz(1,1)=1/12*kutle(1,1)*(3*yaricap(1,1)^2+uzunluk(1,1)^2);

for i=1:7 %ayak devreye girerse i 2 den başlayacak
Ixx(i,1)=1/12*kutle(i,1)*(3*yaricap(i,1)^2+uzunluk(i,1)^2);
Iyy(i,1)=1/12*kutle(i,1)*(3*yaricap(i,1)^2+uzunluk(i,1)^2);
Izz(i,1)=1/2*kutle(i,1)*yaricap(i,1)^2;
end
%%%% Paralel eksen teoremine göre silindirin kutle merkezindeki eylemsizlik momentinin

```

```

%%%% üye kütle merkezine otelenmesi
ayak_ote = abs((abs((veri(1,3)-veri(1,6))/2)+veri(1,3))-kutle_mer(1,3));
altbacak_ote = abs((abs((veri(1,9)-veri(1,12))/2)+veri(1,9))-kutle_mer(1,6));
ustbacak_ote = abs((abs((veri(1,12)-veri(1,15))/2)+veri(1,15))-kutle_mer(1,9));
govde_ote = abs((abs((veri(1,15)-veri(1,18))/2)+veri(1,15))-kutle_mer(1,12));
bas_ote = abs((abs((veri(1,27)-veri(1,30))/2)+veri(1,27))-kutle_mer(1,21));
ustkol_ote = abs((abs((veri(1,18)-veri(1,21))/2)+veri(1,21))-kutle_mer(1,15));
onkol_ote = abs((abs((veri(1,21)-veri(1,24))/2)+veri(1,24))-kutle_mer(1,18));

oteleme=[ayak_ote;altbacak_ote;ustbacak_ote;govde_ote;bas_ote;ustkol_ote;onkol_ote];
for i=1:7
Ixx_ote(i,1) = Ixx(i,1)+(kutle(i,1)*oteleme(i,1)^2);
Iyy_ote(i,1) = Iyy(i,1)+(kutle(i,1)*oteleme(i,1)^2);
end
Izz_ote=Izz;

% %% uyelerin acisal yerdegistirme degerleri
acisal = load ('but_acisal.txt');
acisal = deg2rad(acisal);
acisal_hiz=diff(acisal)/0.005;
acisal_ivme=diff(acisal_hiz)/0.005;

diz_acisi = acisaly(:,5) + pi-acisaly(:,8);
diz_acisi1 = zeros(471,1);
diz_acisi1(1:462,1) = diz_acisi(10:471,1);
diz_acisi1(463:471,1) = diz_acisi(471,1);

% Eklem momentleri
Mayakbilegi_x(:,1) = Ixx(1,1) * acisal_ivme(:,1) + (Izz(1,1)-Iyy(1,1))*...
    acisal_hiz(2:470,2).*acisal_hiz(2:470,3);

Mayakbilegi_y(:,1) = Iyy(1,1) * acisal_ivme(:,2) + (Izz(1,1)-Ixx(1,1))*...
    acisal_hiz(2:470,1).*acisal_hiz(2:470,3) + ((ayak_h*(1-0.449))*yrk_x(:,1)) +
    ((ayak_h*0.449)*...
    Fayakbilegi_x(:,1));

Mayakbilegi_z(:,1) = Izz(1,1) * acisal_ivme(:,3) + (Ixx(1,1)-Iyy(1,1))*...
    acisal_hiz(2:470,1).*acisal_hiz(2:470,2) + ((ayak_h*(1-0.449))*yrk_y(:,1)) +
    ((ayak_h*0.449)*...
    Fayakbilegi_y(:,1));

for i=1:1:length(acisal_ivme)

Mdz_x(:,i) = Ixx(2,1) * acisal_ivme(i,4) + (Izz(2,1)-Iyy(2,1))*...
    acisal_hiz(i+1,5).*acisal_hiz(i+1,6) - ((altbacak_h*(1-0.371))*Fayakbilegi_y(i,1)) -...
    ((altbacak_h*0.371)*Fdz_y(i,1)) + Mayakbilegi_x(i,1);

Mdz_y(:,i) = Iyy(2,1) * acisal_ivme(i,5) + (Ixx(2,1)-Izz(2,1))*...
    acisal_hiz(i+1,4).*acisal_hiz(i+1,6)+((altbacak_h*(1-0.371))*Fayakbilegi_x(i,1))+...
    ((altbacak_h*0.371)*Fdz_x(i,1)) + Mayakbilegi_y(i,1);

Mdz_z(:,i) = Izz(2,1) * acisal_ivme(i,6) + (Iyy(2,1)-Ixx(2,1))*...
    acisal_hiz(i+1,4).*acisal_hiz(i+1,5) + Mayakbilegi_z(i,1);

Mkalca_x(1,i) = Ixx(3,1) * acisal_ivme(i,7) + (Izz(3,1)-Iyy(3,1))*...
    acisal_hiz(i+1,8).*acisal_hiz(i+1,9) - ((ustbacak_h*(1-0.372))*Fdz_y(i,1)) -...
    ((ustbacak_h*0.372)*Fkalca_y(i,1))+Mdz_x(1,i);

```

```

Mkalca_y (1,i) = Iyy(3,1) * acisal_ivme(i,8) + (Ixx(3,1)-Izz(3,1))*...
    acisal_hiz(i+1,7).*acisal_hiz(i+1,9)+ ((ustbacak_h*(1-0.372))*Fdz_x(i,1))+...
    ((ustbacak_h*0.372)*Fkalca_x(i,1))+Mdz_y(1,i);

Mkalca_z (1,i) = Izz(3,1) * acisal_ivme(i,9) + (Iyy(3,1)-Ixx(3,1))*...
    acisal_hiz(i+1,7).*acisal_hiz(i+1,8)+Mdz_z(1,i);

%% bas momentleri

Mbas_x (1,i) = Ixx(5,1) * acisal_ivme(i,13) + (Izz(5,1)-Iyy(5,1))*...
    acisal_hiz(i+1,14).*acisal_hiz(i+1,15) - ((bas_h*0.536)*Fbas_y(i,1));

Mbas_y (1,i) = Iyy(5,1) * acisal_ivme(i,14) + (Ixx(5,1)-Izz(5,1))*...
    acisal_hiz(i+1,13).*acisal_hiz(i+1,15) - ((bas_h*0.536)*Fbas_x(i,1));

Mbas_z (1,i) = Izz(5,1) * acisal_ivme(i,15) + (Iyy(5,1)-Ixx(5,1))*...
    acisal_hiz(i+1,13).*acisal_hiz(i+1,14);

Momuz_x (1,i) = Ixx(4,1) * acisal_ivme(i,10) + (Izz(4,1)-Iyy(4,1))*...
    acisal_hiz(i+1,11).*acisal_hiz(i+1,12) - ((govde_h*(1-0.38))*Fkalca_y(i,1)) -...
    ((govde_h*0.38)*Fomuz_y(i,1)) + Mkalca_x(1,i);

Momuz_y (1,i) = Iyy(4,1) * acisal_ivme(i,11) + (Ixx(4,1)-Izz(4,1))*...
    acisal_hiz(i+1,10).*acisal_hiz(i+1,12)+ ((govde_h*(1-0.38))*Fkalca_x(i,1)) +...
    ((govde_h*0.38)*Fomuz_x(i,1)) + Mkalca_y(1,i);

Momuz_z (1,i) = Izz(4,1) * acisal_ivme(i,12) + (Iyy(4,1)-Ixx(4,1))*...
    acisal_hiz(i+1,10).*acisal_hiz(i+1,11) + Mkalca_z(1,i);

Mustkol_x (1,i) = Momuz_x (1,i) - Mbas_x (1,i);
Mustkol_y (1,i) = Momuz_y (1,i) - Mbas_y (1,i);
Mustkol_z (1,i) = Momuz_z (1,i) - Mbas_z (1,i);

Mdirsek_x (1,i) = (Ixx(6,1) * acisal_ivme(i,16) + (Izz(6,1)-Iyy(6,1))*...
    acisal_hiz(i+1,17).*acisal_hiz(i+1,18) + ((ustkol_h*0.487)*Fustkol_y(i,1)) +...
    ((ustkol_h*(1-0.487))*Fdirsek_y(i,1)) - Mustkol_x(1,i));%*-1;

Mdirsek_y (1,i) = (Iyy(6,1) * acisal_ivme(i,17) + (Ixx(6,1)-Izz(6,1))*...
    acisal_hiz(i+1,16).*acisal_hiz(i+1,18) + ((ustkol_h*0.487)*Fustkol_x(i,1)) +...
    ((ustkol_h*(1-0.487))*Fdirsek_x(i,1)) - Mustkol_y(1,i))*-1;

Mdirsek_z (1,i) = Izz(6,1) * acisal_ivme(i,18) + (Iyy(6,1)-Ixx(6,1))*...
    acisal_hiz(i+1,16).*acisal_hiz(i+1,17) - Mustkol_z(1,i);

Melbilegi_x (1,i) = (Ixx(7,1) * acisal_ivme(i,19) + (Izz(7,1)-Iyy(7,1))*...
    acisal_hiz(i+1,20).*acisal_hiz(i+1,21) + ((onkol_h*(1-0.61))*Fdirsek_y(i,1)) +...
    ((onkol_h*0.61)*Felbilegi_y(i,1)) + Mdirsek_x(1,i))*-1;

Melbilegi_y (1,i) = (Iyy(7,1) * acisal_ivme(i,20) + (Ixx(7,1)-Izz(7,1))*...
    acisal_hiz(i+1,19).*acisal_hiz(i+1,21) + ((onkol_h*(1-0.61))*Fdirsek_x(i,1)) +...
    ((onkol_h*0.61)*Felbilegi_x(i,1)) + Mdirsek_y(1,i))*-1;

Melbilegi_z (1,i) = Izz(7,1) * acisal_ivme(i,21) + (Iyy(7,1)-Ixx(7,1))*...
    acisal_hiz(i+1,19).*acisal_hiz(i+1,20) - Mdirsek_z(1,i);

end

```