



**CİMNASTİK BRANŞINDA AMUDA KALKMA  
HAREKETİNİN ÜÇ BOYUTLU BİYOMEKANİK  
ANALİZİ VE MODELLENMESİ**

**Mohsen MOHAMMADI**

**Spor Sağlık Bilimleri Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı**

**Doç. Dr. Ahmet Gökhan YAZICI**

**Doktora Tezi - 2017**

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

**CİMNASTİK BRANŞINDA AMUDA KALKMA  
HAREKETİNİN ÜÇ BOYUTLU BİYOMEKANİK  
ANALİZİ VE MODELLENMESİ**

**Mohsen MOHAMMADI**

**Spor Sağlık Bilimleri Anabilim Dalı  
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Ahmet Gökhan YAZICI**

**ERZURUM**

**2017**

TC  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SPOR SAĞLIK BİLİMLERİ ANABİLİM DALI

CİMNASTİK BRANŞINDA AMUDA KALKMA HAREKETİNİN  
ÜÇ BOYUTLU BİYOMEKANİK ANALİZİ VE MODELLENMESİ

Mohsen MOHAMMADI

Tez Savunma Tarihi : 06.09.2017

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ahmet Gökhan YAZICI

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Murat KALDIRIMCI

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Orcan MIZRAK

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Gökhan BAYRAKTAR

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. B.Ali SİVAZ

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.



**Prof. Dr. Mehtap Tan**  
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi**  
**ERZURUM-2017**

# İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜR.....</b>	<b>IV</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>V</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>VI</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....</b>	<b>VII</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ.....</b>	<b>VIII</b>
<b>TABLolar DİZİNİ .....</b>	<b>X</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Cimnastik.....	3
2.2. Türk Jimnastiğinin Doğuşu .....	4
2.3. Artistik Cimnastik.....	4
2.4. AKH (El Dengesi).....	5
2.5. AKH'de Biyomekanik Çalışmalar .....	5
2.6. Denge .....	6
2.7. Denge Çeşitleri .....	7
2.8. Denge Şartı (Biyomekaniksel).....	7
2.9. Postür.....	8
2.10. Cimnastik ve Postural Salınım.....	8
2.11. Antropometri.....	8
2.12. Biyomekanik.....	9
2.13. Hareketin Kinetik ve Kinematik Analizi.....	11
2.14. Hareket Kanunları .....	11
2.15. Euler Denklemleri .....	13
2.16. Kuvvet Kavramı.....	14

2.17. Kütle .....	14
2.18. Serbest Cisim Diyagramı (SCD).....	14
2.19. Performans Analizi.....	15
2.20. Biyomekanik Analizi.....	16
2.21. Hareket Analizi .....	16
2.22. Dinamik Yöntemler.....	17
2.23. Ters Dinamik Analiz Yöntemi.....	17
2.24. İnsan Vücudunun Eylemsizlik Özellikleri.....	18
2.25. Katı Cisim Mekanığı .....	19
2.26. Vücudun Modellenmesi .....	19
2.27. Hareketlerinin Modellenmesi .....	20
2.28. Matematiksel Model.....	20
2.28.1. Hanavan Modeli .....	21
2.28.2. Hatze Modeli.....	21
2.28.3. Yeadon Modeli.....	21
2.29. Dinamik Modelleme.....	22
<b>3. MATERYAL VE METOT .....</b>	<b>24</b>
3.1. Denek .....	24
3.2. Veri Toplama Araçları .....	24
3.3. Verilerin Toplanması .....	26
3.4. Verilerin Analizi .....	28
3.5. Hesaplanmalar .....	29
3.6. Biyomekaniksel Model .....	30
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>32</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>45</b>

<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>54</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>56</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>68</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>68</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU .....</b>	<b>69</b>



## TEŞEKKÜR

Bu alıőma sűresince her tűrlű yardım, bilgi ve gűler yűzű ile çalıőmama ıŐık tutan, ayrıca bana bu çalıőmayı vererek kendimi geliŐtirmeye yűnelik de birkaç adım ileride olmamı sađlayan, çalıőmamın danıŐmanı, Sayın Hocam Doç. Dr. Ahmet Gűkhan YAZICI'ya, teŐekkűr ederim.

Tez çalıőmamın her aŐamasında çalıőmaya űnemli katkılarda bulunan deđerli hocam Doç. Dr. Murat KALDIRIMCI'ya teŐekkűr ederim. Tezimin hazırlanması sırasında beni cesaretlendiren ve manevi destek sađlayan deđerli arkadaŐım Dr. Seyed Ebrahim KAZEMİ'ye teŐekkűrű bir borç bilirim. Her konuda sabırla yardımcı olan eŐim Mahdiyeh EZZATİ'ye ve bu çalıőmayı yetiŐtirmemde emeđi geçen ve benden maddi, manevi hiçbir desteđi esirgemeyen Babam, Ahadollah MOHAMMADI, Annem Mastoreh FATTAHİ ve tűm kardeŐlerime űzellikle Behzad MOHAMMADI'ye teŐekkűr ederim.

**Mohsen MOHAMMADI**

## ÖZET

### **Cimnastik Branşında Amuda Kalkma Hareketinin Üç Boyutlu Biyomekanik Analizi ve Modellenmesi**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; bağlantılı uzuv modelini kullanarak, AKH'ni temsil eden bir biyomekanik model oluşturarak eklemlere uygulanan kuvvet ve momentleri belirlemektir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmaya bir denek erkek milli Cimnastikçi katılmıştır. Çalışmada, yüksek hızlı dört adet kamera (120 alan ayarla) kullanılarak AKH'nin görüntüsü kaydedildi. AKH'nin özelliğinden yola çıkılarak çalışmada deneğin 3B, beş bağlantılı üye, dört eklemlerle, mekanik modeli tasarlanmıştır. Bu amaçla görüntü alınmadan önce deneğin üzerinde belirlenen anatomik noktalarına 15 tane yansıtıcı işaret yerleştirildi. Kuvvet platformun veri toplama frekansı 120 Hz ayarlandı Kamera görüntülerindeki işaretleyicilerin 3B konum verilerinin tespit edilmesi amacıyla MATLAB yazılımında hazırlanan kodlar kullanılmıştır.

**Bulgular:** Özet olarak bu çalışmada, oluşturulan biyomekaniksel model beş üyeden oluşan katı cisim modelinde dört adet eklem bulunmaktadır. El bileği ekleminde ortalama 10°'lik eklem açısı gerçekleştiği ortaya çıkmıştır. Omuz eklem açısı ortalama 6°, kalça 5° ve dirsek 3° elde edilmiştir.

**Sonuç:** El bileğinin açısı değişimi ve momenti göz ardı edilemeyecek kadar büyüktür. El bileği ekleminin AKH'nin sırasında vücut kontrolünde önemli bir rol oynadığı ortaya çıkmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** AKH, Biyomekanik, 3B, Modellenme



## ABSTRACT

### **A Three-Dimensional Biomechanical Analysis and modelling of the Handstand Movement in the Gymnastic Sports**

**Aim:** The purpose of this study was to establish a biomechanical model to compute the force and moments acting on the joints during handstand by the link segment model.

**Material and Method:** One male gymnast participated in this study. Using motion analyzer system equipped with four cameras (set at 120 Hz) and one force plate, the execution of balance on two hands for five seconds was recorded. The data collection frequency of the force platform was set at 120 Hz. The fifteen spherical reflective markers were placed on the anatomical landmark. By defining a five segmental model of three dimensional to four joints through the inverse dynamic in MATLAB software, the torque for joints was calculated.

**Results:** In summary, in this study, there are four joints in the rigid body model consisting of five limbs in biomechanical model. An average of 10 ° angular of joint of the wrist has occurred. The average shoulder angle was 6 °, hip 5 ° and elbow 3 °.

**Conclusions:** The most angular changes and torque were observed in the wrist. The wrist has been shown to play an important role in body control during handstand.

**Key Words:** Biomechanics, Three Dimensional Analyses, Handstand, Modelling

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>AVKM</b>	: Alt vücut kütle merkezi
<b>AKH</b>	: Amuda kalkma hareketi
<b>2B</b>	: İki boyutlu
<b>3B</b>	: Üç boyutlu
<b>GKS</b>	: Global koordinat sistemi
<b>LKS</b>	: Lokal koordinat sistemi
<b>MATLAB</b>	: Matrix laboratory
<b>N</b>	: Newton
<b>SCD</b>	: Serbest cisim diyagramı
<b>SPSS</b>	: Statistical package for the social sciences
<b>VA</b>	: Vücut ağırlığı
<b>VKM</b>	: Vücut kütle merkezi
<b>YTK</b>	: Yer tepki kuvveti

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Amuda kalkmak duruşu .....	5
Şekil 2.2. Denge hesaplama denklemler .....	9
Şekil 2.3. Euler denklemleri.....	15
Şekil 2.4. Biyomekaniksel model tasarımı .....	16
Şekil 3.1. Deney düzeneğinde kullanılan yüksek hızlı kamera.....	24
Şekil 3.2. Kalibrasyon düzeneği.....	25
Şekil 3.3. yansıtıcı işaret .....	25
Şekil 3.4. Kuvvet platform.....	26
Şekil 3.5. Üç eskende kütle merkezi hesaplanması denklemler.....	31
Şekil 3.6. Üç eskende VKM'nin hesaplanması denklem.....	32
Şekil 4.1. Tüm vücut üyeleri .....	33
Şekil 4.2. Biyomekanik modele dahil edilen üyeler.....	34
Şekil 4.3. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen üyeler .....	36
Şekil 4.4. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen eli .....	36
Şekil 4.5. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen ön kolu .....	37
Şekil 4.6. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen üst kolu.....	37
Şekil 4.7. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen gövdesi .....	38
Şekil 4.8. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen alt ekstremitesi.....	38
Şekil 4.9. Biyomekanik modele ait eklem uzuv diyagramı .....	39
Şekil 4.10. Elin proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri .....	40
Şekil 4.11. Ön kolun distal ve proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri ...	41
Şekil 4.12. Üst kolun distal ve proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri ..	41
Şekil 4.13. Gövdenin distal ve proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri ..	42

<b>Şekil 4.14.</b> Alt ekstremitenin distaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri.....	42
<b>Şekil 4.15.</b> Uzun ve eklemlere uygulanan kuvvet ve momentlerin hesaplanmasında kullanılan denklemler.....	46



## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 3.1.</b> Deneğin fiziksel özellikleri .....	24
<b>Tablo 3.2.</b> Antropometrik vücut çevre ve üye uzunluk ölçümleri .....	27
<b>Tablo 4.1.</b> Vücut üyelerinin antropometrik değerleri.....	32
<b>Tablo 4.2.</b> Üyelerinin kütleleri ve üye kütle merkezleri konumları.....	32
<b>Tablo 4.3.</b> Deneğin üyelerinin kütleleri ve üye kütle merkezleri konumları.....	33
<b>Tablo 4.4.</b> Vücut üyelerinin üç eksenindeki eylemsizlik momentleri.....	33
<b>Tablo 4.5.</b> Sol taraf eklemlerdeki açısal değişimi.....	34
<b>Tablo 4.6.</b> Sağ taraf eklemlerdeki açısal değişimi .....	34
<b>Tablo 4.7.</b> Üye kütle merkezlerinin üç düzlemdeki yer değiştirilmesi .....	34
<b>Tablo 4.8.</b> Vücut kütle merkezinin üç düzlemdeki konumları .....	35
<b>Tablo 4.9.</b> El bileği, dirsek, omuz ve kalça açısı .....	35
<b>Tablo 4.10.</b> El bileğinin momenti (N.m) beş saniye boyunca .....	44
<b>Tablo 4.11.</b> Dirsek momenti (N.m) beş saniye boyunca .....	44
<b>Tablo 4.12.</b> Omuz momenti (N.m) beş saniye boyunca.....	44
<b>Tablo 4.13.</b> Kalça momenti (N.m) beş saniye boyunca .....	44

# 1. GİRİŞ

İnsan, günlük yaşamda çok fazla hareketler sergiler.<sup>1</sup> İnsan mükemmel sistemlerin başında rol almaktadır.<sup>2</sup> İnsanın hareketi en eski zamanlardan beri bilim adamlarının ilgisini çekmiştir.<sup>3</sup> İnsan hareketinin temel mekaniğin özelliklerinin tanımlaması için basit modeller kullanılmaktadır.<sup>4,5</sup> İnsan hareketlerinin incelenmesinde devamlı çubuk şekiller olarak kabul edilen vücut uzuvlarının iki boyutlu (2B) ya da üç boyutlu (3B) kinematik ve kinetik verilerinden faydalanılmaktadır.<sup>6</sup> Biyomekaniksel hareket faktörleri hiyerarşik teknik modeller sayesinde sonuçlarla sıklıkla bağlantılıdır.<sup>7</sup> Spor hareketlerinin analizinde, hareketin anatomi yönünden ve biyomekaniksel açıdan daha baskın olduğu branşlarda ve performanslarda daha tartışmalı olduğu görülmektedir.<sup>8</sup> Hareketlerin analizinde ve spor biyomekaniğinde, kinetik ve kinematik sıklıkla kullanılan konulardır.<sup>9</sup> Hareket analizi için gerekli olan 3B uzaysal konum bilgisini elde edebilmek için ilgilenilen hareketin en az eş zamanlı 2 farklı görüntüsüne gereksinim vardır.<sup>10</sup>

Teknoloji geliştiren bilim insanları analiz yapma zamanını aza indirmek için Matrix laboratory (MATLAB) kullanmaktadırlar.<sup>10</sup> SimMechanics yazılımı insan performansının modellenmesinde kullanılan diğer uygulamadır.<sup>11</sup> SimMechanics yazılımında, uygun araçlarla mekanik sistemlerin kütle ve fiziksel değerleri belirlenebilir ve fiziksel sistemlerin hareketi dinamik olarak çözünebilir.<sup>12-19</sup> Ters dinamik problemlerin çözümünde, kinematik ve kinetik analizlerinde bir yöntem olarak katı cisimin 3B dinamiği kullanılmaktadır.<sup>20</sup> Uzuvların kütle, kütle merkezi, eylemsizlik momentleri, uzuvların doğrusal ve açısal kinematik, kinetik değerleri belirlemek için yaygın olarak kullanılmıştır.<sup>21</sup>

Uygun bir denge kurabilmek ve iyi bir postür sağlamak günlük yaşam aktivitelerinin gerçekleşebilmesi için temel kuraldır.<sup>22</sup> Denge ile performans arasındaki

ilişkilerin incelenmesi oldukça çoktur ama yetersizdir.<sup>23,24</sup> Antrenman aktivitelerinde ve spor yapma süresinde iyi postür kontrol sağlamak bir temeldir.<sup>25</sup> Elit sporcular, branşlarının ve sporlarının temellerine göre postür kontrolü için duyuşal bilgileri devamlı olarak kullanmaktadırlar.<sup>24,26</sup> Elit jimnastlarda postür kontrolü önemli bir unsurdur.<sup>27,28</sup> Cimnastik sporu, anaerobik dayanıklılık, koordinasyon, denge, kuvvet ve esneklik kavramların birleşmesinden bir araya gelmiştir.<sup>29,30</sup> Olimpiyatlarda ve uluslararası maçlarda en popüler ve sevilen sporlardan biri Cimnastik branşdır.<sup>31</sup> Cimnastikçi akrobatik hareketleri yaparken, dengesini en iyi şekilde korumak zorundadır.<sup>32</sup>

Denge, uzuvların postürünün korunması ile ilgili kompleks bir yaklaşımdır.<sup>33</sup> Çok sayıda kasın kullanımı, eklemlerin açıları bu sistemin karmaşık yapısıdır.<sup>34</sup> Spor yapmanın ve postür kontrolünü korumak için belli bir yönde etkileyici çok fazla araştırma belirtilmiştir.<sup>25,35</sup> Bu konuda yapılan araştırmaların çoğunluğu iki ayak pozisyonunda<sup>3,36</sup> ve sınırlı sayıda çalışma ile ise amuda kalkma hareketi (AKH) sırasında konuyu incelemek üzere çalışmıştır.<sup>38</sup> Ama literatürde AKH'nin 3B modelin tasarımı ve eklemlerin kuvvet ve momentlerin hesaplanmasına dair bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışma, iki elinizle denge duruş yürütülmesi sırasında kalça eklemine ek olarak, üst ekstremitte eklem tork değışiklik düzeyleri gibi soruları inceleyecektir.

Bu çalışmanın amacı; bağlantılı uzuv modelini kullanarak, AKH'nin 3B biyomekaniksel bir dinamik model tasarlamak ve eklemlere uygulanan kuvvet ve momentleri ters dinamik yöntemiyle belirlemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Cimnastik

Cimnastik sporu, eski Yunan medeniyetine kadar uzayabilecek tarihi bir geçmişe sahiptir.<sup>39</sup> Katılımcıların çeşitli performanslar sergiledikleri antik olimpiyat oyunlarında ilk kez "Cimnastik" olarak tabir edilebilecek şekliyle yer almıştır. Antik kil vazo ve bibloların üzerindeki şekillerde görüldüğü kadarıyla bu performansların güreş ve boğaların üzerinden atlama olduğu söylenebilmektedir. "Cimnastik" kelimesi antik Yunan dilinde yer alan, kelime anlamı "çıplak" olan "Gymnos" kelimesinden gelmektedir.<sup>40</sup>

Cimnastik, 19. Yüzyılda modern haline kavuşurken, iki cimnastik stili birbiri ile yarışmakta ve hatta çatışmaktaydı. Bunlar aletli Alman jimnastiği ile serbest grup egzersizlerinden oluşan İsveç jimnastiğidir. Bu çatışma zamanla bir uyuma dönüşmüş ve yine 19. Yüz yılda, Avrupa'da modern açık hava Cimnastik sahaları yapılmaya başlanmıştır. Bu alanlarda genellikle erkekler kadınları etkilemek amacıyla çeşitli hareketler yapmışlardır. Sonraları bu alanlarda yapılan çalışmalar gelişmiş ve askeri alanda sıkça kullanılan temel eğitim hareketlerine (düzen içinde yürüme, dönüşler, selamlama) vb gibi egzersizlere ilham vermiştir.<sup>40</sup>

Cimnastiği uluslararası bir birliğe taşıyan Uluslararası Cimnastik Federasyonu, 1881 yılında Belçika'nın Liege şehrinde kurulmuştur. Uluslararası Cimnastik Federasyonun kurulmasıyla birlikte cimnastiğin tüm branşlarında uluslararası düzenlemelere gidilmiş ve Cimnastik bugünkü modern yapısına kavuşmuştur.<sup>41</sup>

Son düzenlemelere göre Uluslararası Cimnastik Federasyonuna bağlı 129 federasyon ve beş ayrı Cimnastik branşı vardır. Bunlar artistik cimnastik (kadın/erkek), aerobik cimnastik (kadın/erkek), trampolin (kadın/erkek), akrobatik cimnastik (kadın/erkek) ve ritmik cimnastiktir (kadın).<sup>41</sup>



## 2.2. Türk Jimnastiğinin Doğuşu

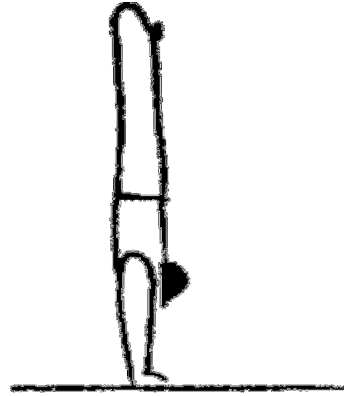
Cimnastik Türkiye'de ilk Galatasaray lisesinin kuruluşu ile başlamıştır. Bu okul 1868 yılında batılı programla Fransa'dan getirilen öğretim kadrosu ile kurulmuştur. Modern Cimnastik eli ile Türkiye'ye getirilen Cimnastik branşının ilk öğreticisi Monsieur Curel bir beden eğitimi öğretmenidir.<sup>39</sup>

## 2.3. Artistik Cimnastik

Artistik cimnastik, 1896'dan bu yana her dört yılda bir düzenlenen, modern olimpiyat oyunlarının tamamında yer almış birkaç spordan biridir. Atina'da düzenlenen ilk olimpiyatın cimnastik yarışmalarında beş ulustan 18 sporcu yarışmacı olarak yer almıştır. Sporcular altı alette (barfiks, paralel bar, kulplu beygir, halka, atlama beygiri , halat) ve serbest seride mücadele etmişlerdir. İlerleyen yıllarda artistik cimnastikte alet sayısı, takım ve sporcu sayısı, yapılan serilerin düzeni ile ilgili birçok düzenleme yapılmış, aletli Cimnastik 1952 yılında Helsinki Olimpiyatlarında günümüzdeki formuna kavuşmuştur.<sup>39</sup> Olimpik programdaki en popüler sporlardan biri olan artistik cimnastik aynı zamanda en zor sporlardan biridir. Cimnastik, dünya çapında kabul gören bir spor olup kuvvet, esneklik, dayanıklılık, sanatsal beceri ve cesaretin eşsiz bir birleşimidir.<sup>39</sup> Cimnastik sporu insan vücudunun doğal hareketlerini kullanarak bütün kasların çalışmasını sağlayan bir egzersizdir. Cimnastik, uygulaması heyecan veren ve yaşadığımız çağa uygun olan bir spordur.<sup>42</sup> Cimnastikçiler tarafından yapılan hareketler çoğu zaman insan vücudunun sınırlarına oldukça yakın olarak değerlendirilmektedir.<sup>43</sup> Artistik cimnastikte birbirinden farklı birkaç alette performans sergilenir. Erkek jimnastlarda paralel bar, halka, yer, barfiks, kulplu beygir ve atlama masası olmak üzere altı, kadınlar cimnastlarda ise yer, denge, atlama masası ve asimetric paralel olmak üzere dört alette performans sergilerler.<sup>44</sup>

## 2.4. AKH (Amuda Kalkma Hareketi)

AKH'inde vücut yere tam dik, kollarla açı yapmayacak şekilde baş fazla kaldırılmamış olmalıdır (Şekil 2.1). Kalça ve karında bulunan kas grupları mümkün olduğu kadar çok sıkılmalıdır. AKH'nde dengeyi sağlamak için omuz kasları çalışır bacaklar geriye gidince omuzlar içeri çekilmeli bacaklar öne kaçarsa omuzlar ileri verilmelidir. Bu çalışma defalarca yapılarak amutta kontrol sağlanır. Hareketin çalışılması şöyle yapılır eller omuz genişliğinde bir adım atarak yere konurken öndeki ayakla yeri itip kalça yükseltilirken gerideki bacak da bu harekete koordineli olarak gergin bir şekilde amuda doğru savrulur. Burada önemli husus ellerin yere konuluşunda omuz izdüşümünün tam ellerin üzerinde veya biraz önünde olmasının gerekliliğidir, eğer omuz izdüşümü ellerin gerisinde kalarak hareket yapılmaya çalışılıyorsa amuda gelmek kolay kolay mümkün olmamaktadır. AKH'nde ideal olan el, omuz, kalça ve ayakucunun dik bir doğru üzerinde vücudun sıkılı ve gergin olarak bulunmasıdır.<sup>39</sup>



Şekil 2.1. Amuda kalkmak duruşu

## 2.5. AKH'de Biyomekanik Çalışmalar

Literatürde insan vücudunun modellenmesinde, üyeler katı cisim olarak geometrik 15 bağlantılı cisimle gösterilmiştir.<sup>45</sup> Bu modellenmede üyeler aynı yoğunluklu kabul edilmiştir.<sup>46</sup>

Literatürde insan hareketlerinin analizi için Hatze<sup>45</sup> 17 üyeli bir model, Hanavan<sup>47</sup> 15 üyeli, Jensen<sup>48</sup> 16 üyeli ve Yeadon<sup>49</sup> 40 üyeli model kullanmışlardır.<sup>50</sup>

Literatürde AKH'nin teorisi ve uygulamalarını gösteren birkaç tane çalışma vardır. Trewartha ve Kerwin<sup>38</sup> amuda kalkma denge duruş yürütülmesi sırasında bilek, dirsek ve omuz eklemlerinde tork rolünü incelemiştir. AKH'nin sırasında bilek ekleminin dengesi çok önemli bir öneme sahiptir. Literatürde AKH'nin 3B dinamik modellenmesi ve momentlerin tartışıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Biyomekanik analizlerde, çalışmanın iki boyutlu mu yoksa üç boyutlu mu olacağına analizi yapılacak olan beceri incelendikten sonra karar verilir. Cimnastikte birçok hareket karmaşık dönüşler içerdiği için bu alandaki analizlerin standardı 3B olmalıdır. Fakat aletlerin yarışma düzenindeki yerleşimi göz önüne alındığında 3B analizler için gerekli olan çok sayıda kameranın bu düzen içinde kullanımı oldukça sınırlıdır.<sup>40</sup>

## **2.6. Denge**

Temel motorik özelliklerden biri olan denge, günlük yaşamda ve tüm spor branşlarında performans ve beceri açısından önemli bir yer almaktadır. Son 25 yıllık bilimsel araştırmalar incelendiğinde, sporcu performans ve başarısı ideal bir denge becerisi ön plana çıkmaktadır. Özellikle son yıllarda fitness antrenman programcıları yaşlılarda düşme riskini asgariye düşürecek korunmaya yönelik denge programların yanısıra, dengeyi belli bir yaş sonrası bile basitçe geliştirebilecek antrenman formlarına yönelmektedirler. Denge ile ilgili kavram terminolojisi incelendiğinde de kavramların ortak noktası merak ve beklentiler çerçevesinde seyretmektedir.<sup>51</sup> Sporcuların performans ve yeteneklerinin belirlenmesinde önemli bir role sahip olan denge; Fizyolojik, biyomekaniksel ve duyuşsal faktörlerin bileşimi ile ortaya çıkmaktadır.<sup>52,53</sup>

Fiziksel aktivitelerde, sportif performanslarında ve çok zor ve karmaşık pozisyonlarda, dengenin sürdürülmesi ve postür kontrolü temel kavramdır.<sup>39</sup>

İyi bir postürü korumak ve sürdürmek için denge ve stabilin sağlam olması ayrılmaz bir faktördür. Denge kompleks bir motor yeteneği olduğu için kontrolü ve sportif performans için sürdürülebilirliği temel bir başarıdır.<sup>54,55</sup>

İyi performans sergilemek için temel faktörlerden biri dengedir. Denge, kas ve sinir sistemi içinde, geliştirilmiş bir faktördür. Sporunun iyi denge sağlama becerisi, başka hareket sistemlerinin iyileşmesinde önemli temel yetenek olarak göz önüne alınmaktadır.<sup>56</sup>

Yine destek alanı üzerinde vücudun duruşunu muhafaza etme yeteneğine denge denir.<sup>57</sup> Denge, günlük yaşam ve spor hareketler için önemli yetenektir. Sporunun denge koruma başarısı, diğer motor sistemlerinin iyileşmesinde önemli bir yetenektir.<sup>58</sup> Denge statik ve dinamik bir süreçtir.<sup>59</sup>

## **2.7. Denge Çeşitleri**

Statik ve dinamik, dengenin iki dalıdır.<sup>60</sup> Statik denge, stabil bir destek düzeyinde ve eksternal hiçbir kuvvete ihtiyaç duyulmadan genel postürün veya vücut bölümlerinin belirli pozisyonda korunması amacıyla otomatik olarak sağlanan dengedir. Dinamik denge ise; İnsan vücuduna etkisi olan dış kuvvetlerin kas ve eklem çevresi yumuşak dokular tarafından nötralize edilmesi sonucu sağlanan dengedir.<sup>51</sup>

## **2.8. Denge Şartı (Biyomekaniksel)**

İnsan vücudunun dengeyi korumayabilmesinin şartı, kuvvetlerin bileşkesinin ve torkların sıfır olmasıdır. Yukarıdaki şart, iki vektörel denklem ve altı skaler lineerle tamamlanır. Bu denklemler kullanılarak sistemin dengesi hesaplanır. Bu denklemler Şekil 2.2'de gösterilmiştir.

$$\mathbf{R} = \sum \mathbf{F} = \mathbf{0}, \quad \sum \mathbf{M} = \mathbf{0}$$

$$\sum F_x = 0, \quad \sum F_y = 0, \quad \sum F_z = 0$$

$$\sum M_x = 0, \quad \sum M_y = 0, \quad \sum M_z = 0$$

$$\sum F_x = 0, \quad \sum F_y = 0, \quad \sum M_z = 0$$

**Şekil 2.2.** Denge hesaplama denklemleri

## 2.9. Postür

Sinir-kas sistemi ile vücut üyelerinin eklem ve kaslar tarafından bir araya gelerek kontrol edilmesi vücut postürüdür.<sup>39</sup> Yine postür; vücut duruşun yerçekimine karşı koruyabilme becerisidir. Bu görev gerilme refleksi ile yapılmaktadır. İnsan vücut üyelerinin yer çekim kuvvetine bağlantılı olarak yönünü hesaplayan ve her anda üyelerin duruşunu belirleyen postür, her anda eklemler ile duruşun karmaşık bağlantısından oluşmaktadır.<sup>61</sup>

## 2.10. Cimnastik ve Postural Sahnım

Her spor branşı kendine özgü olarak belirli düzeyde denge becerisi ile ilişkilidir. Dengeyi ve vücut pozisyonunu korumak, sürdürmek çoğu hareket uygulamalarının ayrılmaz bir parçasıdır. Araştırmalarda sportif performansı etkileyebilecek birçok değişken incelenmektedir. Ancak performans artışı ile ilgili yapılan tüm araştırmalar; sporcu sağlığının korunması noktasında karar kılmaktadır.<sup>62,63</sup>

Dengeyi bozan unsurlar, cimnastik hareketlerini etkilemektedir. Kompleks hareketlerde uygun duruş kontrolü önemli bir unsurdur.<sup>64</sup> Denge koruması sporculara sporcu olmayanlara göre daha iyidir.<sup>27</sup> Uluslararası cimnastların duruş düzeltme durumlarında fonksiyonel modifikasyonlara yol açtıkları gözlemlenmiştir.<sup>64</sup>

Eller üzerinde duruş veya tek ayak üzerinde duruş postural kontrolü sağlamak için, cimnastik egzersiz ve antrenmanları ile mümkündür. Cimnastikçilerin antrenman

süresi onların iyi bir performans sergilemeleri için, hareketlerine duyarlı olmaları için ve postural kontrol sağlamaları için belirleyicidir.<sup>64</sup>

## **2.11. Antropometri**

Antropometri; Antrophos (insan) anlamında ve metran (ölçme) anlamında kelimelerinden oluşmuştur. Antropometri; İnsan vücudunun fiziksel özelliklerinin bazı ölçme cihazlar ve yöntemleri ile özelleştirilmesidir.<sup>65</sup> Genellikle insan vücudunun özelliklerinin ölçme metodları ile ölçü ve özelliklerine göre sınıflandırılmasını sağlayan tekniğe antropometrik denir.<sup>66</sup> Antropometri, insan bölüm ve bölgelerinin fiziksel orantılarını inceleyebilen en ekonomik bir yöntemdir.<sup>3</sup>

Antropometri bir teknik olarak insan vücudunun metric ve boyutsal ölçülebilir faktörlerini konu alır.<sup>67</sup> Antropometri metodu kişinin boyu, ağırlığı, alt ve üst ekstremite uzunlukları, bedensel ölçüler alınmak suretiyle sporcunun vücut bileşimi ve biyolojik değerleri hakkında analiz yapılabilecek verileri incelemektedir. Bedensel ölçüler antropometri tekniğini oluşturmaktadır. Bu nedenle insan vücudunun antropometrik ölçülerin doğru veriler içermesi için, ölçülerin alınacağı noktaların yerlerinin tam olarak belirlenmesi gerekmektedir.<sup>65</sup>

Spor antropometrisi; sporcuların üst düzey performansını belirleyecek ideal vücut ölçü ve kriterlerinin tespit ve teşhisine yönelik nesnel ölçülerle sınıflandırmadır. Spor literatürünün geneline bakıldığında elit sporcuların uğraştıkları spor branşına bağlı olarak en uygun antropometrik özellikleri sergilemeleri beklenmektedir. Uygun fiziksel yapının dışında kalan sporcular istatistikî anlamda uç noktayı, sosyo-psikolojik anlamda ise üstün beceri ve yeteneği ifade etmektedir. Spor branşlarının çeşitliliği, özellikle küçük yaşlardan itibaren o branşa yönelik ilgi gösteren bireylerin büyüme örüntüsünde de değişikliğe neden olmaktadır.<sup>51</sup>

İnsan vücut üyelerinin ve beden bölgelerinin ağırlık, genişlik, uzunluk ve çevre olarak birbirlerine orantıları, günlük yaşam ve spor aktivitelerinde, hangi kişinin avantajlı olduğu hakkında mekanik yönden bilgi vermektedir. Bu nedenle her spor dalı ile ilgili olarak belli oranları bilmek bir gerekliliktir.<sup>55</sup>

İnsan vücut kompozisyonunun optimal uygunluğunun anlaşılması antropometrik vücut bilşen ve orantılarının belirlenebilmesi ile mümkündür. Yakın zamanlarda vücut kompozisyonuna bağlı kavramsal ölçüm yöntem ve modellerde ilerlemeler sağlanmıştır.<sup>65</sup>

## **2.12. Biyomekanik**

**Mekanik:** Sistemlere etkisi olan kuvvetlerin tahlili.

**Biyo:** Canlı, yaşam, yaşayan organizma anlamını ifade etmektedir.

Canlılarda, Newton kanunlarının uygulanmasına biyomekanik denir. Biyomekanik, iç ve dış kuvvetlerin insan vücuduna etkisi olan,kuvvetlerin etkisini inceleyen,insan vücudu hareket sistemine mekanik kural ve yöntemlerin uygulamasını inceleyen bir bilim dalıdır.<sup>68</sup>

Son yıllarda biyomekaniğe ilgi giderek artmıştır. Doğa bilimlerin bir disiplini olan biyomekanik, ölçülebilen deneylere dayanır. Biyomekaniğin metodolojisi de, hem ölçme yöntemlerini, hemde ölçme sonuçlarının, teorik ve mekanik analizi kapsamında yer alır. Kuşkusuz bu ölçümlerin, hareketin yapılışı sırasında yapılması gerekir ve antrenman yada müsabaka özel şartları içerisinde gerçekleştirilmesine dikkat edilmelidir.<sup>69,70</sup>

Biyomekanik araştırmaları üç kısma ayrılır;

1. Deneysel araştırmalar: İnsan vücudunun biyolojik unsurlarının mekaniğinin araştırılmasıdır.

2. Modelleme araştırmalar: İnsan hareketini, sportif performans ve aktiviteler sırasında analizinin tanımlanabilmesinin araştırılmasıdır.

3. Uygulamalı alışmalar: Kişi fonksiyonelliğini incelemektedir.

Biyomekanik araştırma matematik, fizik, mekanik, biyoloji, tıp, nörofizik ve hareket bilimi gibi bilgilere (disiplinlere) ihtiyaç duyar.

Spor biyomekanikileri, sportif performansın gelişimi için hareket analiziyle ilgili egzersiz ve antrenman zamanlı çalışmalar yapar.

### **2.13. Hareketin Kinetik ve Kinematik Analizi**

Kinetik ve kinematik analizler biyomekanik alanda, hareketin kinetik ve kinematiği olmak üzere alt dallara ayrılmaktadır.

Kinematik, insan hareketine etkisi olan kuvvetler ile ilgilenmez, söz konusu bu kuvvetler dış ve i kuvvetlere ayrılır. Yani kinematik dal: performansın kendi ile ilgilenmekte olup, kinematik hareketin kalitesi ve miktarını inceler. Harekete bağlı olan vücut uzuvlarının hızını, ivmesini ve uzayda konumunu inceler. Kinematik, linear ve eğrisel kinematik olmak üzere iki yere ayrılır.<sup>71</sup>

Kinetik ise; hareketi meydana getiren nedenleri incelemektedir. Yani bir sebep ve sonuç ilişkisidir. Hareketin sonuçları belli başlı bazı sebepleri üzerinde meydana gelmektedir. Bu sebepleri inceleyen kinetik static ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır.<sup>71</sup>

### **2.14. Hareket Kanunları**

Newtonun hareket kanunları kuvvetin harekete etkisini anlatan matematik bağtıdır. Newton kanunları üç temel yasaya ayrılır.

#### **1. Yasa: Eylemsizlik Yasası**

Newtonun birinci kanununu açıklamadan önce eylemsizliğin anlamına hakim olmak gereklidir.



Eylemsizlik; Bir sistemin pozisyonunu koruma ve belli bir süre devam ettirebilmesine denir.

Newton eylemsizlik yasası;

Her cisim kendi durumunu şayet dışardan bir etkiye ve kuvvete maruz kalmıyor ise her zaman muhafaza eder yani korur. Cisme etki eden toplam kuvvet 0 ise, sabit bir referans noktasına göre yine pozisyonunu korur. Şayet cisim sabit hızla hareket ediyor ise yine aynı ivme ile sabit hızla hareketine devam eder yada duruyorsa durmasına devam eder.

- Cismin üzerine etki eden kuvvetlerin bileşkesinin sıfır olması zorunludur. Yani; toplam kuvvetler=0
- Cismin durumu önceden durma olursa, durmaya devam eder.
- Cismin durumu önceden hareketli olursa, hızı sabit olarak hareketine devam eder.
- Cismin ivmesi 0'dır çünkü cismin hızında herhangi bir değişim yoktur.<sup>71</sup>

## **2. Yasa: Dinamiğin Temel Prensibi**

Bir cismin ivme kazanma şartı; cismin üzerine etki eden bileşke kuvvetlerin sıfır olmamasıdır, cisme dinamizim kazandıracak kuvvet yönünde bir ivme olmalıdır. Kuvvetin, cisme kazandırdığı ivmeye oranı sabit olup, bu sabit değer cismin kütlesine eşittir ve aşağıdaki formülle ifade edilir.

$$F= m.a$$

Dinamiğin temel prensibi ile ilgili özellikler:

1. Meydana gelen ivme, net kuvvet kendi yönündedir. (ivme ile kuvvet aynı yöndedir)
2. Cismin hızı ve cisme etki eden net kuvvet aynı yönde ise cisim düzgün hızlanır.

3. Cismin hızı ve cisme etki eden net kuvvet ters yönde ise cisim düzgün yavaşlar.
4. Cisme birden fazla kuvvet etki ediyorsa kuvvetlerin bileşkesi alınır. ( $F_2 > F_1$  olsun)
5. Cismin toplam kütlesi hesaplanır.<sup>71</sup>

### 3. Yasa: Etki Tepki Prensibi

Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim de kuvvet kaynağına aynı büyüklükte ve zıt yönde kuvvet uygular. Bunlardan birincisine etki, ikincisine tepki denir. Örnek verecek olursak; Elimizi masaya vurunca elimizin ağrması, kaza yapan araçta hasar oluşması gibi örnekler verilebilir.

Etki tepki kuvvetleri bir birine eşittir, fakat cisimler farklı olduğu için birbirlerini dengeleyemez. Dengelediğini düşünelim, bir futbol topuna vurduğumuz zaman hareket etmezdi.<sup>71</sup>

### 2.15. Euler Denklemleri

Biyomekanik 3B analizde, kuvvet ve momentler analizi yapabilmek için insan üyelerinin açısal hareketleri değerlendirilmektedir. Sistem herhangi pozisyonundan başka pozisyona herhangi bir şekilde olabilir. Dolayısıyla, analizlerde “Euler” denklemler kullanılmaktadır.<sup>72</sup> Euler denklemler Şekil 2.3’de gösterilmiştir.

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

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

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

**Şekil 2.3.** Euler denklemleri

Euler’in hareket denklemleri yukarıda verilmiştir. Bu denklemler katı cisim rotasyonel hareketlerinin çözümünde kullanılır.<sup>73</sup>

## 2.16. Kuvvet Kavramı

Bir cismin hızındaki değişim ancak o cisme bir kuvvet uygulanması ile mümkündür. Sistemler arasındaki kuvvetleri etkileşim şekline göre ikiye ayırabiliriz. Bu kuvvetler, temas ve alan kuvvetleri'dir. Temas kuvvetleri, iki cisim arasındaki fiziksel temas (değme) sonucu ortaya çıkan kuvvetlerdir. Örneğin yay kuvveti, sürtünme kuvveti, bir topu hareket ettirmek için topa uygulanan itme kuvveti gibi. Alan kuvvetleri, cisimler arasında temas olmadan etkisini gösteren kuvvetlerdir. Örneğin yerçekimi kuvveti, elektrik ve manyetik kuvvet gibi.<sup>3</sup>

## 2.17. Kütle

Kütle cismin özelliklerinden biri olup, cismin eylemsizlik halidir. Kütle ne kadar küçük olursa uygulanan kuvvetlerin etkisinde o kadar çok ivme kazandıracak. Cismin değişmez bir özelliği kütle ve çevreye bağımsızdır.

Bir cismin ağırlık ve kütlesi aynı şeyler değildir. Kütlesi  $m$  olan bir cisme dünyanın uyguladığı kütleçekim kuvveti, cismin ağırlığı olarak adlandırılır ve  $FG$  ile gösterilir. Bu kuvvet, dünyanın merkezine doğru yönelmiştir ve kuvvetin büyüklüğü cismin ağırlığı olarak bilinir.<sup>71</sup>

Kütle Merkezi, cismin tüm kütlelerinin tek bir noktasında toplandığı varsayılan noktadır. İnsan vücudu homojen değil ama eğer homojen kabul edilir ise, o zaman geometrik merkezi ve kütle merkezi aynı noktadadırlar.

## 2.18. Serbest Cisim Diyagramı (SCD)

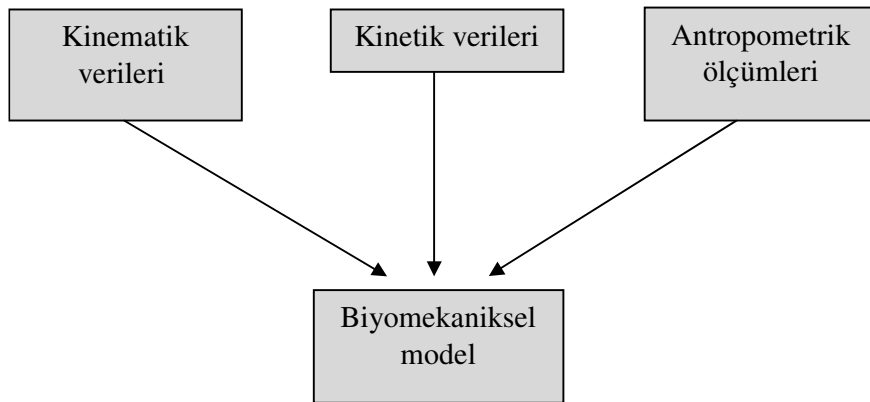
SCD sistemin dengesini incelemeye önce çizilir. SCD cismin üzerine etki eden dış kuvvetlerin çizilmesidir. SCD cisim bağlantı noktalarından ayrılarak uzayda boşlukta asılı vaziyette çizilmekte olup bağlantılardan gelen kuvvetler de bu cisim için dış kuvvetlerdir. Analiz hareketinde önemli bir aşama SCD problemin çözümüdür. Hatalı sonuçlar, yanlış çizildiği takdirde elde edilebilir. Denklemler statik denge için

çözülür ve belli olmayan kuvvetler bu denklemlerden bulunur. Ancak 3B konularda vektörel, 2B konularda skaler denklem yapılmaktadır.

## 2.19. Performans Analizi

Spor biyomekanikçilerinin, hareket ve spor performansı analiz çalışmalarında kamera tabanlı teknolojileri önemli yer almaktadır. Hareket analizinde, harekete etkisi olan faktörlerin hiyerarşik teknik modellerden türetilmiştir. Bir hareket aktivitesi, performansın tüm yönlerini incelemeyi amaçlayan hareket değişkenlerinin bir seçimidir. Ancak bir performansın sonucunun iyi olması için, hareket parametrelerinin iyi performanslar veya sonuca aklakalı bir irtibat kurması zorunludur. Biyomekaniksel hareket parametrelerinin analizleri modellenme sayesinde bulgularla bir şekilde bağlantılıdır.<sup>74</sup>

Biyomekanikçiler performans parametrelerini bir sporcunun teknik hareketinde incelemektedirler. Hareket etkisi olan faktörler başka deneklerle karşılaştırılırsa, bilgi olarak yalnız deneğin hareket analizini amaçlar. Genel olarak literatüre göre biyomekanik araştırmalar hareket ve performans analizinin değerli olduğu egzersizlerde yoğunlaşırlar. Bu sporlarda iyi beceri zorunlu olduğu için ve akrobatik (Cimnastik, trampolin), atletik (atlamalar ve atmalar) ve devirli (koşma, yüzme) gibi spor dalları için değerlendirilir.<sup>7</sup> Biyomekaniksel model tasarımı Şekil 2.4'de verilmiştir.



## Şekil 2.4. Biyomekaniksel model tasarımı

### 2.20. Biyomekanik Analizi

Sporda biyomekanik analizi, sportif performans ve günlük yaşamdaki aktivitelerin değerlendirilmesidir. Biyomekanikte canlı hareketinin mekanik prensiplerini incelemek için kullanılan metotlar çok pahalı, çeşitli ve gelişmiş teçhizat içermesi bir gerçektir.<sup>75</sup>

Öznel, gerçek ve tahmini teknikler biyomekanikte analiz metotları olarak tanımlanır. Antrenör veya klinisyenlerin çoğu sporcuları veya hastalarıyla kendi normal etkileşimleri sırasında öznel değerlendirme tekniklerini kullanırlar. Örneğin, yürüme esnasında bir eklem hareket alanında büyük anormallik gösterip göstermediğine karar vermek için hastaları izlerler. Biyomekanikte gerçek teknikler, verilerin toplanması, ölçülmesi ve değerlendirilmesine ilişkindir. Tahmini teknikler ise “... ya ... ise ...?” türünde soruları cevaplamayı amaçlar.<sup>75</sup>

Sportif performansların anlaşılmasını incelemek için kinetik ve kinematik, biyomekanik analizler spor biyomekaniğinde devamlı kullanılmıştır.<sup>7</sup>

### 2.21. Hareket Analizi

Kinematik analizde uygun görüntünün bilgisayar sisteminde kaydedilmesi için kullanılan protokol ve cihazlarında içeren bazı faktörler ve unsurların dikkate alınması gerekir;

- ✓ Hangi hareketin üzerine analiz yapılmasının belirlenmesi
- ✓ Hareketi başka hareketlerden ayıran özellik
- ✓ Görüntünün sayı ve hızının belirlenmesi
- ✓ Kameraların pozlama hızının belirlenmesi
- ✓ Görüntünün açılarının ayarlanması
- ✓ Kamera eşzamanlı olarak bilgisayarın ayarlanması<sup>76,77</sup>

## 2.22. Dinamik Yöntemler

Kinematik ve kinetik analizler, hareketi incelemek amacıyla spor biyomekaniğinde sıkça kullanılan yaklaşımlardır. Kinematik analiz hareketi tarif ederken kinetik analiz hareketinin nedenlerini inceler.<sup>78</sup> Genel hareket denklemleri, ortaya çıkan hareket ve bu harekete neden olan kuvvetler arasındaki ilişkiyi ortaya koydukları için iki yönde kullanılabilirler: Kuvvet verisinden hareketin çözümlenmesi (ileri dinamik yöntem) veya hareketten kuvvet verisinin çözümlenmesi (ters dinamik yöntem).<sup>79</sup>

## 2.23. Ters Dinamik Analiz Yöntemi

Kas ve eklem kuvvetlerini tahmin eden bir teknik, ters dinamik analizidir. Kas ve eklem kuvvetleri ve momentlerinin belirlenmesinde iki önemli aşama vardır. Birincisi; kuvvetler ve momentlerin belirlenmesi için üyelerin kinematik ve kinetik verilerini ölçmek, bu yöntemin ismi ters dinamiktir. İkincisi; uygulanan kuvvet ve momentlerin kas, eklem ve üyeler arası paylaşılması (force distribution problem).<sup>71</sup>

Mekanik bir dalı olan dinamik, kinematik ve kinetik analizler içerir. Ters dinamik hesaplamalar ise, ortaya çıkan bir harekette etkili olan kuvvetlerin belirlenmesidir. Bunun için gerekli olan bilgi, hareketi tanımlayan değişkenlerin belirli bir zaman aralığındaki değişimleridir.<sup>80</sup> İncelenen harekette vücut üyelerinin ve eklemlerin kinetik özelliklerinin hesaplanması hareket tekniğinin altında yatan nedenlere bir açıklama getirdiği için spor biyomekaniğinde önemli bir yere sahiptir.<sup>66</sup>

Ters dinamik yöntemde kinematik veri ve hareketli üyelerin eylemsizlik özelliği kullanılarak belirli bir hareketi meydana getiren kuvvetler ve momentler hesaplanır. Genellikle mekanik bir sistem birkaç parçaya ayrılarak bu parçalar arasındaki etkileşim incelenir. Örneğin alt ekstremite; üst bacak, alt bacak ve ayak olmak üzere üç parçaya ayrılır. Ardından her bir üyenin ivmesi ve kütlesi kullanılarak, üyeleri birbirine

bağlayan eklemler üzerine etki eden kuvvetler, açısal ivme ve eylemsizlik değerleri kullanılarak da momentler belirlenir. Bir eklemİ etkileyen net kuvvetler ve momentler deneysel olarak ölçülemeyeceğinden, kinematik veriye bağlı olarak üyeler arası kuvvetlerin ve momentlerin belirlenmesi ters dinamik yöntem kullanılarak belirlenir. Ters dinamik yöntemle hesaplanan kuvvetler ve momentler yalnızca matematiksel kavramlar olsa da bu değerler eklem boyunca kuvvet uygulayan tüm yapıların sistemdeki etkisini temsil etmektedir.<sup>78</sup>

Özet olarak, insan modellenmesinde katı cisimlerden oluşan birbirine bağlı üyelerin eklemle birbirine bağlandığı proksimal uçlarında oluşan ve distal kuvvet ve momentler ters dinamik analiziyle değerlendirmektedir. Sportif performanslar esnasında kuvveti oluşturan içsel mekanizmalar kaslardır. Kaslardan tendonlara etkisi olan kuvveti doğrudan metodla değerlendirme imkânı olmadığı için, dolaylı metodla kuvvet değeri, kinematik ve antropometrik değerlerini kullanarak hesaplanmaktadır.<sup>37</sup> Bağlantılı üye modeli, eklemlere uygulanan kuvvetler ve kas momentlerinin hesaplandığı modele denir. Eklem kuvvetleri ve kas momentlerinin hesaplanabilmesi için, kinematik, antropometrik ve kinetik verilerin bilinmesi zorunludur. Ters dinamik yöntem bu türlü hesaplamalara denir. Bu analiz, her eklemdaki aktivitesinin net kuvvet ve momentlerini belirlemek için oldukça iyi, sağlam ve güçlü bir yöntemdir.

#### **2.24. İnsan Vücudunun Eylemsizlik Özellikleri**

Açısal hareketlerde katı cismin kütesinin gösterdiği dirence dönmeye karşı eylemsizlik momenti denir.<sup>73</sup> Katı cismin bu özelliği yani eylemsizlik momenti, ilişkileri; üyenin kütle miktarı ve dönme eksenine göre kütleinin dağılımı.<sup>81</sup>

Katı bir cismin, açısal harekete gösterdiği dirence dönmeye karşı eylemsizlik momenti denir. Eylemsizlik momenti cismin kütesine, şekline ve dönme eksenine bağlı olarak değişmektedir.<sup>78</sup> Biyomekaniksel analizde insan vücudunun eylemsizlik

parametrelerinin bilinmesi gerekmektedir. Özellikle Cimnastik, trambolin, kule atlama ve buz pateni gibi akrobatik hareketler içeren sporlarda vücudun eylemsizlik özelliklerinin önemi büyüktür.<sup>78</sup> Bu eylemsizlik özellikleri üyenin kütlesi, eylemsizlik momenti ve kütle merkezinin üye üzerindeki konumudur. Fakat insan vücudunun eylemsizlik özellikleri üyeler ve bireyler arasında değişiklik göstermektedir. Bu nedenle farklı teknikler kullanılarak vücut üyelerinin eylemsizlik momentleri hesaplanmaktadır.<sup>82</sup>

### **2.25. Katı Cisim Mekanığı**

Katı cisim bu özelliklere sahiptir; 1) katı cisim üzerinde her iki nokta arasındaki mesafe sabittir. 2) Bütün cismin özelliğini almak için cismin en küçük parçası kullanılabilir. 3) Dış kuvvetlerin cisim üzerine bozulma etkisi yoktur. Katı cisim maddesel düşünebiliriz çünkü yukarıdaki özelliklere sahiptir. Katı cismin üzerinde bir noktanın konumunu belirlemek için üç noktanın konumunu bilmek gerektir. Cismin diğer herhangi bir noktasının bu üç noktaya göre konumu değişmediğinden cismin bütününün konumu belirlenmiş olur.<sup>83</sup>

Katı cismin hareket analizinde, bir noktanın doğrusal ve açısal hız ve ivmesinin belirlenmesi zorunludur. Bir katı cismin üzerinde noktanın hızı ve ivmesinin hesaplanması yeterlidir. Katı cisim KM'nin konumu ve ona bağlı bir eksen sistemine göre eylemsizlik momentleri yardımıyla KM ile ilgili bazı özellikleri belirtilebilir. Eksenlere göre eylemsizlik momentlerinin sabit kalması, eksen sistemlerinin kullanılmasına ilk sebeptir.<sup>83</sup>

### **2.26. Vücudun Modellenmesi**

Katı cismin hareket analiz verilerinde; aktivitelerde eklem ve kaslara uygulanan kuvvet ve momentlerin (kinetik veri) incelenmesinde, üyelerin kütlesi, üyelerin kütle merkezleri, üyelerin eylemsizlik momentleri kullanılmıştır.<sup>21,67</sup> İnsan vücudunun



üyelerinin eylemsizlik momentlerinin hesaplamasında pendulum tekniği, matematik modelleme ve gamma kütle tarama yöntemleri kullanılmaktadır.<sup>3</sup>

İnsan vücudunun modellenmesinde ters dinamik yöntemi kullanarak insan aktivitelerinin kuvvet ve moment değerlerinin hesaplanması, üyelerinin eylemsizlik değerlerinin iyi şekilde hesaplanması önemli bir konudur.<sup>84</sup> Doğrudan ölçümler, regresyon denklemler, deneysel yöntemler ve matematik modeller, vücut üyelerinin eylemsizlik özelliklerini tahmin eden araştırmalardır.<sup>7</sup>

### **2.27. Hareketlerinin Modellenmesi**

Hareketi veya performansı incelemek ve benzeştirmek için önemli bir yöntem modeldir. İnsan hareketlerinin modellenmesi, hareketin temel kavramlarının anlaşılır bir hale getirmesine neden olur. İnsan hareketlerinin modellenmesinde üç türlü modelleme yani fiziksel, yapısal ve matematiksel modeller yer almaktadır.<sup>7</sup>

### **2.28. Matematiksel Model**

Matematiksel modeller bir sistemin davranışını matematik dili ile açıklayan kuramsal modellerdir. Bu modeller sportif hareketlerin temsil edildiği basit modeller olabileceği gibi karmaşık hareketlerin açıklandığı modeller de olabilir.<sup>85</sup> Bu tip modellerin avantajı tek bir değişken üzerinde değişiklik yaparak ideal deneylerin yapılabilmesi, benzeşim modellerinin oluşturulabilmesidir.<sup>80</sup>

İnsan hareketlerinin üç boyutlu analizlerine ihtiyaç duyulmaya başlandığında insan vücudunun eylemsizlik momentleri, üye kütleleri ve kütle merkezleri gibi değişkenlerin matematiksel ifadelerine gereksinim duyulmuştur.<sup>40</sup>

İnsan vücudu 208 kemik ve 640 kastan oluşan oldukça karmaşık bir yapıdadır. Bu sebeple insan vücudunun matematiksel modelleri gerçeğin basitleştirilmiş halleridir. Bu modellerin yapısı amaca ve incelenen harekete göre değişeceği gibi tek bir model, insan hareketlerinin tamamını temsil etmek için kullanılamaz. Tek üyeli bir model, düz

vücut dalış hareketinin havadaki evresini temsil edebilirken, bükük salto hareketini temsil etmek için iki veya üç üyeli modellere ihtiyaç vardır. Spor tekniklerinin mekanik yapısını anlamak için benzeşim modellerini kullanmak mümkündür.<sup>80</sup>

### **2.28.1. Hanavan Modeli**

Bu modeli oluşturmak için, vücudu 15 basit geometrik katı cisime ayırtmak lazımdır. Hanavan modelinde, 25 antropometrik ölçüm üyelerden alınmıştır.<sup>7</sup>

Üyelerin ağırlık merkezleri, kütleleri, eylemsizlik momentleri hesaplanmıştır. Matematik modelde eylemsizlik momentleri % 10 ve vücut ağırlık merkezi 0.018 m farkla elde edilmiştir.<sup>7</sup>

### **2.28.2. Hatze Modeli**

Hatze'nin modelinde insan vücudunun temsil edilebilmesi için 242 antropometrik ölçüme ihtiyaç duyulur. Bu modelde üyeler katı cisim olarak kabul edilmiştir. Üyeler hatze modelinde; abdomino-thoracic, baş-boyun, omuzlar, üst kollar, ön kollar, eller, abdomino-pelvic, üst bacaklar, alt bacaklar ve ayaklardır.<sup>45</sup>

Hatze'nin modelini test etmek için dört denek kullanılmıştır. Modelde, toplam vücut kütle ortalama % 0.26 ile %0.52 hata payı ile sonuçlanmıştır. Bu modelde, vücut kütlesi yüksek tahmin edilmiştir.<sup>7</sup>

### **2.28.3. Yeadon Modeli**

Yeadon, 11 üyeli ve 40 parçalı bir model oluşturmuştur.<sup>49</sup> Bu modelde katı cisimler kullanılmıştır.<sup>86</sup> 95 antropometrik ölçüm deneğin üzerinde belirlenmiş ve onların değerleri alınmıştır.<sup>7</sup>

Bu modelde, üyelerin kütleleri, üyelerin kütle merkez konumları ve üyelerin eylemsizlik momentleri değerlendirilmektedir. Veri sonuçlarına göre, hata oranı bu modelde üç kişinin vücut kütlelerinin elde edilmesinde % 2.3 oranında tahmin edilmiştir. Vücutta olan hava kapasitesi için bir düzeltme (göğüs içi yoğunluğun aynı

olduğunun kabul edilmesi yerine) yapılmış ve toplam vücut kütleindeki hata yaklaşık %1 azaltılır.<sup>7</sup>

## **2.29. Dinamik Modelleme**

Hareketlerin bilgisayar benzeşimleri ve modelleme teknikleri aracılığıyla incelenmesi, var olan performansların ve hareket tekniklerinin altında yatan mekanizmaların anlaşılmasında önemlidir.<sup>80,87</sup> Modeller dinamik problemlerin çözümünde kullanılabilirler. İleri dinamik problemde kuvvet verisi girdi, meydana gelen hareket ise modelin çıktısıdır. Ters dinamik problemde ise modelin işletilmesiyle hareketi meydana getiren kuvvetler elde edilir.<sup>88</sup> Her iki tip problemin çözümünde çeşitli modelleme yaklaşımları kullanılmaktadır.<sup>40</sup>

Dinamik pozisyonlarda sistemin fazla katı cisim eklemleri birbirine bağlanabilir. Var olan benzeşim modellerinin tamamına yakını birden fazla katı cismin eklemler vasıtasıyla birbirine bağlanmasıyla oluşturulmuştur. Modellerde yer alan katı cisimler, insan vücudunun yapısını ve eylemsizlik özelliğini temsil etmektedir. Genellikle sürtünmesi ihmal edilmiş, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini temsil edebilmesi için uygun serbestlik derecesine sahip eklemler bu katı cisimleri birbirine bağlamakta kullanılır.<sup>40</sup>

Dinamik hareketlerin ters dinamik yöntemle analizi için oluşturulan çok üyeli katı cisim modelleri insan vücudunun ve hareketinin bir benzeşimidir.<sup>40</sup> Bir benzeşim modeli ile harekete dair birçok tekniğin yapısı değerlendirilebilir. Yeadon, trampolinde çeşitli basış ve burgu tekniklerini incelemek için bir benzeşim modeli kullanmıştır. Bunun yanı sıra benzeşim modelleri Yeadon tarafından trampolen atlama, barfikste devir hareketi ve yüksek atlama gibi çeşitli hareketlerin teknik yapılarını incelemek için de kullanılmıştır.<sup>49</sup>

Mekanik sistemlerin dinamik çözümünde Newton'un ikinci yasası kullanılarak her bir üyenin hareket denklemleri elde edilebilir. Karmaşık yapıdaki modellerde hareket denklemlerinin üretilmesi ve çözülmesi uzun zaman alacağı için bu modellerin dinamik çözümünde DADS, ADAMS, AUTOLEV, MATLAB gibi farklı bilgisayar yazılımları kullanılmaktadır.<sup>80</sup> MATLAB yazılım ortamında, simulink (blok diyagram) dinamik sistemlerin analizinde, modellenmesinde ve benzeşiminde kullanılan ortamdır.



### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Denek

Cimnastik erkek milli takımında yer alan sporcuların AKH'nin 3B biyomekanik analizi ve modellenmesi amacıyla yapılan bu araştırmaya bir denek erkek milli cimnastikçi gönüllü olarak katılmıştır.

Deneğin fiziksel özellikleri (yaş, spor yaşı, vücut ağırlığı (VA) ve boy uzunluğu)

Tablo 3.1'de verilmiştir.

**Tablo 3.1.** Deneğin fiziksel özellikleri

Yaş (yıl)	Spor yaşı (yıl)	Boy uzunluğu (cm)	VA (kg)
19	8	172.5	63.6

#### 3.2. Veri Toplama Araçları

Vücut uzuvlarının 3B geometrisini oluşturabilmek için deneğin uzuv uzunlukları, uzuv çevreleri, boy uzunluğu ve VA ölçülerek kaydedildi.<sup>40</sup> Deneğin boyu hassaslık derecesi 0.01 m olan stadiometre (SİBER, İngiltere) ve VA ayakkabısız ve ince kıyafetli ile hassaslık derecesi 0.1 kg olan dijital baskülle (SİBER, İngiltere) ölçüldü. Deneğin uzunluk ve genişlik ölçümleri, antropometrik set ile yapıldı.

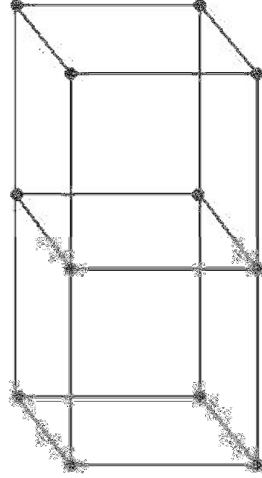
Aşağıdaki araç ve cihazlar hareket analiz sistemini oluşturmaktadır:

1. Yüksek hızlı kamera dört adet (Vicon, Bonita B10 model, lens seçenekleri 4-12 mm, kare hızı 240 Hz, çözünürlük 640×480, boyutlar 122 mm derinlik × 80 mm yükseklik × 79 mm genişlik) AKH'nin görüntü kaydı için (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1.** Araştırmada kullanılan yüksek hızlı kamera

2. Senkronize kutusu (kameraların eşzamanlılıklarını yakalamak için).
3. Kalibrasyon düzeneği (boyut: 2.5 m yükseklik  $\times$  1 m genişlik  $\times$  1 m derinlik) (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2.** Kalibrasyon düzeneği

4. Eklemlere ve Bara yerleştirilen yansıtıcı işaretler (İlgilenilen anatomik noktaları ve barı belirginleştirmek için, vicon mark, reflective marker, size: 19 mm) (Şekil 3.3).



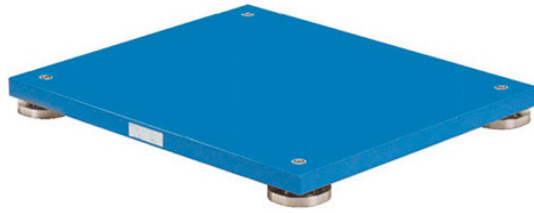
**Şekil 3.3.** Yansıtıcı işareti

5. Bilgisayar ünitesi (Dell laptop, Inspiron N7520 model).

Hareket sırasında kişinin yere güç aktarmasına karşı oluşan tepkiye; (yer reaksiyon kuvvveti) adı verilir. Bir biyomekanik laboratuvarın temel elemanlarından biri, kuvvet platformudur.<sup>108</sup> Yer tepki kuvveti (YTK) ve oluşan momentler direk olarak kuvvet platformu kullanılarak ölçülür.<sup>37</sup> Kuvvet platformları hareket yoluna yerleştirilmiş basınç sensörleri sayesinde üye basıncını algılayarak bilgisayar ortamına

aktarırlar. Kuvvet platformu, insan vücudunun ve çevrenin arasındaki kuvveti ölçmek için kullanılır. Bu çalışmada, YTK'nin ölçümü için kullandığımız kuvvet platformunun özellikleri:

1. Kistler marka
2. 9260AA6 models
3. Ebatlar: 600 mm × 500 mm × 50 mm
4. Dört köşesinde dört adet yük ölçer



**Şekil 3.4.** Kuvvet platformu

### **3.3. Verilerin Toplanması**

Çalışmada dinamik model üç aşamada gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamada, deneğin antropometrik ölçümleri alınmıştır. İkinci aşamada, deneğin AKH görüntüsü kaydedilmiştir. Son aşamada ise kuvvet ve momentler hesaplanmıştır.<sup>7</sup>

İyi bir biyomekanik analiz yapmak için, uzuvların antropometrik ölçümlerinin belirlenmesi gerekmektedir. Vücut uzuvlarının 3B geometrisini oluşturabilmek için katılımcıların uzuv uzunlukları, uzuv çevreleri, boy uzunlukları ve VA ölçülerek kaydedilmiştir. Deneğin VA ve boy uzunluğu ölçümleri alınırken ince kıyafetli ve ayakkabısız olmalarına dikkat edilmiştir. VA dijital baskül ile, boy uzunluğu ise ayaklar bitişik, baş franfort düzlemde iken bir stadiometre ile ölçülmüştür. Deneğin baş, gövde, üst kol, ön kol, el, üst bacak ve alt bacak uzuvlarının antropometrik ölçümleri alınmıştır. Bu ölçümlerin tanımları Tablo 3.2'de verilmiştir.

**Tablo 3.2.** Antropometrik vücut çevre ve uzunluk ölçümleri<sup>70</sup>

Uzuv	Ölçüm	Tanımlama
El	Uzunluk	Stylian ve acromelion arası
	Çevre	El kemerinden
Ön kol	Uzunluk	Humerusun lateral çıkıntısı ile radiusun stiloid çıkıntısı arasındaki mesafe
	Çevre	Dirsek ekstansiyonda iken ön kolun ortasından
Üst kol	Uzunluk	Akromion çıkıntı ile humerusun lateral epikondili arasındaki mesafe
	Çevre	Dirsek ekstansiyonda iken üst kolun ortasından
Baş	Uzunluk	Mandibula ve verteks arasındaki mesafe
	Çevre	Kulakların üzerinden, oksipital çıkıntıdan ve kaşların üzerinden
Gövde	Uzunluk	Femurun büyük trokanteri ve akromion arasındaki mesafe
	Çevre	Meme başının tam altından
Üst bacak	Uzunluk	Lateral femoral epikondiliyle femurun büyük trokanter arasındaki mesafe
	Çevre	Üst bacağın ortasından
Alt bacak	Uzunluk	Lateral malleol ile fibula başı arasındaki mesafe
	Çevre	Alt bacağın ortasından

Bu çalışmada, AKH'ni modellemek için sporcunun beş bağlantılı uzuv ile dört eklemin, 3B mekanik modellemesi gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla, görüntü alınmadan önce, denek sporcunun üzerinde belirlenen anatomik noktaların (15 tane yansıtıcı işaret) ve kalibrasyon kafesin (12 tane yansıtıcı işaret) noktalarına, görüntü üzerinden kolaylıkla belirlenebilmesi için yansıtıcı işaretler yerleştirildi. Denek üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri: sol-sağ parmakucu, sol-sağ el bileği eklemleri, sol-sağ dirsek eklemleri, sol-sağ omuz eklemleri, baş, sol-sağ kalça eklemleri, sol-sağ diz eklemleri ve sol-sağ ayak bileği.



Denek AKH'ni yapmadan önce, kendi yöntemiyle ısınma hareketleri yaptı ve kendini hazır hissettiğinde görüntü kaydedilmeye başlanarak, AKH'ni yapmadan önce, kalibrasyon düzeneğinin görüntüsü alınmıştır.

Çalışmada AKH analizi için (kinematik veriler) hareket analizi sistemi kullanılmıştır. AKH'nin 3B gözlemlenmesi sırasında çekilen görüntüler uygun olarak 120 Hz dört adet yüksek hızlı kamera ile senkronize bir şekilde bilgisayar ortamında anlık olarak görüntülendi ve kaydedildi.. Kameraların iki tanesi AKH'nin ekseninin sağ tarafına, iki tanesi sol tarafına konumlandırıldı. Sağdaki kameralar birbirlerine 45°'lik ve soldaki kameralarda birbirlerine 45°'lik açı oluşturacak şekilde yerleştirildi. Dört adet senkronize video kameradan alınan görüntüler, AKH'nin başlangıç anından (deneğin el dengesini) sağlama süresi beş saniye olarak belirlendi.

Kuvvet platformu üzerinde denek AKH'ni yapmış ve YTK alınmıştır. Kuvvet platformu ve hareket analiz sisteminin eş zamanlı olması için flaş kullanılmıştır. Kuvvet platformunun veri toplama frekansı 120 Hz olarak ayarlanmıştır.

### **3.4. Verilerin Analizi**

Ters dinamik yöntemi, SimMechanics yazılımında kullanarak, eklemlere ait hareketlerin tam olarak bilinmesi gerekmektedir.<sup>23</sup> MATLAB yazılımında hazırlanan kodlar, hareket analizinde yansıtıcı işaretlerin konumunu tespit için kullanılmıştır. Deneğin AKH'i dört adet kamera ile izlenmiş ve MATLAB yazılımı ortamında işaretleyicilere ait konum verileri elde edilmiştir.

Kinematik verilerin en iyi gösterdiği açığı yakalama amacıyla dört hız kesme sıklığında alçak geçirgen sayısal filtre kullanılarak filtreden geçirilmiştir.

Vücut uzuvları, uzuv ve eklemlerin açısal değişimleri, filtrelenmiş konum verileri kullanılarak, hesaplanmıştır. Gürültüyü meydana getiren unsurların gerçek

veriden ayrılması için kaydedilen sinyallerin zaman türevlerinin tahmini için gereklidir.<sup>50</sup>

Sayısallaştırmadan kaynaklı gürültünün, elde edilen konum verilerinden uzaklaştırılması için tüm konum verilerine 2. dereceden 8 Hz sıfır faz alacak geçirgen Butterworth sayısal filtre uygulanmıştır.<sup>94</sup>

Hareket sırasında sporcunun yere uyguladığı ve kuvvet platformu ile ölçülen 3B YTK; 2.dereceden 10 Hz alacak gecirgen sıfır faz Butterworth sayısal filtre ile filtrelenmiştir.<sup>94</sup> Eşleştirme, YTK ve hareket analizi arasında yapılmıştır.

MATLAB ortamında, SimMechanics modelindeki eklemleri harekete geçirmek için gerekli açısız yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme değerleri, işaretleyicilerin koordinat değerlerinden faydalanılarak hesaplanmıştır.

YTK kullanılarak eklem kuvvet ve momentleri hesaplanmıştır. Ters dinamik yöntemiyle, Modelde, el'e etki eden YTK kullanılarak eklem momentleri hesaplanmıştır.

### 3.5. Hesaplamalar

Üç ekseninde (yatay, derinlik, dikey) uzuvlar kütle merkezi hesaplanması için Şekil 3.5'deki denklemler kullanılmıştır.<sup>3</sup>

$$COM = \frac{\sum_i^n m_i x_i}{\sum_i^n m_i}$$

$$COM = \frac{\sum_i^n m_i y_i}{\sum_i^n m_i}$$

$$COM = \frac{\sum_i^n m_i z_i}{\sum_i^n m_i}$$

Şekil 3.5. Üç ekseninde kütle merkezi hesaplanması denklemler

Şekil 3.5’de, m uzuvların kütesini, i uzuv sayısını ifade etmektedir.

Uzuv kütleleri ve kütle merkezleri hesaplandıktan sonra VKM hesaplanmıştır. Üç eksenle VKM’nin hesaplanması için Şekil 3.6’da gösterilmiş denklem kullanılmıştır.<sup>94</sup>

$$COM = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^5 (m_i x_i)$$

### Şekil 3.6. Üç eksenle VKM’nin hesaplanması denklem

Şekil 3.6’da, M = vücut kütesini, m= uzuvların kütesini, i = uzuv sayısını ifade etmektedir.

Eklem açılarının hesaplanmasında ise iki bağlantılı uzuvun arasındaki açı kullanılmıştır. Ayrıca, uzuvların eylemsizlik parametreleri, silindir eylemsizlik momenti denklemleri yardımıyla hesaplanmıştır.

### 3.6. Biyomekaniksel Model

Biyomekaniksel modelin kabulleri; eklemler sürtünmesizdir ve iğne başı olarak kabul edilir, vücut uzuvları katı cisim ve silindiriktir. Biyomekaniksel modele, uzuvlara ait antropometrik veriler, eklemlerin ve uzuvların kinematik verisi ve VA girilmiştir. Deneğin kinematik verisi ve antropometrik özelliği kullanılarak temsil eden bir biyomekaniksel model elde edilmiştir.

Deneğin uzuv antropometrikleri, hareket analizleri, eklem-uzuv modeli ayarlamak için SimMechanics yazılımı kullanılmıştır.

Çalışmada katı cisim modeli oluşturmak amacıyla, hareket analizinden elde edilen eklem açıları kullanılarak ters dinamik çözümlenmiştir. Ters dinamik çözümleme 3 aşamada MATLAB yazılımında yapılmıştır: 1. model geometrisinin yüklenmesi 2. kinematik verinin yüklenmesi 3. Newton-Euler yöntemleri kullanılarak eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanması.

Bu çalışmada insan vücudu beş katı uzuvdan oluşturulmuştur: 1. el , 2. ön kol ,3. üst kol, 4. gövde (baş, göğüs ve karın), 5. alt ekstremité

Bu çalışmada beş katı uzuv, dört eklemlle birbirine bağlandı: 1. el bileği, 2. dirsek, 3. omuz, 4. kalça eklemi

Özet olarak, oluşturulan biyomekaniksel model (3B eklem-uzuv modeli), beş uzuvdan oluşan katı cisim (açık zincir mekanik) modelinde dört adet eklem bulunmaktadır.



## 4. BULGULAR

Tablo 4.1’de, deneğin vücut uzuvları matematik modelinin oluşturulmasında gerekli olan antropometrikler verilmiştir.

**Tablo 4.1.** Vücut uzuvlarının antropometrik değerleri

Uzuvlar	Uzunluk (m)	Çevre (m)	Genişlik (m)	Kütle (kg)
Kafa	0.18	0.55	–	3.99
Gövde	0.58	0.102	0.32	34.91
Üstkol	0.35	0.43	–	2.83
Önkol	0.31	0.30	–	1.97
Kol	0.14	0.15	–	0.53
Üst bacak	0.39	0.63	–	6.74
Alt bacak	0.40	0.39	–	3.00
Ayak	0.18	0.24	–	0.64

Tablo 4.2’de, Vücut uzuv kütle ve kütle merkezleri chandler ve ark’ı<sup>1</sup> tarafından belirlenen sonuçlar kullanılarak hesaplanmıştır.

**Tablo 4.2.** Uzuvların kütleleri ve uzuv kütle merkez konumları

Uzuvlar	VA (N)	Ağırlık merkezi konum (%)
El	0.007 VA + 1.89	43.5
Önkol	0.013 VA + 2.41	42.7
Üstkol	0.022 VA + 4.76	48.1
Gövde	0.532 VA + 6.93	51.4
Ayak	0.009 VA + 2.48	46.9

VA: Vücut Ağırlığı

Tablo 4.3’de deneğin beş uzuvlu biyomekanik modelinin, uzuv ağırlığı ve ağırlık merkezi konumu verilmiştir.

**Tablo 4.3.** Deneğin uzuvlarının kütleleri ve uzuv kütle merkez konumları

Uzuvlar	VA (N)	Ağırlık merkezi konum (%)
El	2.34	43.5
Önkol	3.24	42.7
Üstkol	6.20	48.1
Gövde	40.77	51.4
Ayak	3.06	46.9

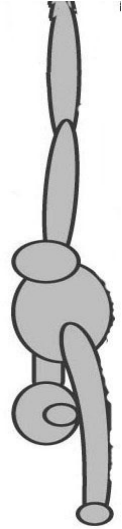
Deneğin üç eksendeki vücut uzuvlarının hesaplanan eylemsizlik momentleri

Tablo 4.4'de verilmiştir.

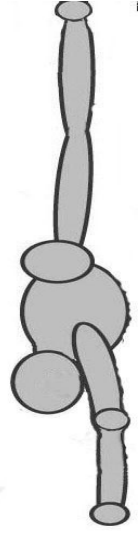
**Tablo 4.4.** Vücut uzuvlarının üç eksendeki eylemsizlik momentleri

Uzuvlar	$I_x$ (kgm <sup>2</sup> )x10 <sup>-3</sup>	$I_y$ (kgm <sup>2</sup> )x10 <sup>-3</sup>	$I_z$ (kgm <sup>2</sup> )x10 <sup>-3</sup>
Kafa	9.8	9.8	6.2
Gövde	842.7	543.5	156.9
Üstkol	14.2	8.5	14.2
Önkol	8.1	6.71	4.59
Kol	1.1	1.1	1.1
Üst bacak	493.8	193.7	424.8
Alt bacak	61.2	61.2	13.83
Ayak	1.87	1.87	0.41

Tüm vücut uzuvları ve biyomekanik modele dahil edilen uzuvlar Şekil 4.1 ve 4.2'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.1.** Tüm vücut uzuvları



**Şekil 4.2.** Biyomekanik modele dahil edilen uzuvlar

Deneğin, AKH boyunca, üyelerin açısal hareketlerindeki değişime neden olan, sol taraf eklemlerdeki açısal değişim Tablo 4.5’de verilmiştir.

**Tablo 4.5.** Sol taraf eklemlerdeki açısal değişim

Eklemler	El bileği	Dirsek	Omuz	Kalça
Açısal değişim (derece)	10.03	4.81	8.57	6.23

Deneğin, AKH boyunca, uzuvların açısal hareketlerindeki değişime neden olan, sağ taraf eklemlerdeki açısal değişim Tablo 4.6’da verilmiştir.

**Tablo 4.6.** Sağ taraf eklemlerdeki açısal değişimi

Eklemler	El bileği	Dirsek	Omuz	Kalça
Açısal değişim (derece)	10.11	4.47	8.03	6.37

Deneğin beş uzuvlu biyomekanik modelinde uzuvların kütle merkezlerinin yer değiştirdiği Tablo 4.7’de verilmiştir.

**Tablo 4.7.** Uzuv kütle merkezlerinin üç düzlemdeki yer değiştirilmesi

Uzuvlar	Düzlem		
	XZ (m)	XY(m)	YZ(m)
El	0.08	0.07	0.08
Önkol	0.04	0.01	0.03
Üstkol	0.04	0.06	0.03
Gövde	0.1	0.05	0.02
Ayak	0.03	0.03	0.04

AKH'nin sırasında vücut kütle merkezinin, yatay-dikey (XZ), yatay-derinlik (XY) ve derinlik-dikey (YZ) düzlemlerindeki konumları Tablo 4.8'de verilmiştir.

**Tablo 4.8.** Vücut kütle merkezinin üç düzlemdeki konumları

Düzlem	Zaman (s)				
	1	2	3	4	5
XZ	0.3	0.5	0.6	0.1	0.3
XY	0.2	0.2	0.4	0.4	0.5
YZ	0.2	0.4	0.2	0.3	0.5

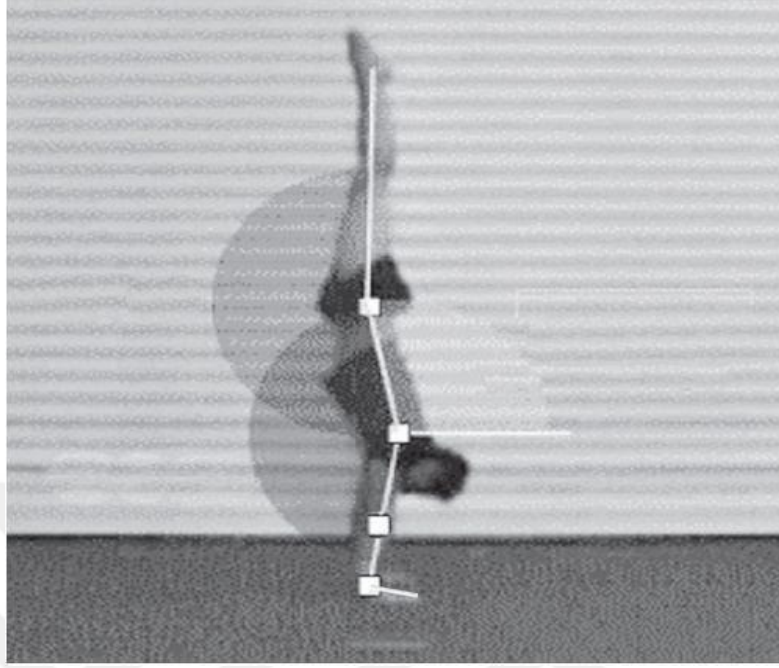
Dört eklem (el bileği, dirsek, omuz, kalça) açısı Tablo 4.9'de verilmiştir.

**Tablo 4.9.** El bileği, dirsek, omuz ve kalça açısı

Eklem	Eklem Açısı (derece)
El bileği	103
Dirsek	8
Omuz	78
Kalça	10

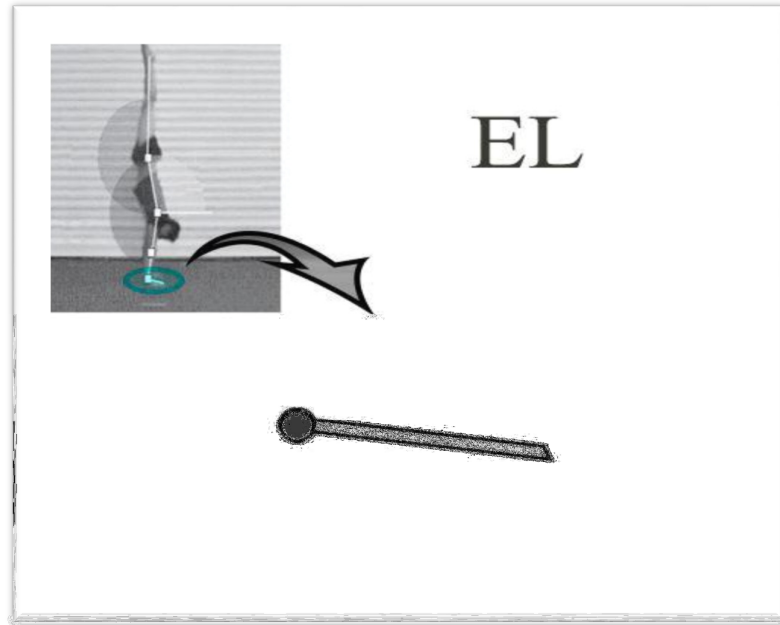
Deneğin biyomekanik modele dahil edilen uzuvları (el, ön kol, üst kol, gövde, alt ekstremite) ve eklemleri (el bileği, dirsek, omuz, kalça) Şekil 4.3'de verilmiştir.



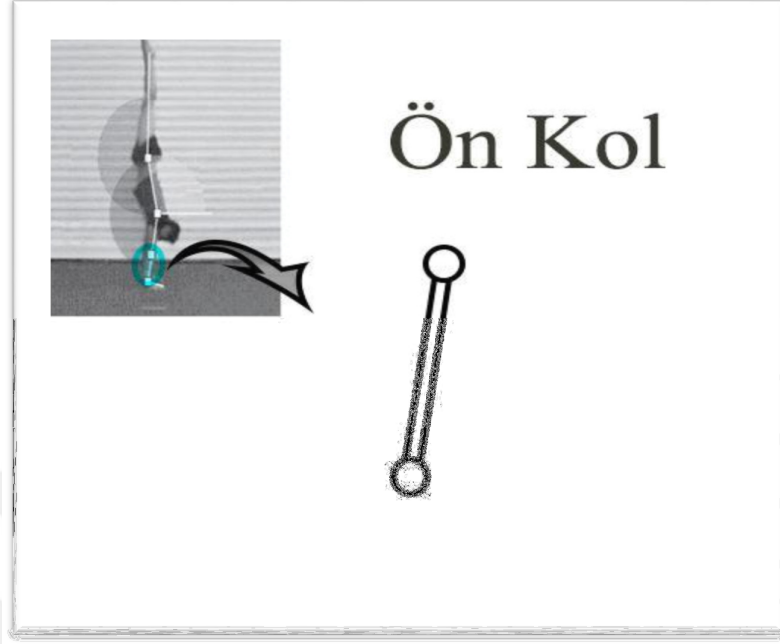


**Şekil 4.3.** Deneğin biyomekanik modele dahil edilen uzuvları

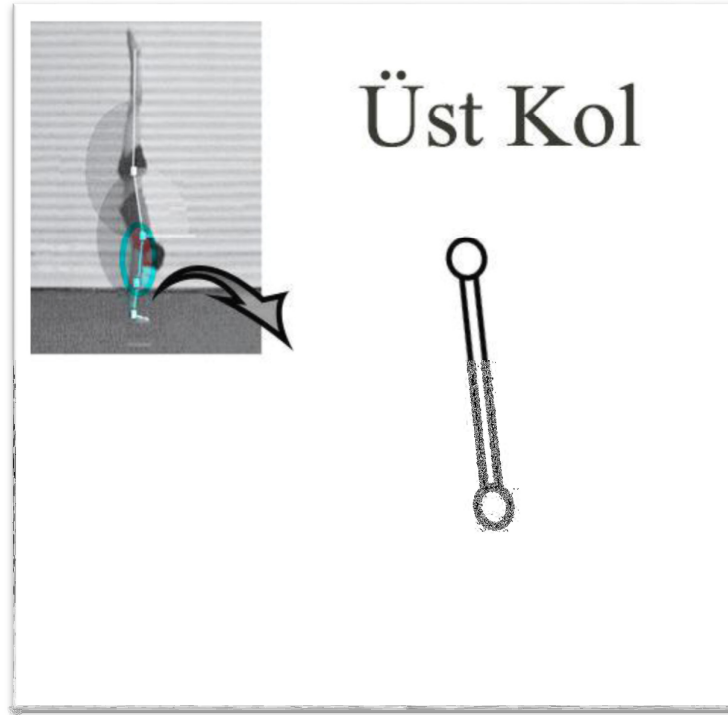
Deneğin biyomekanik modele dahil edilen el (Şekil 4.4), ön kol (Şekil 4.5), üst kol (Şekil 4.6), gövde (Şekil 4.7) ve alt ekstremité Şekil 4-8’da gösterilmiştir.



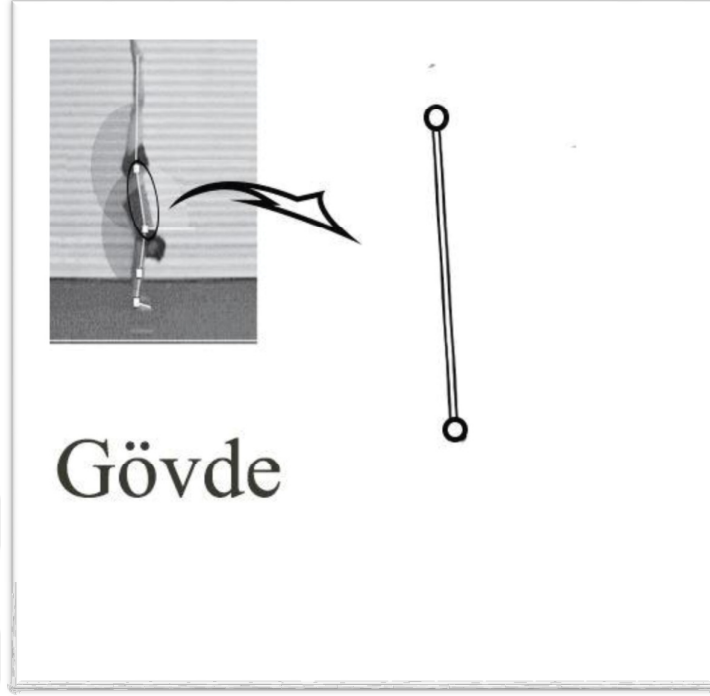
**Şekil 4.4.** Deneğin biyomekanik modele dahil edilen eli



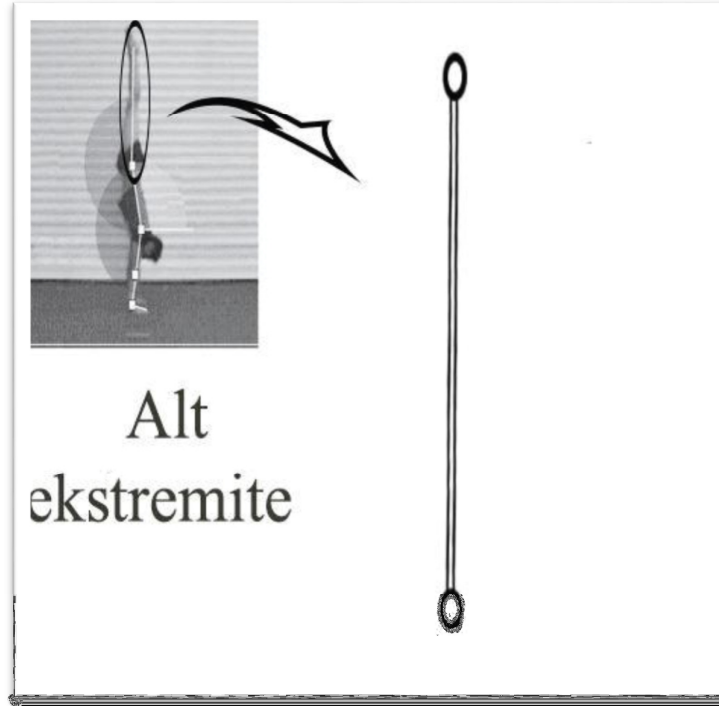
Şekil 4.5. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen ön kolu



Şekil 4.6. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen üst kolu

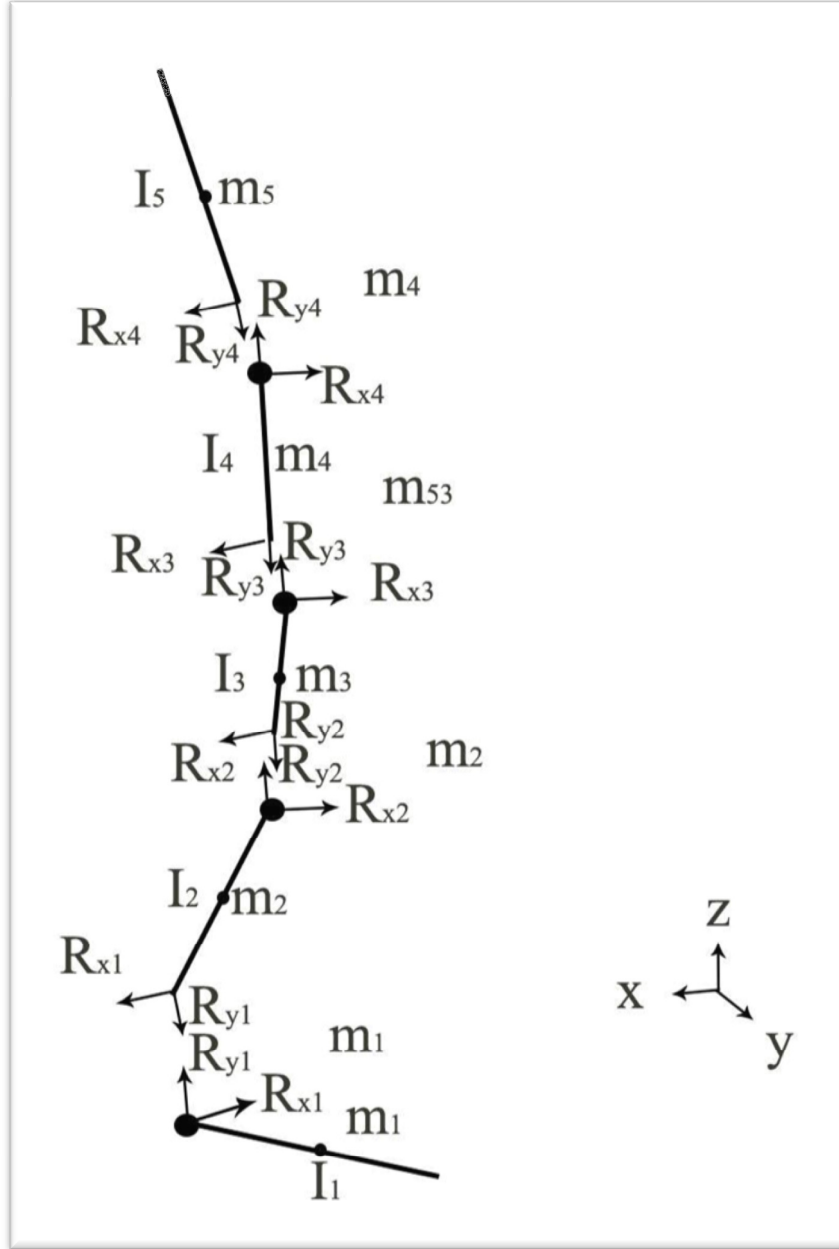


Şekil 4.7. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen gövdesi



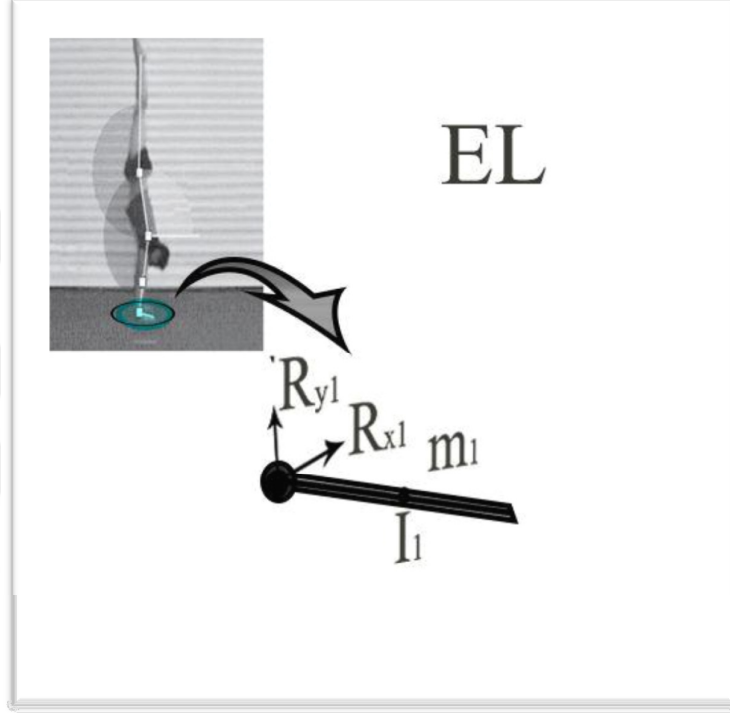
Şekil 4.8. Deneğin biyomekanik modele dahil edilen alt ekstremitesi

Biyomekanik modele ait eklem uzuv diyagramı Şekil 4.9’da gösterilmiştir.

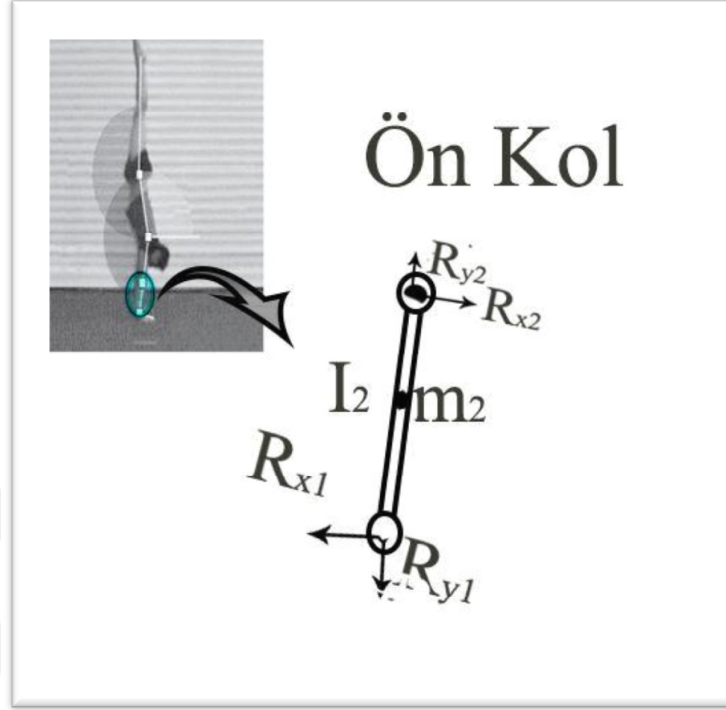


Şekil 4.9. Biyomekanik modele ait eklem uzuv diyagramı

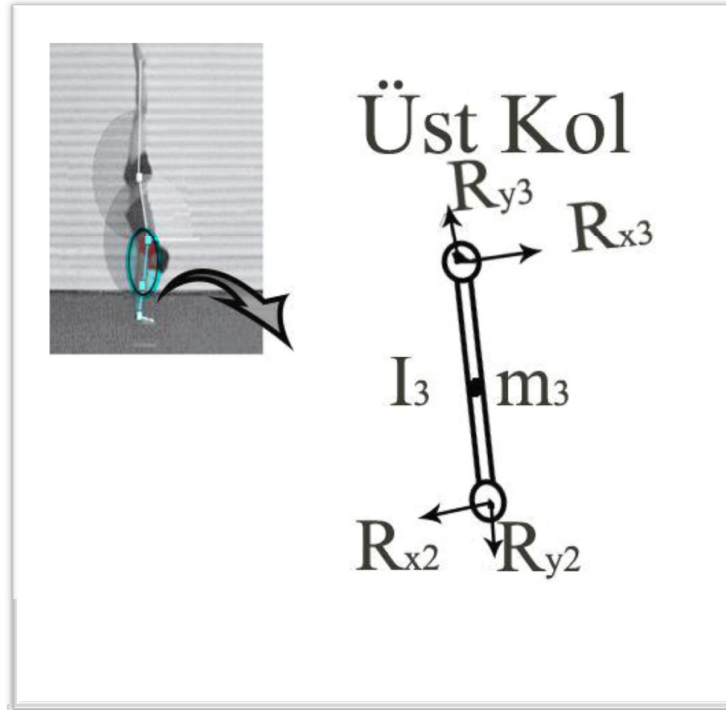
Deneğin biyomekanik modele ait eklem uzuv, serbest cisim diyagramı ve el (Şekil 4.10), ön kol (Şekil 4.11), üst kol (Şekil 4.12), gövde (Şekil 4.13), alt ekstremit (Şekil 4.14) YTK ve momentleri aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



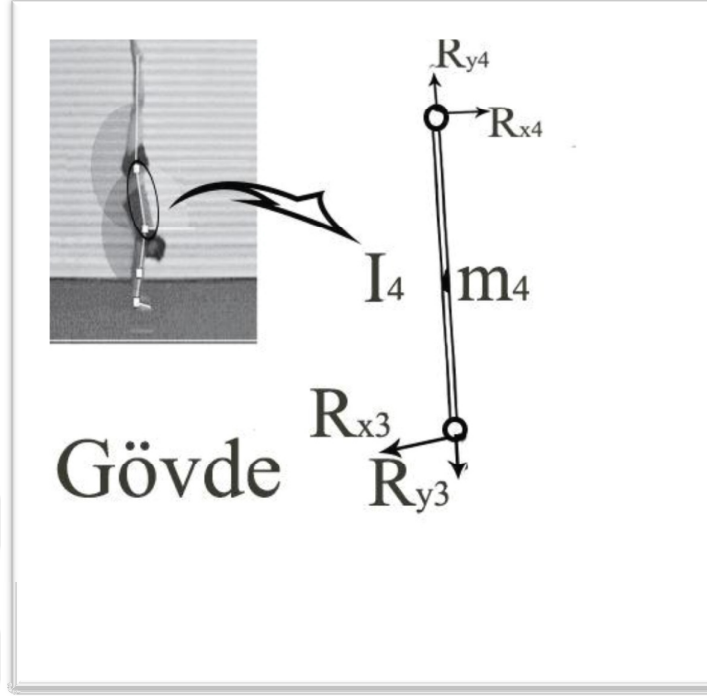
**Şekil 4.10.** Elin proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri



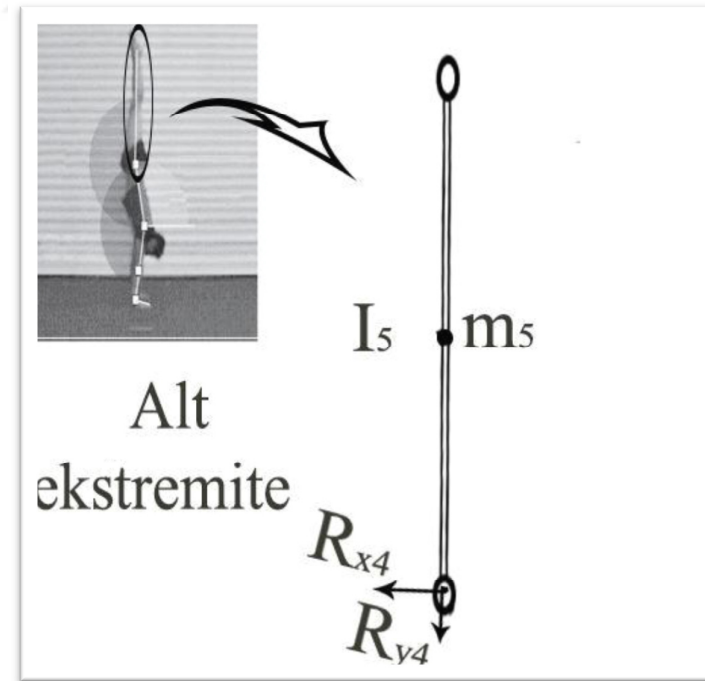
Şekil 4.11. Ön kolun distal ve proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri



Şekil 4.12. Üst kolun distal ve proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri



Şekil 4.13. Gövdenin distal ve proksimaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri



Şekil 4.14. Alt ekstremitenin distaline etki eden eklem kuvvet ve momentleri

AKH'nin sırasında her bir uzuv ve eklemin kuvvet ve momentlerin hesaplanmasında ki denklemler Şekil 4.15'de verilmiştir.

$$R - R_1 - m_e g = 0$$

$$F - F_1 = 0$$

$$EL: -M_1 + R(x_p - x_c) + R_1(x_c - x_1) + F(z_c - z_p) + F_1(z_1 - z_c) = 0$$

$$R_1 - R_2 - m_\delta g = m_\delta z_\delta$$

$$F - F_1 = m_\delta x_\delta$$

$$\text{Ön kol: } -M_2 + M_1 + F_1(z_\delta - z_1) + F_2(z_2 - z_\delta) - R_1(x_\delta - x_1) - R_2(x_2 - x_\delta) = I_\delta \phi_\delta$$

$$R_2 - R_3 - m_{\ddot{u}} g = m_{\ddot{u}} z_{\ddot{u}}$$

$$F_2 - F_3 = m_{\ddot{u}} x_{\ddot{u}}$$

$$\text{Üst kol: } M_2 - M_3 + F_2(z_{\ddot{u}} - z_2) + F_3(z_3 - z_{\ddot{u}}) - R_2(x_{\ddot{u}} - x_2) - R_3(x_3 - x_{\ddot{u}}) = I_{\ddot{u}} \phi_{\ddot{u}}$$

$$R_2 - R_3 - m_g g = m_g z_g$$

$$F_2 - F_3 = m_g x_g$$

$$\text{Gövde: } M_3 - M_4 + F_3(z_g - z_3) + F_4(z_4 - z_g) - R_3(x_g - x_3) - R_4(x_4 - x_g) = I_g \phi_g$$

$$R_4 - m_a g = m_a z_a$$

$$F_4 = m_a x_a$$

$$\text{Alt ekstremite: } M_4 + F_4(z_a - z_4) - R_4(x_a - x_4) = I_a \phi_a$$

$$R - m g = m_a z_a + m_b z_b + m_c z_c$$

$$F = m_a x_a + m_b x_b + m_c x_c$$

$$M_1 = F(z_1 - z_p) + R(x_p - x_1) - m_h g(x_c - x_1)$$

$$F(z_2 - z_p) - R(x_2 - x_p) + m_e g(x_2 - x_e) + m_{\ddot{u}} g(x_2 - x_{\ddot{u}}) =$$

$$M_2 + I_{\ddot{u}} \phi_{\ddot{u}} + m_{\ddot{u}} x_{\ddot{u}}(z_2 - z_{\ddot{u}}) - m_{\ddot{u}} z_{\ddot{u}}(x_2 - x_{\ddot{u}})$$

$$F(z_3 - z_p) - R(x_3 - x_p) + m_e g(x_3 - x_e) + m_{\ddot{u}} g(x_3 - x_g) + m_g g(x_3 - x_g) =$$

$$M_3 + I_{\ddot{u}} \phi_{\ddot{u}} + I_g \phi_g + m_{\ddot{u}} x_{\ddot{u}}(z_3 - z_{\ddot{u}}) + m_{\ddot{u}} x_g(z_3 - z_g)$$

$$- m_{\ddot{u}} z_{\ddot{u}}(x_3 - x_{\ddot{u}}) - m_g z_g(x_3 - x_g)$$



$$\begin{aligned}
-mg(x - x_p) &= I_{\dot{u}}\phi_{\dot{u}} + I_g\phi_{\dot{g}} + I_a\phi_{\dot{a}} - m_{\dot{u}}Z_{\dot{u}}(Z_{\dot{u}} - Z_p) - m_gZ_g(Z_g - Z_p) - \\
& m_a x_a(Z_a - Z_p) + m_{\dot{u}}Z_{\dot{u}}(x_{\dot{u}} - x_p) + m_gZ_g(x_g - x_p) + \\
& m_a Z_a(x_a - x_p) - m_{\dot{u}}Z_{\dot{u}}(x_3 - x_{\dot{u}}) - m_gZ_g(x_3 - x_g)
\end{aligned}$$

**Şekil 4.15.** Uzun ve eklemlere uygulanan kuvvet ve momentlerin hesaplanmasında kullanılan denklemler.

Şekil 4.15’de, e: el, ö: ön kol, ü: üst kol, g: gövde, a: alt ekstremité,  $\phi$ : üyenin açısál ivmesi, I: üyenin eylemsizlik momentini, F: yatay kuvvet, R: dikey kuvvet, P: vücut baskı merkezi, x: yatay doğrusal ivme, z: dikey doğrusal ivme, M: eklem momentini ifade etmektedir.

AKH sırasında el (Tablo 4.10), dirsek (Tablo 4.11), omuz (Tablo 4.12) ve kalça (Tablo 4.13) eklemlerinin momentleri beş saniye boyunca aşağıdaki tablolarda verilmiştir.

**Tablo 4.10.** El bileğinin momentini (N.m) beş saniye boyunca

eklem	Zaman (s)				
	1	2	3	4	5
El bileği	21	30	32	35	40

**Tablo 4.11.** Dirsek momentini (N.m) beş saniye boyunca

eklem	Zaman (s)				
	1	2	3	4	5
Dirsek	8	11	17	14	21

**Tablo 4.12.** Omuz momentini (N.m) beş saniye boyunca

eklem	Zaman (s)				
	1	2	3	4	5
Omuz	2	5	10	14	18

**Tablo 4.13.** Kalça momentini (N.m) beş saniye boyunca

eklem	Zaman (s)				
	1	2	3	4	5
Kalça	1	3	5	8	10

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı; bağlantılı uzuv modelini kullanarak, AKH'nin 3B biyomekaniksel bir dinamik model tasarlamak ve eklemlere uygulanan kuvvet ve momentleri ters dinamik yöntemiyle belirlemektir.

AKH'i cimnastikte temel bir hareket olarak incelendiği araştırmalarda çok fazla dikkate alınmamıştır. AKH'nde vücut yere tam dik, kollar ile vücut açı yapmıyacak şekilde baş fazla kaldırılmamış olmalıdır. AKH'nin en önemli parametreleri eklemler açısı ve uygulanan kuvvet süresidir.<sup>101</sup>

Biyomekanik, canlıların vücuduna etkisi olan iç ve dış kuvvetlerin ve bu kuvvetlerin yarattığı etkilerini ve canlı vücudu hareket sistemine mekanik kural ve yöntemlerinin uygulamasını inceleyen bir bilim dalıdır.<sup>68</sup> Biyomekanikçiler, sportif performans ve hareket analiziyle ilgilenmektedirler. Spor hareketlerinin incelenmesinde biyomekanik, kinetik ve kinematik olmak üzere ikiye ayrılır. Kinematik, hareketin kendisi ile ilgilenir. Kinetik, hareketin meydana gelmesine neden olan faktörleri inceler.<sup>78</sup> Kinematik ve kinetik dalları arasında bağlantı kuran yöntem ters dinamik analizidir. Ters dinamik yöntemi, hareket halindeki cisimlerin üzerine etki eden kuvvet ve momentlerin değerlerini, belirleyen bir metoddur.<sup>3</sup>

Motor becerilerin yürütülmesi sırasında destek tabanının içindeki kütle merkezinin kontrol edilmesinde etkili faktörleri belirlemek amacıyla yapılan çalışmalarda bu konu üzerinde durulmaktadır. Bu konuda yapılan araştırmalar, çoğunluğu iki ayak pozisyonunda<sup>3,36,37</sup> ve sınırlı sayıda çalışma, amuda kalkma pozisyonu sırasında konuyu incelemek için araştırılmıştır. AKH'nde amaç, hareket süresinde dengeyi destek yüzeyi içerisinde iyi bir şekilde korumaktır.<sup>102</sup>

Literatürde amuda kalkmanın teorisi ve uygulamalarını gösteren bir tane çalışma vardır. Trewartha ve Kerwin (2001) amuda kalkma denge duruş yürütülmesi sırasında bilek, dirsek ve omuz ekleminde tork rolünü ve bilek eklem dengesini<sup>38</sup> incelemiş ve vücut kontrolünde çok önemli bir rol oynadığını bulguları ile belirtmişlerdir. Ama literatürde AKH'nde eklemlere uygulanan momentlerin ve 3B modelin tartışıldığı bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Çalışmada dinamik model üç aşamada gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamada deneğin antropometrik ölçümleri alınmıştır. İkinci aşamada deneğin AKH görüntüsü kaydedilmiştir. Son aşamada kuvvet ve momentler hesaplanmıştır.

Hareket analizinde antropometrik faktörlerin belirlenmesi için hareketleri gerçekleştirecek olan kişinin uzuv kütlesi, uzunluğu, kütle merkezi ve eylemsizlik momentlerinin bilinmesi zorunludur.<sup>78</sup> Literatürde yer alan çalışmalarda, antropometrik özellikleri belirlemek için çoklu çalışma<sup>7, 40</sup> Dempster yöntemi kullanılmıştır. Hareket ve kinetik analizleri yapmak için sporcunun antropometrik özellikleri elde edilmiştir. Vücut uzuvlarının 3B geometrisini oluşturabilmek için deneğin uzuv uzunlukları, uzuv çevreleri, boy uzunluğu ve VA ölçülerek kaydedilmiştir.

Hareket analizi araştırmalarında kinematik veriler devamlı kullanılmaktadır. Hareket analizi kinematik analizi için, uzmanlar kontrolünde laboratuvar ortamlarında belirli bir sistem dahilinde analiz edilmektedir.<sup>103</sup> Spor hareketlerine, hareket analiz sistemi birkaç tane kamera bağlantısı ile tanımlanmaktadır.<sup>104</sup> Kinematik analizi için لازم olan 3B uzaysal konum değeri elde edebilmek için analiz yaptığımız hareketin en az 2 farklı kamera eşzamanlaması gerekmektedir.<sup>3</sup> Bu nedenle çalışmamızda AKH'nin 3B görüntü kaydı için iki kamera deneğin sağ tarafına, iki tane ise sol tarafına konumlandırılmıştır.

Literatürde yer alan çalışmalarda, AKH analizleri için video kamera veri toplama hızlarının saniyede 50 ile 120 kare görüntü arasında değiştiği görülmektedir.<sup>44</sup> AKH'nin özellikleri dikkate alınarak görüntü kaydı için 120 kare/s hızın yeterli olacağı düşünülerek ,kamera saniyede 120 kare görüntü kaydedecek şekilde ayarlanmıştır.

Kinematik analizlerin doğruluğu yansıtıcı işaretlerin yada işaretlenen anatomik noktaların yer değiştirme değerlerinin doğruluğuna bağlıdır.<sup>105, 106</sup> Görüntü alınmadan önce, ilgilenilen anatomik noktaların üzerinden kolaylıkla belirlenebilmesi için deneğin üzerinde belirlenen noktalara yansıtıcı işaretlerin yerleştirilmesi önemli bir faktördür.<sup>107</sup> Bu amaçla, ilgilenilen sporcunun üzerinde belirlenen anatomik noktaların görüntü üzerinden kolaylıkla belirlenebilmesi için yansıtıcı işaretler yerleştirilmiştir.

Biyomekanikte kinetik analiz için kuvvet platformu kullanılır. Bir biyomekanik laboratuvarının temel elemanlarından biri, kuvvet platformudur.<sup>108</sup> Kuvvet platformu, YTK'ni ölçmek için kullanılır. Bu çalışmada, YTK'nin ölçümü için bir kuvvet platformu 120 Hz frekansıyla kullanılmıştır.

3B katı cisim modellenmesinde ve ters dinamik problemlerin çözümünde Newton denklemleri kullanılmaktadır.<sup>1</sup> Bu çalışmada, ters dinamik yöntemi kullanılarak ve kinematik veri ve hareketli üyelerin eylemsizlik özelliği ise kullanılarak belirli bir hareketi meydana getiren kuvvetler ve momentler hesaplanmıştır.

İnsan hareketinin kompleks olmayan modellenmesinde kullanılan bir ortam SimMechanics yazılımıdır. Bu çalışmada, MATLAB yazılım ortamında hazırlanan kodlar, kameralar kaydettiği yansıtıcı işaretlerin konumu tespit etmek amacıyla kullanılmıştır.

İnsan hareket modellenmesine ihtiyaç duyan bilim adamları son zamanlarda sportif performanslarının modellenmesi ve tanınması ile ilgili birçok çalışma yapmaktadırlar. İnsan hareket modeli ve sportif performans analizi için 2B ve 3B

analizi kullanılmaktadır. İnsan hareketlerinin ve performans modellenmesi ve analizi için literatürde birçok metot verilmiştir<sup>109- 111</sup>. Ji ve Liu<sup>110</sup> çalışmasında insanın duruş ve hareketlerinin analizi için bir değerlendirme vermiştir. Buna karşın Chen<sup>112</sup> insan hareketlerinin analizi için uyarlamalı bir yöntem ile kestirim metodunun önemini ortaya koyarak bunu deneysel görüntülerle doğrulamıştır. Sportif performans ve insan hareketlerinin analizini farklı uygulamalarla veren başka birçok çalışma vardır.<sup>113</sup>

Basit modeller kullanılarak hareketlerin temsil edilmesi temel mekanik özellikleri açıklayabilirken sportif hareketler gibi daha karmaşık hareket yapılarında yetersiz kalmaktadır. İnsan hareketlerinin incelenmesinde sıklıkla çubuk şekiller olarak kabul edilen vücut uzuvlarının iki yada üç boyutlu kinematik ve kinetik verilerinden faydalanılmaktadır.<sup>114</sup>

Bu çalışmada 3B bağlantılı modeli kullanılarak AKH incelenmiştir. Cimnastikte amuda kalkma teknik bir hareket olmadığı için, bu çalışmada deneğin uzuvları ve eklemleri dikkate alınmış, alt ekstremitenin hesaplanan kütle merkezi ise tek bir nokta olarak kabul edilmiştir. Kuvvet platformunda ölçülen kuvvet verisi, 3B eklem kuvvet ve momentleri, ters dinamik analiziyle hareket analizi sistemi verilerden hesaplanmıştır. Özet olarak bu çalışmada, oluşturulan biyomekaniksel model beş uzuvdan oluşan katı cisim modelinde dört adet eklem bulunmaktadır.

Prassas<sup>115</sup>; üç uzuvlu bir model kullanarak, omuz eklemine torkunu AKH'nde incelemiştir. Sonuca göre; omuz eklemi AKH'nde önemli bir role sahiptir.

Kong ve ark.<sup>116</sup> bir çalışmada; el pozisyonunu AKH'de incelemiştir. Sonuca göre; el parmaklarının öne doğru yerleşmesi, deneğin dengesini önemli bir oranda korur.

Asseman ve Gahery<sup>117</sup> bir çalışma sonucunda; AKH'nde boyun fleksiyon artması dengenin kaybına sebep olduğu verilerine ulaşmak ile birlikte ve yine

Hedbavny ve ark.'nın<sup>101</sup> tarafından, AKH'nin ele alındığı çalışmada, 3B bir biyomekanik analiz tavsiye edilmiş ve AKH'nin en doğru yapılmasında el bileğinin rolünün çok önemli olduğunu düşünmüşlerdir.

Solobounov ve Newell<sup>118</sup>; iki ayak ve AKH'nin pozisyonları arasında bir araştırma yapmışlar ve Sonuç da ; El bileği AKH'de en önemli role sahiptir. Dirsek ekleminde bir fleksiyon görülmüştür. AKH'de destek tabanı küçüktür değerlerine ulaşmışlardır.

Asseman ve ark.'nın<sup>32</sup>, tarafından, AKH'nin dört eklemdede (el bileği, dirsek, omuz, kalça eklemi) incelenmesi önermeleride gibi sonuçlar , çalışmamızın bulguları ile bir paralellik göstermektedir.

Sobera<sup>119</sup>; AKH'nin sagittal düzlemde yapılabilmektedir araştırma sonucu ile çalışmasında anlamlı birsonucu elde etmiş, Yeadon ve Trwartha<sup>120</sup> , AKH'de el bileğinin fleksör ve ekstensörleri dengeyi sağlam bir şekilde korumak için koordinasyon içerisinde çalışmalarının önemini belirtmişlerdir.

Gauthier ve ark.'nın<sup>121</sup> araştırma sonucuna göre; eklem açısının el bileği, omuz, dirsek, kalça eklemi olarak sınıflandırmışlar, Clement ve Rezette<sup>122</sup> araştırma verilerine göre; göz bakışı AKH'de el bileğinin 5 cm önünde olmaması gerekliliğini belirtmişlerdir.

Yalnızca bir çalışmada AKH sırasında vücudun biyomekaniğinin alt ekstremitte eklemleri ve kalça eklemi de hesaba katılarak incelenmiştir.<sup>38</sup> Çalışmalarında dirsek eklemi göze alınmamıştır ve modellenmede söz konusu değildir.

Araştırmamızda AKH Cimnastik branşında, insan vücudunun üç düzlemde 3B bağlantılı uzuvlarından (el, ön kol, üst kol, gövde, alt ekstremitte) mekanik modeli oluşturularak incelenmiştir. Literatürde AKH'nin kinematik ve kinetik yapısını benzeşim modeli yardımıyla karşılaştırarak inceleyen bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Bu tür bir incelemenin, Cimnastikçilerin yaptıkları serilerde neden AKH'yi daha fazla kullandıklarını anlamada önemli olduğu düşünülmüştür.

Benzeşim modelinde girdi olarak yer alan uzuv eylemsizlik özellikleri ile uzuv ve eklem açısal kinematikleri deneğin AKH performansından elde edilen verilerin ortalaması alınarak elde edilmiştir. AKH sırasında eklemlerin açısal hareketleri her iki tarafta (sol, sağ) , el bileği, omuz, kalça ve dirsek eklemi olarak sıralanmıştır. Her iki tarafta da el bileği ekleminde ciddi bir açısal değişim meydana geldiği görülmüştür. El bileği ekleminde ortalama 10°'lik eklem açısal gerçekleştiği ortaya çıkmıştır. Omuz eklem açısı ortalama 6°, kalça 5° ve dirsek 3° elde edilmiştir. Ancak bu sonuç Mohammadi ve ark.'nın<sup>123</sup> çalışması ile benzerlik göstermektedir. Mohammadi ve ark.'nın çalışmalarında; el bileği ekleminin açısal değişimi AKH'nde önemli yer aldığı göstermişlerdir.

Bu çalışmada, dört eklem (el bileği, dirsek, omuz, kalça) açısal değişimi arasında önemli bir fark saptanmıştır. Dört eklemde AKH boyunca sadece bir hareket yapılmıştır, fakat eklemler arası önemli bir farka ulaşılmıştır. Kerwin ve arkadaşının yapmış olduğu araştırma ile; el bileğinin AKH'de kaydadeğer eklem açısı fazlalığı tespitleri araştırmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Araştırma bulgularımızda deneğin VKM 1.86 cm (X eksen), 0.06 cm (Y eksen) ve 0.75 cm alt tarafa (Z eksen) hareket etmiş olması ve kütle merkezinin denekte Z eksenindeki 0.75 m'lik alt tarafa doğru hareketi de dikkate alınır ise deneğin vücudu ters bir pozisyonda olduğu için hemen hemen düz bir sonuç ulaşıldığı söylenebilir. Bu bulgu literatürü<sup>123</sup> destekler niteliktedir.

VKM, AKH sırasında gerçekleşen eklem hareketleri nedeniyle yere yaklaşmakta veya uzaklaşmaktadır. AKH'nin sırasında dirsek ekleminde meydana gelen fleksiyon

hareketiyle VKM yere en yakın konumuna ulaşmaktadır. AKH'de, eklem hareketleri literatürü<sup>123</sup> destekler niteliktedir.

Deneğin AKH'nin vücut salınımı temel olarak kalça eklemindeki hareketler ile kontrol etmektedir. Benzeşim modelinde gövde, karın ve başının ağırlığı tek bir noktada toplanarak alt ekstremitenin distal ucuna bir eklemle (kalça) bağlanmıştır. Sporcu, AKH pozisyonunu korumak için kaslarını kullanarak eklemlere kuvvet uygulamaktadır. Bu kuvvetler eklemlerde momente neden olur.

Bu çalışmada AKH'nde deneğin sol ve sağ üyelerinin kütle merkezleri arasında bir istatistiksel fark saptanmamıştır. Bu çalışmada AKH'nde deneğin üst kolun KM'i ve ön kolun KM'nin X eksenindeki, derinlik ekseninde (Y) ve dikey ekseninde ise (Z) yer değiştirme verileri incelendiğinde AKH'nde bir fark olmadıkları söylenebilir. Bu sonuçlar literatürle paralellik göstermektedir.

Kinematik analizler sonucunda, AKH'ti deneğin vücut uzuvlarının sagittal ekseninde meydana gelmiştir. Bu sonuç Kerwin ve arkadaşının<sup>38</sup> çalıştığı makale ile benzerlik göstermektedir.

Araştırmamızda deneğin anatomik noktalarına yerleştirilen yansıtıcı işaretler ve deneğin kuvvet platformuna basması denge performansını etkileyebilir gibi bir sonuca deneysel bir yöntemle ulaşılmıştır.

İnsan vücudu çoklu uzuvdan meydana gelir, ancak bu üyeler, meydana gelen bir çarpışmada vücut karmaşık ivme meydana getirir. Her uzuva uygulanan kuvvet uzvun ivmelenmesine neden olabilir. Çünkü yerden uygulanmaya başlayan kuvvet kas iskelet sistemiyle yukarı doğru iletilirken, kuvvetin uygulama noktasından daha uzakta olan uzuvlara kısmen daha az kuvvet uygulanacaktır. Üyelerin ivmelenmeleri, onların kütleleri, eylemsizlik momentleri, geometrisi, şeklinin deformasyonuna bağlıdır.<sup>7,66</sup>



AKH'de, el bileği, dirsek, omuz ve kalça eklemine uygulanan kuvvetler kuvvet platformundan ölçülen kuvvetlerle hesaplanmıştır. Newton'un 2. Kanunuyla vücut kütlesi, kuvvet ve ivme arasındaki ilişki incelenebilir.<sup>7</sup> Her üç eksenindeki kuvvet verileri, YTK ile aynı davranışı sergilemekte ve el bileğinden kalça eklemine kadar az da olsa giderek azalmaktadır. bu bulgularımızda Hedbavny ve ark.'nın<sup>101</sup> çalışması ile benzerlik göstermektedir.

Eksen sistemine göre el bileği, dirsek, omuz ve kalça eklemine uygulanan kuvvetler önkol, üst kol ve gövdenin ağırlıkları ile uzuvların kütle merkezlerinin doğrusal ivmelerinden hesaplanmıştır. Dikey ekseninde el bileği en fazla kuvvet uygulanmaktadır. Eğer uzuvların ağırlıklarını göz önüne alırsak el bileğinde uygulanan dikey kuvvet değeri anlamlıdır. Diğer iki ekseninde uygulanan kuvvet değeri küçüktür. Üst ekstremitate ağırlıkları ve kütle merkezi ivmesinden, üst ekstremitenin kütle merkezine etkisi olan kuvvetler hesaplanmıştır. Araştırma sonuçlarımız literatürle paralellik göstermektedir.

Eksen sistemi ve ters dinamik yöntemiyle hesaplanan kuvvetlerin değerine göre her uzuvun distaline uygulanan kuvvet aynı üyenin proksimalinde değışmeyecektir. Dolayısıyla elin, ön kolun, üst kolun distalinde uygulanan kuvvet değerleriyle aynı üyenin proksimalinde uygulanan kuvvet değerleri birbiriyle aynıdır. Ama bir üyenin proksimaline uygulanan kuvvet diğer üyenin distaline taşınırken farklılık meydana gelecektir. Yani, el proksimaline hesaplanan kuvvet ön kolun distaline taşınırken, ön kolun proksimaline hesaplanan kuvvet üst kolun distaline taşınırken kuvvet değerleri değışecektir. Bu olayın nedeni, eksen sistemine göre üyelerin distal ve proksimalindeki kuvvet değerleri hesaplanırken, o üyenin açısai değışimlerinden oluşan dönme matrisleriyle çarpılmaktadır. Her uzuvun dönme matrisi farklıdır çünkü uzuvların açısai

değişimleri farklıdır. Araştırma sonuçlarımızı destekler nitelikte literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Araştırmamız ile AKH'ti için 3B dinamik ve biyomekaniksel modeli oluşturulurken vücut uzuvları katı cisim olarak kabul edilmiştir. Katı cismin özellikleri; cismin üzerinde iki noktanın arasındaki mesafesi ya uzaklık olarak sabit kabul edilir, cismin en küçük parçası cismin bütününe gösterir ve dış kuvvetlerin etkisinde bozulma göstermez. Ancak, her katı cismin kabul edilen sistemde her uzvuna etki eden dış kuvvetin, cismin başka bir uzvuna da değişmeden aktarılma yapılabilmektedir.

AKH'de, ters dinamik yöntemiyle elde edilmiş el bileğine uygulanan kuvvet ile ölçülen YTK toplamı benzer bir davranış göstermiştir. Ancak, kuvvet platformu ile ölçülen YTK ve modelden hesaplanan kuvvet toplamında değer gelişimleri aynı zaman aralığında görülmüştür. Kuvvet platformunda ölçülen toplam kuvvetlerin büyüklüğü ,ters dinamik yöntemiyle hesaplanan el bileğinde, kuvvetlerin büyüklüğüne göre daha yüksektir. Bu farkın nedeni, YTK'nin global eksen sistemi ve local eksen sisteminin ölçülmeleri arasında ve her uzvun çevrilerek iki eksen arasında açıklanabilir. Kuvvet platformundan ölçülen dikey kuvvet değerinin büyüklüğü el bileğinde oldukça az ve yatay kuvvet değerinin yüksekliği, bu konuyu desteklemektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Cimnastik branşında AKH'nin biyomekanik analizi ve modellenmesi amacıyla yapılan bu çalışmanın bulguları doğrultusunda ulaşılan sonuçlar aşağıda belirtilmiştir:

Cimnastik branşında AKH, eklemlere uygulanan kuvvet ve torkları hesaplayan biyomekanik bir model oluşturulmuştur. El bileğinin açısal değişimi göz ardı edilemeyecek kadar büyüktür. El bileği eklemının AKH'nin sırasında vücut kontrolünde önemli bir rol oynadığı ortaya çıkmıştır. Özellikle el bileği ve omuz eklemlerinin, AKH'nin sırasındaki kinetiği ve kinematiği, başarılı performansını doğrudan etkilemektedir. AKH'de kalça eklem hareketi VKM'nin açısal hızını düşürmüştür.

Deneğin, yerçekimi kuvvetini yenerek düz vücut pozisyonunu korumak için hareketin her anında kaslarıyla kuvvet uygulayarak bu momenti dengelediği görülmüştür. Ortaya çıkan eklem momentlerinin başarılı bir performansı tanımlayıcı nitelikte olduğu söylenebilir. Dört eklemden (el bileği, dirsek, omuz, kalça), AKH boyunca oldukça bir açısal harekete sahip olup AKH'nin dinamiği üzerinde sınırsız bir etkiye sahip oldukları ortaya çıkmıştır. AKH sırasında en büyük moment el bileği eklemindeydir.

AKH'nin tekniği sporculara öğretilirken sporcuların hareket boyunca gözleriyle el parmaklarının ucunu takip etmeleri gerektiği söylenmektedir. Bunun amacı kafanın mümkün olduğunca kolların arasında yer almasını, böylece VKM'nin AKH boyunca yere daha yakın olmasını sağlamaktır. Sonuç olarak AKH'nin beş uzuvdan oluşan katı

cisim dinamik modeli tasarlanmış ve hareketlerin benzeşimi ters dinamik yöntemle bu model kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar doğrultusunda yapılan öneriler:

1. Bu model daha ileri araştırmalar ile geliştirilerek benzeşim çalışmalarında kullanılmak için önerilmektedir. Bu çalışmada geliştirilen yaklaşım sadece sporcunun AKH'i üzerinden verilmesine rağmen, önerilen yaklaşımın 3B beş parçalı insan modeliyle verilebilecek bütün insan hareketlerinin analiz edilmesi için de kullanılabilir.
2. İnsan hareketlerinin modellenmesi, simülasyonu ve analizi bilgisayar görmesi, insansı robotların geliştirilmesi, hareket tanıma sistemleri ve biyomekanik çalışmalar için önemlidir. Aslında önerilen yaklaşım kullanılarak istenilen tüm insan hareketlerinin (itme, çekme, kaldırma, indirme, yürüme, koşma vb.) analiz edilmesi mümkündür.
3. AKH'yle sporcuların denge yeteneğini geliştirici antrenmanlar planlanabilir.
4. Bu çalışmanın daha fazla kamera ile daha fazla farklı açılardan modellenmesi gerçekleştirilebilir.
5. Bu araştırma farklı cins ve sportif branş sporcuları içinde yapılarak karşılaştırma araştırmaları ile literatür zenginleştirilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Serbest K, Çilli M, Eldoğan O. Günlük fiziksel aktivitelerin alt ekstremiteler üzerindeki biyomekanik etkileri. *Acta Orthop Trauma Tur*, 2015, 49: 85-90.
2. Yavuzer G. The use of computerized gait analysis in the assessment of neuromusculoskeletal disorders. *J Phys Med Reh Sci*, 2007, 10: 43-45.
3. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2<sup>nd</sup> ed. Canada, John Wiley & Sons, 1990: 211-216.
4. Goktepe Ak, Karabork A, Çiçek H, Korkusuz Ş. Photogrammetric analysis of penalty kick in soccer. *J Spor Sci Med*, 2007, 10: 96 – 98.
5. Gülçimen B, Ülkü S. İnsan ayacı biyomekaniğın incelenmsi. *Uludağ Üniv Müh-Mim Fak Derg*, 2008, 13: 27-33.
6. Çilli M, Arıtan S. Çok boyutlu kinematik verilerin analizinde temel bileşenler analizi yönteminin kullanılması. *Spor Bilim Derg*, 2007, 18: 156-166.
7. Alptekin A. Uzun Atlamada Yerden Çıkış Evresinin Biomekanik Analizi ve Modellenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
8. Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics*, 2<sup>nd</sup> ed. New York, Kluwer Academic/ Plenum Publishers, 2003: 197-203.
9. Souza AL, Shimada SD, Koontz A. Ground reaction forces during the power clean. *J Strength Condit Res*, 2002, 16: 423-427.
10. Arıtan S, Çilli M, Amca AM. HUBAG: Üç Boyutlu Hareket Analizi Yazılımı. *Spor Bilim Derg*, 2010, 21: 30–36.

11. Civek E. Comparison of Kinematic Results Between Metu-Kıss ve Ankara University-Vicon Gait Analysis Systems, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Bölümü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ), 2006.
12. Amca AM, Harbili E, Arıtan S. Koparma kaldırışının biyomekanik analizi için mekanik model geliştirilmesi. *Spor Bilim Derg*, 2010, 21: 21-29.
13. Daumas B, Bronlund J. Jaw mechanism modeling and simulation. *Mech Mach Theory*, 2005, 40: 821-833.
14. Hajny O, Farkasova B. A study of gait and posture with the use of cyclograms. *Acta Poly Hun J*, 2010, 50: 48-51.
15. Hang S, Zhaoli M. Kinematics simulation of sit to stand based on SimMechanics. *Int Con Hum Robots*, 2011, 16: 59-61.
16. Hernandez-santos C, Soto R, Rodriguez E. Design and dynamic modeling of humanoid biped robot e-Robot. *Int Con Hum Robots*, 2011, 16: 191-196.
17. Jamshidi N, Rostami M, Najarian S, Menhaj MB, Saadatnia M, Firooz S. Modelling of human walking to optimise the function of ankle-foot orthosis in Guillan-Barre patients with drop foot. *Sin Med J*, 2009, 50: 412-417.
18. Kailai W, Tagawa Y, SHiba N. Simulation of human body motion under the condition of weightlessness. *Int J Con*, 2009, 12: 1835-1839.
19. Mehmood A, Camescasse B, Ouezdou FB Cheng G. Simulation and design of 3-DOF eye mechanism using Listing's Law. *Int Con Hum Robots*, 2008, 10: 429-434.
20. Verstraete MC, Soutas-Little RW. A method for computing the threedimensional angular velocity and acceleration of a body segment from threedimensional position data. *J Bio Eng*, 1990, 112: 114-118.

21. Hinrichs NR. Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements. *J Biomech*, 1985, 18: 621-624.
22. Altinkök M, Ölçücü B. 10 Yaş tenisçilerde yarışma öncesi postural kontrol ile çeviklik performanslarının incelenmesi. *Selçuk Univ J Phy Ed Spor Sci*, 2012, 14: 273–276.
23. Marinsek M. Basic landing characteristics and their application in artistic gymnastics. *Sci Gym*, 2011, 2: 59-67.
24. Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur JM, Weise I, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neu Sci Let*. 2001, 303: 83–86.
25. Perrin P, Deviterne D, Hugel F, Perrot C. Judo, beter than dance, develops sensorimotor adaptibilities involved in balance control. *Gai Pos*, 2002, 15: 187-194.
26. Perrin P, Schneider D, Deviterne D, Perrot C, Constantinescu L. Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. *Neu sci Let*, 1998, 245: 155–158.
27. Bringoux L, Marin L, Nougier V, Barraud PA, Raphel C. Effects of gymnastics expertise on The perception of body orientation in the pitch dimension. *J Ves Res*, 2000, 6: 251-258.
28. Golomer E, Cremieux J, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neu Sci Let*, 1999, 267: 189-192.

29. Rogind H, Simonsen H, Era P, Bliddal H. Comparison of kistler 9861A force platform and chattecx balance system for measurement of postural sway: correlation and test – retest reliability. *Scand J Med Sci Spor*, 2003, 13: 106-114.
30. Vandorpe B, Vandendriessche J, Vaeyens R, Pion J, Lefevre J, Philippaerts RL. Factors discriminating gymnasts by competitive level. *Int J Spor Med*, 2011, 32: 591-597.
31. Atılğan OE, Akın M, Alpkaya U, Pınar S. Elit bayan cimnastikçilerin denge aletindeki denge kayıpları ile denge parametreleri arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Int J Hum Sci*, 2012, 9: 1260- 1271.
32. Asseman F, Caron O, Cremieux J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnastics?. *Neu Sci Let*, 2004, 358: 83-86.
33. Cohen SB, Whiting WC, McLaine AJ. Implementation of balance training in a gymnast's conditioning program. *Stren Cou J*, 2002, 24: 60-67.
34. Sparto PJ, Redfern MS, Jasko JG, Margaretha L, Casselbrant EM, Mandel J, Furman M. The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7-12 years. *Exp Bra Res*, 2006, 168: 505-516.
35. Carpes FP, Reinehr FB, Mota CB. Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther*. 2008, 12: 22–30.
36. Horak, F.B. Nashner, L.M. Central program of postural movements: Adaptations to altered. support – surface configurations. *J Neurophysiol*, 1986, 55: 1369 – 1381.
37. Runge F, shupert CL, Horak FB. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gai pos*, 1999, 10: 161 – 170.



38. Kerwin DG, Trewartha G. Strategies for maintaining a hand stand in the anterior posterior direction. *Med Sci Spor Exe*, 2001, 33: 1182 – 1188.
39. Mengütay S. *Artistik Cimnastik: Temel Teknik Hareketlerin Öğretim Yöntemleri ve Yardım Şekilleri*, 2. Baskı. İstanbul, Marmara Üniversitesi Yayını, 1992: 67-71.
40. Özgören NŞ. Barfikste Ters ve Düz Devir Hareketlerinin Biyomekanik Analizi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2014.
41. Welker GG. Introduction and history of gymnastics. *Clin Spor Med*, 1985, 4: 3-5.
42. Aykroyd P. *Gymnastics*. Çeviri: Mengütay S. Cimnastik, 1. Baskı. İstanbul, Adam Yayıncılık, 1984: 77-84.
43. Dainis, A. A model for gymnastic vaulting. *Med Sci Sports Exerc*, 1981, 13: 34-43.
44. Prassas S, Kwon YH. Sands WA. Biomechanical research in artistic gymnastics: a review. *Spor bio*, 2006, 5: 261 - 291.
45. Hatze H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *J Bio*, 1980, 13: 833-843.
46. Hemami H, Golliday CL. The inverted pendulum and biped stability. *Math Biosci*, 1977, 34: 95-110.
47. Hanavan EP. A Mathematical Model of the Human Body. *J Bio*, 1964, 1: 122-126.
48. Jensen RK. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Bio*, 1978, 11: 349- 358.
49. Yeadon MR. The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. *J Biomech*, 1990, 23: 67-74.

50. Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, 2<sup>nd</sup> ed. England, John Wiley & Sons, 1999, 311-320.
51. Yazıcı AG. Aktif Spor Yapan Sporcuların Lateralizasyon Düzeyleri İle Dinamik Ve Statik Denge Ve Bazı Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2012.
52. Nashner LM, Black FO, Wall C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci*, 1982, 2: 536-544.
53. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. *Phy Ther*, 1986, 66:1548-1550.
54. Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy, *Clin Bio*, 2002, 17: 203-210.
55. Cobb SVG. Measurement of postural stability before and after immersion in a virtual environment, *Appl Ergo*, 1999, 30: 47-57.
56. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. components of postural dyscontrol in the elderly: a review, *Neu Bio Agi*, 1989, 10: 727-738.
57. Aksu S. Denge Eğitiminin Etkilerinin Postüral Stres Testi İle Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Bilim Uzmanlığı Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 1994.
58. Spirduso WW. *Balance, Posture and Locomotion*. In: *Physical Dimensions of Aging*, 2<sup>nd</sup> ed. Champaign, Illionis, Human Kinetics, 1995: 173-179.
59. Guskiewicz KM. *Regaining Postural Stability and Balance: Rehabilitation Techniques for Sports Medicine and Athletic Training*. 2<sup>nd</sup> ed. New York, USA. McGraw Hill Companies, 2004: 217-221.

60. Jones LA. *Somatic sense, Proprioception*, 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia. Lippincott Williams and Wilkins Press, 1999: 111-129.
61. Okubo J, Watanabe I, Takeya T, Baron JB. Influence of foot position and visual field condition in the examination of equilibrium function and sway of Centre of gravity in normal persons. *Aggresse*, 1979, 20: 127-132.
62. Kendall FP, McCreary EK. *Posture and pain*, 3<sup>rd</sup> ed. Baltimore. Williams & Wilkins, 1993: 314-319.
63. Deliagina TG, Zelenin PV, Beloozerova IN, Orlovsky GN. Nervous mechanisms controlling body posture. *Phy Beh*, 2007, 92: 148-154.
64. Şimşek D, Ertan H. Postural control ve spor: spor branşlarına yönelik postural sensör-motor stratejiler ve postural salınım. *Spor Met Bed Eği Spor Bilim Derg*, 2011, 4: 81-90.
65. Akın G, Erol E, Tekdemir İ, Gültekin T, Bektaş Y. *Antropometri ve Spor*, 2. Baskı. Ankara, Alter Yayınları, 2013: 115-121.
66. Bartlett, R. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*, 2<sup>nd</sup> ed. Routledge. Amazon, 2007: 211-214.
67. Durkin JL, Dowling JJ, Andrews DM. The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry. *J Bio*, 2002, 35: 1575-1580.
68. Çelik M, Karakurt A. Biyomekanik'in Beden Eğitimi ve Spor Eğitimindeki Yeri. *Dicle Tıp Derg*, 2002, 29: 43-47.
69. Açıkkada C, Demirel H. *Biyomekanik ve Hareket Bilgisi*, 1.Baskı. Eskişehir, Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi Yayın, 1993: 77-81.
70. Çelebi, G. *Biyofizik*, 1.Baskı. İzmir, Barış Yayınları Fakülteler Kitabevi, 2000: 119-124.

71. Allard PA, Stokes IA, Blachi JP. *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, 2<sup>nd</sup> ed. Champaign, Human Kinetics, 1995: 372-373.
72. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whitlesey SN. *Research Methods in Biomechanics*, 2<sup>nd</sup> ed. Champaign, Human Kinetics, 2004: 217-221.
73. Greenwood DT. *Principles of Dynamics*, 2<sup>nd</sup> ed. New Jersey, Prentice-Hall, Inc, Englewood Cliffs, 1988: 163-165.
74. Hughes MD, Bartlett RM. The use of performance indicators in performance analysis. *J Spor Sci*, 2002, 20: 739-754.
75. Marshall RN, Elliott BC. *Biomechanical Analysis*. 2<sup>nd</sup> ed, New Jersey, Blackwell Publishing, 1995: 375-379.
76. Morasso PG. *Human Motion Analysis*. 3<sup>rd</sup> ed, New Jersey, John Wiley and Sons, 2006: 298-302.
77. Hume P, Morrison J. Video analysis for skill and technique assessment: *Guidelines for Athlete Assessment in New Zealand Sport*. 2<sup>nd</sup> ed, New Jersey, Prentice-Hall, Inc, Englewood Cliffs, 1995: 1-7.
78. Gordon D, Robertson E, Caldwell G E. *Research Methods in Biomechanics*. 3<sup>rd</sup> ed, Champaign, Human Kinetics, 2004: 9-34.
79. Otten E. Inverse and Forward Dynamics: Models of Multi Body Systems, *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 2003, 358: 1493-1500.
80. Yeadon MR, King MA. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*. 3<sup>rd</sup> ed, London. Routledge, 2007: 176-205.
81. Fleisig GS, Jameson EG, Dillman CJ, Andrews JR. *Biomechanics of Overhead Sports, Exercise and Sport Science*. 2<sup>nd</sup> ed, Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 2000: 161-164.

82. Durkin JL, Dowling JJ, Andrews DM. The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry. *J Biomech*, 2002, 35: 1575-1580.
83. Rızaoğlu E, Snel N. *Klasik Mekanik*, 1.Baskı. İstanbul, Okutman Yayıncılık, 2002: 375-379.
84. Schneider K, Zernicke RF. Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J Bio*, 1992, 25: 145-48.
85. Amca AM. Statik Durumlarda Kaya Tırmanışına Sonlu Elemanlar Yaklaşımı. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
86. Yeadon MR. The sumilation of Aerial movement – III: The determination of the angular moment of the human body. *J Bio*, 1990, 23: 75-83.
87. Hiley MJ, Yeadon MR, Buxton E. Consistency of performances in the Thatched release and re-grasp on high bar. *Spor Bio*, 2007, 6: 121-130.
88. Zatsiorsky VM. *Kinetics of Human Motion*. 2<sup>nd</sup> ed, Champaign, Human Kinetics, 2002: 375-378.
89. Çakıroğlu M, Uluçam E, Cıgalı BS, Yılmaz A. Eltopu oyuncularında vücut ölçümlerinden elde edilen oranlar. *Trakya Üniv Tıp Fak Derg*, 2002, 19:35-38.
90. Dere F, Durgun B. *Spor Eğitimi İçin Fonksiyonel Anatomi*, 1. Baskı. Adana, Okullar Kitabevi, 1994: 86-91.
91. Duyul M. Hentbol, Voleybol ve Futbol niversite Takımlarının Bazı Motorik ve Antropometrik zelliklerinin Basariya olan Etkilerinin Karsilastirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Samsun: On Dokuz Mayıs Üniversitesi, 2005.

92. Forwood MR, Neal RJ, Wilson BD. Scaling segmental moments of inertia for individual subjects. *J Bio*, 1985, 18: 755-761.
93. Herrington L, Davies R. The influence of Pilates training on the ability to contract the Transversus Abdominis muscle in asymptomatic individuals. *J Bodyw Mov Ther*, 2005, 9: 52-57.
94. Kır T, Ceylan S, Hadse M. Antropometrinin sağlık alanında kullanımı. *Türkiye Klin Tıp Bilim Derg*, 2000, 20: 378-384.
95. Margaria R. *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise*. 1<sup>nd</sup> ed, London, Oxford University Press, 1976: 181-182.
96. Marin L, Bardy BG, Bootsma RJ. Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *J Spor Sci*, 1999, 17: 615-626.
97. Shumway AC, Woolacott MH. *Motor Control: Theory and Practical Applications*, 4<sup>nd</sup> ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2001: 312-315.
98. Vuillerme N, Nougier V. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Res Bull*, 2004, 63: 161-165.
99. Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neu Sci Let*, 2001, 311: 73-76.
100. Wang ZM, Pierson RN, Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organising body composition research. *Am J Clin Nutr*, 1992, 56: 19-28.
101. Hedbavny P, Sklenarikova J, Hupka D, Kalichova M. Balancing in handstand on the floor. *Sci Gym J*, 2013, 5: 69-80.
102. Uzunov V. The handstand: a four stage training model. *Gym Co*, 2008, 2: 52-59.

103. Kwon YH, Casebolt JB. Effects of light refraction on the accuracy of camera calibration and reconstruction in underwater motion analysis. *Sports Biomech*, 2006, 5: 315-340.
104. Brewin MA, Kerwin DG. Accuracy of scaling and DLT reconstruction techniques for planar motion analyses. *J Appl Bio*, 2003, 19: 79-88.
105. Pezzack JC, Norman RW, Winter DA. An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. *J Bio*, 1977, 10: 377-382.
106. Adham R, Shibab I, Asfour S. Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematic data. *J Bio*, 1999, 32: 317-321.
107. Alptekin A, Aritan S. Uzun atlamada çıkış evresinin kinematiği: 2 ve 3 boyutlu analizin karşılaştırılması. *Pam J Spor Sci*, 2013, 4: 152-164.
108. Korkusuz F, Tümer T. Ortopedide biyomekanik yaklaşımlar. *Ankara Üniv Dikimevi SZMYO Derg*, 2001, 2: 25-31.
109. Mavrikios D, Karabatsou V, Alexopoulos K, Pappas M, Gogos P, Chrystolouris G. An approach to human motion analysis and modeling, *Int J Ind Erg*, 2006, 36: 979-989.
110. Ji X, Liu H. Advances in view- invariant human motion analysis: a review. *IEEE Trans Syst Man Cybern Syst*, 2010, 40: 13-25.
111. Çilli M. İnsan Hareketinin Modellenmesi Ve Benzeşiminde Temel Bileşenler Analizi Yönteminin Kullanılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
112. Chen Z, Wang L, Yung NHC. Adaptive human motion analysis and prediction. *Pattern Recogn*, 2011, 44: 2902-2914.
113. Karaköse M, Makinist S. İnsan kaldırma hareketinin analizi için tip-2 bulanık sistem yaklaşımı. *TBV Bilgi Bilim Müh Derg*, 2013, 7: 11- 21.

114. Çilli M, Arıtan S. Hareket analizi sistemlerinde sayısallaştırmada ortaya çıkan hataların dağılımı. *Spor Bilim Derg*, 2004, 15: 91-99.
115. Prassas SG. Biomechanical model of the press handstand in gymnastics. *Int J Spor Bio*, 1988, 4: 326-341.
116. Kong PW, Leung SY, Han YS. Effect of hand placement position on press to handstand techniques and stability. *Port J Spor Sci*, 2011, 11: 29-37.
117. Asseman F, Gahery Y. Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. *Neu Sci Let*, 2005, 375: 134-137.
118. Solobounov SM, Newell KM. Postural dynamics in upright and inverted stances. *J App Bio*, 1996, 12: 185-196.
119. Sobera M. Maintain body balance in extreme positions. *Biol Sport*, 2007, 24: 81-83.
120. Yeadon MR, Trwartha G. Control strategy for a hand balance. *Moto Cont*, 2003, 7: 411-430.
121. Gauthier G, Marin L, Leroy D, Thouwarecq R. Dynamics of expertise level: coordination in handstand. *Hum Mov Sci*, 2009, 28: 129-140.
122. Clement G, Rezette D. Motor behavior underlying the control of an upside down vertical posture. *Exp Brain Res*, 1985, 59: 478-484.
123. Mohammadi M, Sadeghi H, Shirzad E, Kazemi SE. Functional role of upper limbs and hip in during control balance hand stand performance in male gymnasts. *Int J Sport Study*, 2011, 1: 86-90.



## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

<b>Kişisel Bilgiler</b>
Adı Soyadı : Mohsen MOHAMMADI
Doğum Tarihi : 21.09.1985
Doğum Yeri : Khalkhal
Medeni Hali : Evli
Uyruğu : İran
Adres : Atatürk Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Sağlık Spor Bilimleri Anabilim Dalı, ERZURUM
Telefon : 05075509267
E- Posta : Mohsen64_m@yahoo.com
<b>Eğitim</b>
Lise : Allame Tabatabayi Lisesi. (2003)
Lisans : Urmia Üniversitesi Edebiyat Fakültesi, (2004-2008)
Yüksek Lisans : Central Tehran Branch Üniversitesi Sport Science and Physical Education Fakültesi, (2008-2010)
Doktora : Atatürk Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi, Sağlık Spor Bilimleri Anabilim Dalı, (2012-2017)
<b>Yabancı Dilbilgisi</b>
TÖMER : YÜKSEK (DİPLOMA) ADP C1 (30/ 12 / 2011)
<b>İlgi Alanları, Hobiler</b>
Biyomekanik, Hareket Analizi, Masa Tenisi, Badminton

## EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU

### BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR YÜKSEKOKULU ALT ETİK KURUL KARARI

Spor Sağlık Bilimleri Anabilim Dalı doktora öğrencisi Mohsen MOHAMMADI' nin "Cimnastik Branşında Amuda Kalkma Hareketinin Üç Boyutlu Biyomekanik Analizi ve Modellenmesi" başlıklı doktora tez çalışması görüşüldü.

İlgilinin doktora tez çalışması alt etik kurulda onaylanarak mevcudun oybirliği ile karar verildi. 23.01.2015

ADI SOYADI	GÖREVİ	İMZA
Doç. Dr. Murat KALDIRIMCI	Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Etik Alt Kurul Başkanı	
Doç. Dr. İlhan ŞEN	Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Etik Alt Kurul Başkan Yardımcısı	
Yrd.Doç. Dr. Orcan MIZRAK	Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Etik Alt Kurul Üyesi	
Yrd. Doç. Dr. Ahmet ŞİRİNKAN	Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Etik Alt Kurul Üyesi	
Yrd. Doç. Dr. Yunus ÖZTAŞYONAR	Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Etik Alt Kurul Üyesi	