



T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**DOKTORA TEZİ**

**DİNAMİK KASILMALAR ESNASINDAKİ KAS  
KOORDİNASYONUNUN BİYOMEKANİK ANALİZİ**

**Nuray KORKMAZ CAN**

**Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Makine Mühendisliği Programı**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN**

**II. DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ**

**Mayıs, 2017**


**İSTANBUL**

Bu çalışma 15/05/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Tez Jürisi:**

  
Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN (Danışman)  
İstanbul Üniversitesi  
Mühendislik Fakülte

  
Prof. Dr. Recep BURKAN  
İstanbul Üniversitesi  
Mühendislik Fakülte

  
Prof. Dr. Can A. YÜCESOY  
Boğaziçi Üniversitesi  
Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü

  
Prof. Dr. Ziya SALİHOĞLU  
İstanbul Üniversitesi  
Mühendislik Fakülte

  
Doç. Dr. Erkan KAPLANOĞLU  
Marmara Üniversitesi  
Mekatronik Mühendisliği Bölümü



20.04.2016 tarihli resmi gazetede yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

## ÖNSÖZ

Tez çalışması boyunca bilimsel açıdan gelişmem için bana her türlü desteği ve olanağı sağlayan danışman hocalarım Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ'a ve Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN'a çok teşekkür ederim.

Tez izleme komitemin üyeleri, Prof. Dr. Recep BURKAN'a ve Prof. Dr. Can A. YÜCESOY'a tezimin oluşum sürecindeki değerli yorumları ve katkılarından dolayı kendilerine teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin deneysel kısmını gerçekleştirmeme olanak sağlayan Prof. Dr. Marcus PANDY'e, deneyler esnasında ve sonrasında desteklerinden dolayı Adrain LAI'a, Melbourne Üniversitesi doktora öğrencileri ve akademik personeline teşekkürü bir borç bilirim.

Tüm hayatım boyunca, her konuda beni destekleyen ve yüreklendiren aileme, kardeşlerime ve eşime sonsuz sevgi ve şükranlarımı sunarım

Mayıs 2017

Nuray KORKMAZ CAN

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
TABLO LİSTESİ .....	ix
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ .....	x
ÖZET.....	xii
SUMMARY .....	xiii
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL KISIMLAR .....</b>	<b>6</b>
2.1. İSKELET KASLARININ ANATOMİSİ VE FİZYOLOJİSİ .....	6
2.1.1. İskelet Kaslarının Yapısı.....	6
2.1.2. Kas Mimarisi.....	8
2.1.2.1. Pennasyon Açısı .....	9
2.1.2.2. Kas Kesit Alanı.....	10
2.1.3. Kas Lifi Tipleri .....	11
2.1.4. Kas Kuvveti-Kas Boyu İlişkisi .....	12
2.1.5. Kas Kuvveti - Kasılma Hızı İlişkisi .....	14
2.1.6. Kasın Kasılma Tipleri .....	15
2.1.6.1 Statik Kasılma .....	16
2.1.6.2 Dinamik Kasılma.....	16
2.1.7. Tendon .....	16
2.2. KASLARIN VE TENDONLARIN MODELLENMESİ.....	18
2.2.1. Thelen Kas Modeli.....	20
2.2.2. Millard Kas Modeli.....	24
2.3. TEMEL ANATOMİK KAVRAMLAR .....	26
2.3.1. Temel Eklem Hareketleri .....	28
2.4. KOŞMANIN TEMEL BİYOMEKANİK İLKELERİ.....	31
2.4.1. Koşma Devri .....	31

2.4.2. Sabit Hızla Koşma ve İvmelenerek Koşma .....	34
2.4.3. Adım Uzunluğu ve Adım Frekansının Koşma Hızına Etkisi.....	35
2.5. SPORCULARIN VE SEDANTERLERİN KAS-İSKELET SİSTEMLERİ ARASINDAKİ FARKLILIKLAR .....	36
<b>3. MALZEME VE YÖNTEM .....</b>	<b>40</b>
3.1. DENEY VERİLERİNİN TOPLANMASI.....	40
3.1.1 Gönüllülerin Bulunması Süreci.....	41
3.1.2 Gönüllülerin Denemelere Hazırlanması.....	41
3.1.3 Yerin Tepki Kuvvetinin Ölçümü .....	44
3.1.4 Elektromyografi .....	44
3.1.5 Deney Protokolü .....	45
3.1.6. Deney Verilerinin Ön İşlenmesi .....	48
3.2. BİLGİSAYAR DESTEKLİ MODELLEME VE ANALİZ.....	48
3.2.1. Modelin Modifikasyonu.....	49
3.2.2. Modelin Doğrulanması .....	52
3.2.3. Modelin Ölçeklendirilmesi .....	55
3.2.4. Ters Kinematik Analiz.....	56
3.2.5. Ters Dinamik Analiz.....	57
3.2.6. Kalıntı Azaltma Algoritması ( Reduce Residual Algorithm- RRA).....	59
3.2.7. Statik Optimizasyon.....	60
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>64</b>
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....</b>	<b>73</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>77</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>88</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>93</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

	<b>Sayfa No</b>
<b>Şekil 2.1:</b> İskelet kasının temel bileşenleri.....	7
<b>Şekil 2.2:</b> İskelet kaslarının yapısı.....	7
<b>Şekil 2.3:</b> Kasların çeşitli lif dizilimleri (referans [57]'den uyarlanmıştır.).....	8
<b>Şekil 2.4:</b> Pennasyon açısının kas üzerinde gösterimi.....	10
<b>Şekil 2.5:</b> Anatomik kesit alanı ve fizyolojik kesit alanının farklı lif dizilimine sahip kaslardaki gösterimi A) paralel lif dizilimi B) unipennate lif dizilimi C) bipennate lif dizilimi D) multipennate lif dizilimi.....	11
<b>Şekil 2.6:</b> Normalize aktif (siyah çizgi) ve pasif (kesikli çizgi) kas kuvvet-uzunluk ilişki grafiği.....	13
<b>Şekil 2.7:</b> Normalize kas kuvvet-hız grafiği.....	15
<b>Şekil 2.8:</b> Tendonun tipik gerilme-birim uzama grafiği.....	17
<b>Şekil 2.9:</b> Kas-İskelet Modellerinde Kullanılan Kas-tendon elemanın basitleştirilmiş geometrik temsili (referans [79]'den uyarlanmıştır.).....	19
<b>Şekil 2.10:</b> Millard tarafından yapılan çalışma sonucu güncellenmiş Thelen2003 kas modeli ve orijinal Thelen 2003 kas modelinin kıyaslanması (referans [79]'den uyarlanmıştır.).....	23
<b>Şekil 2.11:</b> Millard tarafından yapılan çalışma sonucu güncellenmiş Thelen2003 kas modeli ve Millard 2012 kas modelinin aktif kas kuvveti eğrilerinin kıyaslanması (referans [79]'den uyarlanmıştır.).....	24
<b>Şekil 2.12:</b> Anatomik düzlemler ve terimler.....	28
<b>Şekil 2.13:</b> Diz ve kalça fleksiyon ekstansiyon hareketi.....	29
<b>Şekil 2.14:</b> Üst ekstremité kol fleksiyon ekstansiyon hareketi.....	30
<b>Şekil 2.15:</b> Temel eklem hareketleri A) Abdüksiyon, addüksiyon hareketi B) lateral ve mediyal rotasyon hareketi C) dorsi ve plantar fleksiyon hareketi.....	31
<b>Şekil 2.16:</b> Yürüme ve koşma devirleri ve periyotları ([88] kullanılarak uyarlanmıştır.).....	33
<b>Şekil 2.17:</b> Elite Atletlerin ve sedanterlerin normalize kas hacimlerinin karşılaştırılması (veriler [103]'den alınmıştır.).....	37
<b>Şekil 2.18:</b> Kadavra çalışmalarından elde edilen PCSA ve MRI çalışmalarında Elde edilen PCSA değerlerinin karşılaştırılması (veriler [104]'den alınmıştır.).....	39

<b>Şekil 3.1:</b> Avustralya Spor Enstitüsünde verilerin toplandığı koşu parkuru.....	40
<b>Şekil 3.2:</b> Model üzerinde işaretleyici konumları ve isimlerinin gösterimi.....	42
<b>Şekil 3.3:</b> Sentetik zemine gömülü kuvvet platformları. ....	44
<b>Şekil 3.4:</b> Gönüllü üzerine EMG elektrotlarının yerleştirilmesi.....	45
<b>Şekil 3.5:</b> Gönüllünün farklı ivmelenme aşamalarındaki fotoğrafları. ....	46
<b>Şekil 3.6:</b> Şematik kuvvet platformları ve kameraların yerleşimi. ....	47
<b>Şekil 3.7:</b> Modellemede kullanılan kas-iskelet modeli ve her uzva ait aktif serbestlik dereceleri gösterilmektedir. ....	50
<b>Şekil 3.8:</b> Bazı temel kaslara ait moment kollu değerleri ve bunların Buford'un 1997 yılında yapmış olduğu deneyler sonucunda elde edilen verilerle karşılaştırılması.....	51
<b>Şekil 3.9:</b> Sabit 7 m/s koşu hızında ölçülen dokuz farklı yüzeyel EMG ölçümü ile elde edilen veriler ve analiz sonucu elde edilen aktivasyon değerlerinin kıyaslanması. burada ILPSO (iliacus, psoas kaslarının ürettiği kas kuvveti toplamı) GMAX(superior, inferior ve middle gluteus maksimus kas grubu) ve GMED( anterior, posterior ve middle kısımlarından meydana gelen gluteus medius kas grubu), HAMS (biceps femoris long head, semimembranosus and semitendinosus kas grubu) RF (rectus femoris kası ), VAS (vastus medialis, vastus intermedius and vastus lateralis kas grubu ), GAS (medial and lateral gastrocnemius kas grubu), SOL (soleus kas grubu), TIBANT (tibialis anterior kas grubu) göstermektedir. ....	54
<b>Şekil 3.10:</b> Bu tezde kullanılan Hill tipi kas-tendon grubu .....	61
<b>Şekil 4.1:</b> İvmelenmeli koşu esnasında ölçülen basma fazı süresi ve çift adım uzunluğu (*= $p<0.05$ , **= $p<0.01$ ve ***= $p<0.001$ göstermektedir.).....	66
<b>Şekil 4.2:</b> Farklı başlangıç koşullarındaki tüm ivmelenme denemeleri ve sabit hız denemelerini kıyaslanması.....	67
<b>Şekil 4.3:</b> Farklı başlangıç koşullarındaki tüm ivmelenme denemeleri ve sabit hız denemelerini eklem momenti değerinin kıyaslanması.....	69
<b>Şekil 4.4:</b> Farklı başlangıç koşullarındaki tüm ivmelenme denemeleri ve sabit hız denemelerini kas kuvveti değerinin kıyaslanması, burada ILPSO (iliacus, psoas kaslarının ürettiği kas kuvveti toplamı) GMAX(superior, inferior ve middle gluteus maksimus kas grubu) ve GMED( anterior, posterior ve middle kısımlarından meydana gelen gluteus medius kas grubu), HAMS (biceps femoris long head, semimembranosus and semitendinosus kas grubu) RF (rectus femoris kası ), VAS (vastus medialis, vastus intermedius and vastus lateralis kas grubu ), GAS (medial and lateral gastrocnemius kas grubu), SOL (soleus kas grubu), TIBANT (tibialis anterior kas grubu) göstermektedir. ....	70



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa No

<b>Tablo 2.1:</b> Millard'ın yaptığı kasın sinüzoidal gerilmesi, OpenSim kütüphanesi model gait2354 ve arm26 üzerinde yaptığı simülasyonlar sonuçlarının kıyaslaması ile elde ettiği verilerin özeti [73] .....	26
<b>Tablo 3.1:</b> Bu tezde kullanılan işaretleyici isimleri ve konumları .....	43
<b>Tablo 4.1:</b> Gönüllülere ait temel bilgiler.....	64
<b>Tablo 4.2:</b> Farklı İvmelenme durumunun istatistiksel olarak kıyaslanması.....	68

## SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
$a$	: Kasın aktivasyonunu
$\dot{a}$	: Kasın aktivasyonunun zamana göre türevini
$a_h$	: Kısalan bir kasın sıcaklığını tanımlayan Hill katsayısı
$a_{\min}$	: İzin verilen minimum kas aktivasyon değeri
$b$	: Kas lifinin uzaması ve kışalmasına bağlı hesaplanan bir parametre
$b_h$	: Kısalan bir kasın enerji kullanımını tanımlayan Hill katsayısı
$C$	: Sistemin coriolis kuvvetleri matrisi
$E$	: Sistemine uygulanan dış kuvvetler matrisi
$F^{PE}$	: Kasın pasif kuvvet-uzunluk ilişkisini gösteren denklem
$F_a$	: Aktif kas kuvveti
$F_i^{kas}$	: Kasın ürettiği kuvvet vektörü
$\bar{f}_l$	: Aktif kuvvet-uzunluğu ölçek faktörü
$F_0^M$	: Kasın ürettiği maksimum kuvvet
$k^{PE}$	: Üstel şekil faktörü
$L$	: Lif uzunluğu
$l_o^m$	: Optimum kas lifi boyu
$M$	: Sistemin kütle matrisi
$m$	: Kasın kütlesi
$M_{eklem}^{kas}$	: Kas kuvveti kullanılarak hesaplanan eklem moment vektörü
$r$	: Moment kolu
$q$	: Genelleştirilmiş koordinatların konumu
$\dot{q}$	: Genelleştirilmiş koordinatların hızı
$\ddot{q}$	: Genelleştirilmiş koordinatların ivmesi
$u$	: Kasın sinirsel uyarımı
$V_{\max}$	: Kasın maksimum kasılma hızı
$w_i$	: Ağırlık katsayısı
$x_i^{deney}$	: İşaretleyicinin gönüllü üzerindeki konumu
$x_i^{model}$	: İşaretleyicinin model üzerindeki konumu
$\varepsilon_0^M$	: Maksimum izometrik kuvvet nedeniyle pasif kas gerilmesini
$\rho$	: Kasın yoğunluğu
$\gamma$	: Şekil faktörünü
$\theta$	: Pennasyon açısı
$\tau$	: Net eklem tork vektörü

$\tau_A$	: Aktivasyon zaman sabiti
$\tau_D$	: Deaktivasyon zaman sabitini
$v$	: Sürat

<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
--------------------	-----------------

<b>AF</b>	: Adım frekansı
<b>AKA</b>	: Anatomik kesit alanı
<b>AIS</b>	: Avustralya Spor Enstitüsü
<b>AU</b>	: Adım Uzunluğu
<b>EMG</b>	: Elektromyografi
<b>GRF</b>	: Yer tepki kuvveti
<b>KA</b>	: Kesit alanı
<b>KH</b>	: Kesit hacmi
<b>PCSA</b>	: Fizyolojik kesit alanı
<b>ss</b>	: Standart sapma

## ÖZET

### DOKTORA TEZİ

#### DİNAMİK KASILMA ESNASINDAKİ KAS KOORDİNASYONUNUN BİYOMEKANİK ANALİZİ

Nuray KORKMAZ CAN

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

II. Danışman : Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ

İnsanların günlük fiziksel ve spor aktiviteleri, dinamik ve statik kasılma kombinasyonu olan hareketler içermekte olup insan vücudunun düzgün ve kontrollü hareket edebilmesi için dinamik ve statik kasılma arasında sürekli bir geçiş olması gerekmektedir. Yürüme, atlama, koşma gibi dinamik kasılmanın etkin olduğu hareket koşullarında kaslar eklem açısını değiştirmek için kuvvet üretmektedir ve her hareket tipi için vücut farklı bir hareket stratejisi izlemektedir. Bu çalışmada, ivmelenmeli sprint koşusu ve sabit hızda koşu arasındaki kinematik ve kinetik farklılıklar tespit edilmesi için deney verileri ve bilgisayar destekli modelleme yöntemi kullanılmıştır. Bunu gerçekleştirmek için sekiz gönüllüden sabit hızda koşma ve ivmelenmeli sprint koşusu esnasında işaretleyici konumları, yer reaksiyon kuvveti ve elektromiyografi (EMG) verileri ölçülmüştür. Daha sonra, eklem açıları, eklem momentleri ve her kasa ait kas kuvvetleri hesaplanarak hangi kasların koşu ve sprint koşusu esnasında etkili olduğunun belirlenmiştir.

Mayıs 2017, 108 sayfa.

**Anahtar kelimeler:** Ters dinamik, statik optimizasyon, hareket analizi, kas-iskelet sistemi modellemesi, sprint koşusu, koşu

## **SUMMARY**

### **Ph.D. THESIS**

#### **BIOMECHANICAL ANALYSIS OF MUSCLE COORDINATION DURING DYNAMIC CONTRACTION**

**Nuray KORKMAZ CAN**

**İstanbul University**

**Institute of Graduate Studies in Science and Engineering**

**Department of Mechanical Engineering**

**Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN**

**Co-Supervisor : Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ**

Human daily physical activities and athletic events involve a combination of static and dynamic contraction and require a continual switching between one type of muscle contraction and another to produce smooth motion. During dynamic contraction such as walking, jumping and running, muscles generate forces to contribute to the change of joint angle and each motion pattern has a different movement strategy. In this study, experimental data and computational modelling were used to determine kinematic and kinetic differences between acceleration phase of sprinting and running at constant speed. To do so, marker derived kinematics, ground reaction force and electromyographic (EMG) data were collected for eight participants during steady-state running and sprint acceleration. Then, joint angles, joint moments and individual muscle forces were calculated to quantify how the muscle coordination changes from running at constant speed to sprinting

May 2017, 108. pages.

**Keywords:** Inverse dynamics, static optimization, motion simulation, musculoskeletal modeling, , sprinting, running.

## 1. GİRİŞ

Düzgün ve kontrollü bir hareketin meydana gelmesi için kaslar eş zamanlı statik ve dinamik olarak kasılmaktadır. Kasların statik olarak kasılması sonucu hareketin oluşumunu engelleyecek istenmeyen güçlere ve yerçekimine karşı uzuv desteklenirken kasların dinamik olarak kasılması sonucu uzuvların hareket etmesini sağlamaktadır. Yürüme, koşma, zıplama gibi günlük hayatta sıklıkla gerçekleştirdiğimiz hareketler dinamik kasılma sonucu meydana gelmektedir.

Koşma ve yürüme günlük hayatta kritik önem taşıyan fonksiyonlardır. Bu iki temel hareket esnasında alt uzuv kaslarının fonksiyonları farklılık göstermektedir. Yürüme esnasında amaç, mümkün olan en az enerji kullanılarak vücudun planlanan bir noktaya taşınması iken “sprint” koşusunda amaç hedeflenen noktaya en kısa sürede ulaşmaya çalışmaktır. Bu nedenle, her iki temel hareket esnasındaki kas kuvvet koordinasyonunun aynı olmayacağı ön görülebilir.

Koşu, her geçen yıl daha fazla rağbet görmeye başlayan ve dünyanın en popüler spor dallarından bir tanesidir. Bu spor dalını herkes için cazip kılan etkenler; düşük maliyetli olması, kalp hastalıkları riskini azaltması, kemik yoğunluğunu artırması, stresi azaltması ve kişinin form tutmasına yardımcı olması olarak sayılabilir. Koşunun artan popülaritesine rağmen koşu esnasında sakatlanma riski oldukça yüksektir. Alt ekstremitede koşu esnasında meydana gelen yaralanma oranı % 19.4 -79.3 arasında değişmektedir. En sık alt ekstremitte yaralanmaları % 7.2 -50.0 oranında diz ekleminde, % 9.0 -32.2 oranında alt bacakta (incik, aşil tendonu, baldır ve topuk ) ve % 3.4 -38.1 oranında ise üst bacakta (hamstring, uyluk ve kuadriseps) meydana gelmektedir [1]. Bu sakatlanmaların temel nedenlerinin antrenman, sağlık durumu ve yaşam şekli ile ilgili faktörlere bağlı olduğu ve sakatlanmaların çoğunda tıbbi yardım gerektiği çeşitli çalışmalarda ifade edilmektedir [2-5]. Bu nedenle, koşu esnasındaki kas iskelet yaralanması nedenleri ve önleyici faktörler sıklıkla araştırılan konulardandır [6, 7]. Yapılan birçok çalışmada, koşu esnasında meydana gelen yaralanmaların temel sebeplerinin aşırı kullanıma bağlı nedenler (excessive mileage), ayağın yere teması

esnasında ayağa uygulanan darbe kuvvetinin yüksek olması ve pronasyon açısının fazla olması olarak gösterilmektedir [8, 9]. Nigg'in [10] 2001 yılında yaptığı çalışmada kronik ve / veya akut koşu yaralanmalarının oluşumunda ayağın yere teması esnasında uygulanan darbe kuvvetinin etkisinin iyi anlaşılmadığı ve koşu yaralanmalarının sıklığını veya türünü azaltmakta yeterince başarılı olunamadığı için "yastıklama (cushioning)" kavramının tekrar ele alınması gerektiği vurgulanmaktadır.

Son yüzyılda antrenman tekniklerinin geliştirilmesi, sporcuların psikolojik olarak yarışa hazırlanması, bilgisayar destekli analizlerin sporcu performansını artırmada kullanılması gibi faktörlerden dolayı 100 m sprint koşusu yarışma derecelerinde gelişmeler olmuştur. 1912 yılında yapılan erkekler 100 m kısa mesafe koşusunda Amerika Birleşik Devletlerinden Donald Lippincott'ının 10.6 s olan derecesi, 2009 yılında Jamaikalı Usain Bolt tarafından 9.58s'ye indirildiği görülürken kadınlarda en iyi derece 10.49s ile Florence Griffith-Joyner'a aittir.

Bugüne kadar yapılan çalışmaların çoğunda performans ve koşu tekniği, eklem hareketleri ve yer tepki kuvveti ölçümlerinden elde edilen veriler kullanılarak iyileştirilmiştir. Koşu hızına etki eden temel parametrelerin adım uzunluğu ve adım frekansı olduğu bilinmektedir. Bu parametrelerin değişimini sağlayan kas koordinasyon stratejisi ve ilgili kaslara ait kas kuvveti değeri sabit hızla koşu çalışmalarında anlaşılmaya çalışılmıştır [11-13]. Fakat koşunun ivmelenme fazındaki kas kuvvet koordinasyonu tam olarak bilinmemektedir.

Hareket esnasındaki kas koordinasyonun anlaşılması kas kuvvetlerinin bilinmesi ile mümkün olmaktadır. Fakat kas kuvvetlerinin invazif olmayan bir yolla ölçümü mümkün değildir. Bazı çalışmalarda, invazif olarak gerinim ölçer kuvvet dönüştürücü (Strain-Gauge transducer) kullanılarak insanlar üzerinde çeşitli hareketler esnasında kuvvet ölçümü yapılmıştır [14-16]. Fakat bu ölçümler etik nedenlerden dolayı pek kullanılamamaktadır. Ayrıca, bu ölçümlerde aşıl tendonundan kuvvet değerleri ölçülmüş olup, aynı anda diğer kasların kas kuvvetleri ölçülemediğinden kas koordinasyonu hakkında kesin bilgiye ulaşılmamasında kullanılmaya elverişli değildirler. Bu nedenle, bilgisayar destekli kas iskelet sistemi modellerinin kullanılması, kas koordinasyonunun araştırılması ve kas kuvvetlerinin kestiriminde kullanılacak en iyi alternatifler içinde yer almaktadır [17-19].

Kas kuvvetlerinin kestirimi ve dolayısıyla kas koordinasyonunun araştırılmasında bilgisayar destekli kas iskelet sistemlerinin kullanılmasının önündeki en büyük engel genel dağılım problemidir [20]. Kas-iskelet sistemi modellerinde kas sayısı sistemin serbestlik derecesinden fazla olduğundan, eklemi saran her kasa ait kas kuvveti hesaplanmak istenirse sonsuz sayıda çözüm bulunmaktadır. Bu tip sistemler az-tanımlı sistemler olarak adlandırılmaktadır. Biyomekanikte bu problem, genel dağılım ya da artıklık problemi (redundancy problem) olarak adlandırılmaktadır. Bu sonsuz sayıdaki çözümden, optimizasyon metotları kullanılarak performans kriterini sağlayan belirli bir kombinasyon seçilebilmektedir [21].

Kas-iskelet modellerinin geliştirilmesi, geniş bir araştırmacı kitlesi tarafından kullanılması ve analizinin kolaylaştırılması amacıyla özel olarak tasarlanmış yazılım paketleri (Anybody, OpenSim, SIMM ve BOB vb.) bulunmaktadır. Kas-iskelet modelleri kullanılarak insanların farklı koşullardaki hareketinin altında yatan kas koordinasyon stratejisini araştıran birçok çalışma bulunmaktadır [17, 22-25]. Bu tezde de kullanılan Stanford Üniversitesi tarafından geliştirilen Opensim açık kaynak kodlu bilgisayar programı biyomekanik camiasında sıklıkla kullanılmaktadır [17]. Bu program çok çeşitli koşullarda analiz yapma imkânı vermektedir. Bunlar; yürüme [26-28], bisiklete binme [29], patolojik yürüme [30, 31] ve farklı hızlardaki koşu esnasındaki kas koordinasyonunun anlaşılması [32, 33] veya belirli bir kas grubunun (örneğin; hamstring, kuadriseps) koşma ve yürüme gibi aktiviteler esnasındaki rolünün araştırılmasıdır [13, 34, 35]. Opensim programı aynı zamanda hareket esnasındaki kas-tendon biriminin boy ve kuvvet değişimini hesaplama imkânı sunmakta olup son yıllarda oldukça popüler olan kas boyunun in vivo olarak ölçülmesi çalışmalarında [36-38] deney verileri ile teorik verilerin kıyaslanmasına olanak sağlamaktadır.

Literatürde alt ekstremiteye ait segment uzunlukları, kütleleri, atalet momentleri, kütle merkezi konumları, dönme eksenleri ve eklem serbestlik dereceleri iyi olarak tanımlandıklarından dolayı ters dinamik analiz kullanılarak koşu [39-42] ve “sprint” koşusu [40, 42-44] sırasındaki eklem momenti, gücü ve işi hesaplanabilmektedir. Bahsi geçen çalışmalarda kullanılan modellerde kaslar bulunmamakta olup kas ile ilgili mekanizmaların araştırılmasında yetersizdirler. Koşu esnasında kasların fonksiyonlarının anlaşılması için kullanılan bir diğer yöntem ise EMG sinyallerinin ölçülmesidir. Mero



ve Komi'nin [45] 1987 yılında yaptığı çalışmada farklı koşu hızlarında EMG ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmada görülmüştür ki, koşu hızının artmasıyla birlikte alt ekstremitte kaslarında, özellikle de biartiküler kaslarda, daha belirgin EMG aktivitesi ölçülmüştür. Fakat EMG sinyallerinin doğrudan kas kuvvetinin belirlenmesi için kullanılabilir olmaması, kasın kuvvet üretim mekanizmasının sadece aktivasyona bağlı olmayıp kasın lif uzunluğu, kasılma hızı gibi parametrelerden oldukça etkilenmekte olması ve invazif olmayan yöntemle ölçümün sadece yüzeysel kaslarda yapılabilmesi gibi kısıtlar bulunmaktadır. Koşu esnasındaki kas koordinasyonunun araştırmasında tüm alt ekstremitte kaslarının kullanıldığı az sayıda bilgisayar destekli modelleme çalışması bulunmaktadır. Sasaki ve Neptune'nün [46] 2006 yılında yaptığı çalışmada iki boyutlu bir model kullanılmıştı. Bu çalışmada, dinamik optimizasyon algoritması kullanılarak yürümeden koşmaya geçiş hızı olan 2 m/s 'lik hızla koşu ve yürüme durumları için kas aktivasyonları hesaplanmıştır. Lin ve diğ. [47] 2011 ve Pandy ve Andriacchi [48] 2010 yıllarında üç boyutlu bilgisayar destekli model kullanarak 3.5 m/s koşu hızında kas-iskelet sistemi kullanarak simülasyon yapmışlardır. Dorn ve diğ. [33] 2012'de yaptığı çalışmada bilgisayar destekli model kullanarak 3.5, 5.2, 7 ve 9 m/s sabit koşu hızlarında kas kuvvetlerini hesaplamışlardır. Bu çalışmada, sabit koşu hızındaki kas kuvvet koordinasyonu araştırılmıştır. Ancak bu çalışmalar ivmelenme esnasındaki kas kuvvet koordinasyonu hakkında bilgi vermemektedir. Bilinmektedir ki, sabit hızda koşmada amaç, mevcut hızın korunması iken sprint koşusunda amaç en yüksek hıza minimum sürede ulaşmaktır. Bu nedenle bu iki farklı durumda vücuttan farklı bir strateji izlemesi kaçınılmazdır. Arnold ve diğ.'nin [49] 2013 yılında yaptığı çalışmada 5m/s hıza kadar sabit koşu hızları için tüm kaslara ait kas kuvvetlerini, aktivasyonlarını ve kas-tendon grubunun uzunluklarını hesaplamışlardır. Bu çalışma göstermiştir ki soleus kasının kuvvet üretim yeteneği yürüme hızının artmasıyla birlikte azalmaktadır. Fakat aynı hızda yürümeden koşmaya geçildiğinde solues kasının kuvvet üretim yeteneği artmaktadır. Lai ve diğ. [38] 2016 yılında yaptığı çalışmada ise ivmelenme fazı ile 5m/s sabit koşu hızda basma fazı için bilgisayar destekli modelleme yapmışlardır. Bu çalışmada sadece soleus and medial gastrocnemius kaslarına ait deneysel ve teorik aktivasyon değerleri ve kas fasikül boyları kıyaslanmıştır.

Bu tez çalışmasının amacı, ivmelenme esnasında hangi kas veya kas gruplarının daha etkili olduğunun ve sabit hızda koşma ile ivmelenmeli koşma arasındaki kinematik ve

kinetik farklılıkların tespitidir. Literatürde bulunan diğer çalışmalarda [11-13, 19, 50, 51] çoğunlukla sabit hızda ölçümler alınmış olup koşu esnasında hızın artması ve azalması anlamına gelen ivmeli koşu günlük hayatta sabit hızda koşuya göre daha yaygın olmasına rağmen ivmeli koşunun biyomekaniğini inceleyen sınırlı sayıda çalışma [52-55] bulunmaktadır. Literatürde bulunan bu boşluğu doldurulması amacıyla ivmeli koşu esnasındaki kas koordinasyonunun araştırılması hedeflenmektedir. Bunu gerçekleştirmek için ilk hızsız olarak başlanan ve sprint koşusunun ivmelenme fazını içeren bölgede ve sabit 7m/s hızlarda 8 sporcuda kinematik, kinetik ve EMG ölçümleri yapılmıştır. Sonrasında ölçülen işaretleyici konumları ve yer tepki kuvveti kullanılarak bilgisayar destekli kas iskelet modeli yardımıyla her koşucuya ait eklem açıları, eklem momentleri ve kas kuvvetleri hesaplanmıştır. Hesaplanan (kestirilen) kas aktivasyon seviyeleri ile deney esnasında ölçülen ilgili kaslara ait yüzeysel elektromyografi (EMG) sinyalleri kıyaslanmış ve modelin doğruluğu test edilmiştir. Elde edilen kas kuvvetleri kullanılarak farklı koşma durumları esnasındaki kas koordinasyonunun anlaşılması ve mevcut bilginin artırılması sağlanarak bu bilginin sporcuların fiziki kapasitelerinin artırılmasında ve olası sakatlık riskinin azaltılmasında kullanılması hedeflenmektedir.

## 2. GENEL KISIMLAR

### 2.1. İSKELET KASLARININ ANATOMİSİ VE FİZYOLOJİSİ

İnsan vücudunda üç tip kas bulunmaktadır. Bunlar; düz, kalp ve iskelet (çizgili) kaslarıdır. Kaslar, sinir sistemi yoluyla iletilen elektrik sinyallerinin kuvvete dönüştürülmesini sağlar. Bu sayede düz kaslar iç organların fonksiyonlarını yerine getirmesini, kalp kasları kanın pompalanmasını ve iskelet kasları eklemlerin hareketinin kontrolünü sağlar [56]. Bu tezin temel konusu iskelet kaslarının hareket esnasındaki kas koordinasyonunun anlaşılması olduğu için bu bölümde sadece iskelet kasları hakkında detaylı bilgi verilecektir.

İnsan vücudunun hareketinin sağlanmasında iskelet kaslarının birçok görevi vardır. Bunlardan en önemlileri; hareketin gerçekleşmesinin, vücudun postür (duruş) ve pozisyon kontrolünün ve eklemlerin stabilitesinin sağlanmasıdır [56].

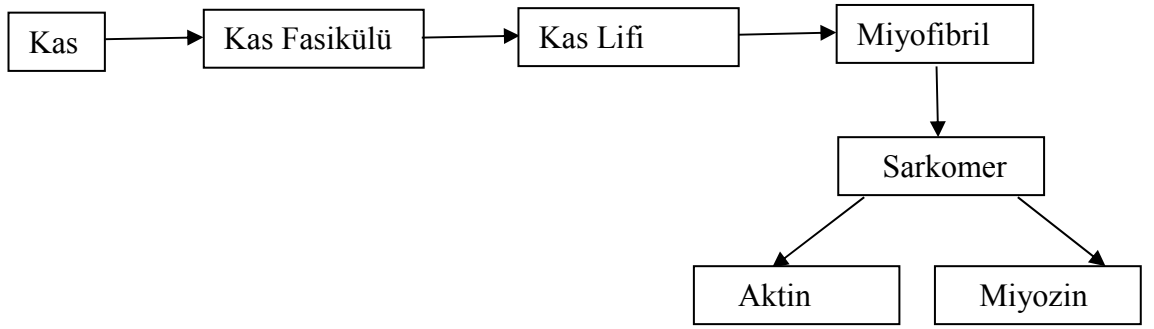
#### 2.1.1. İskelet Kaslarının Yapısı

İskelet kasları kas lifi adı verilen kas hücrelerinden meydana gelmektedir. İskelet kaslarının hiyerarşik yapısı detaylı olarak Şekil 2.1’te gösterilmektedir. Kas lifleri bir araya gelerek fasikülü meydana getirirler. Her bir fasikül perimisyum adı verilen kas lifini koruyan bağ dokusu ile sarılır. Fasiküller bir araya gelerek iskelet kasını meydana getirirler.

Kasın etrafı epimisyum bağ dokusu ile sarılıdır. Epimisyum, kaslar tarafında oluşturulan kuvvetin kemiğe iletilmesinde kritik rol oynar [56]. Her kas lifi kılcal damarları ve ince sinir dallarını taşıyan endomisyum ile sarılır (Şekil 2.2).

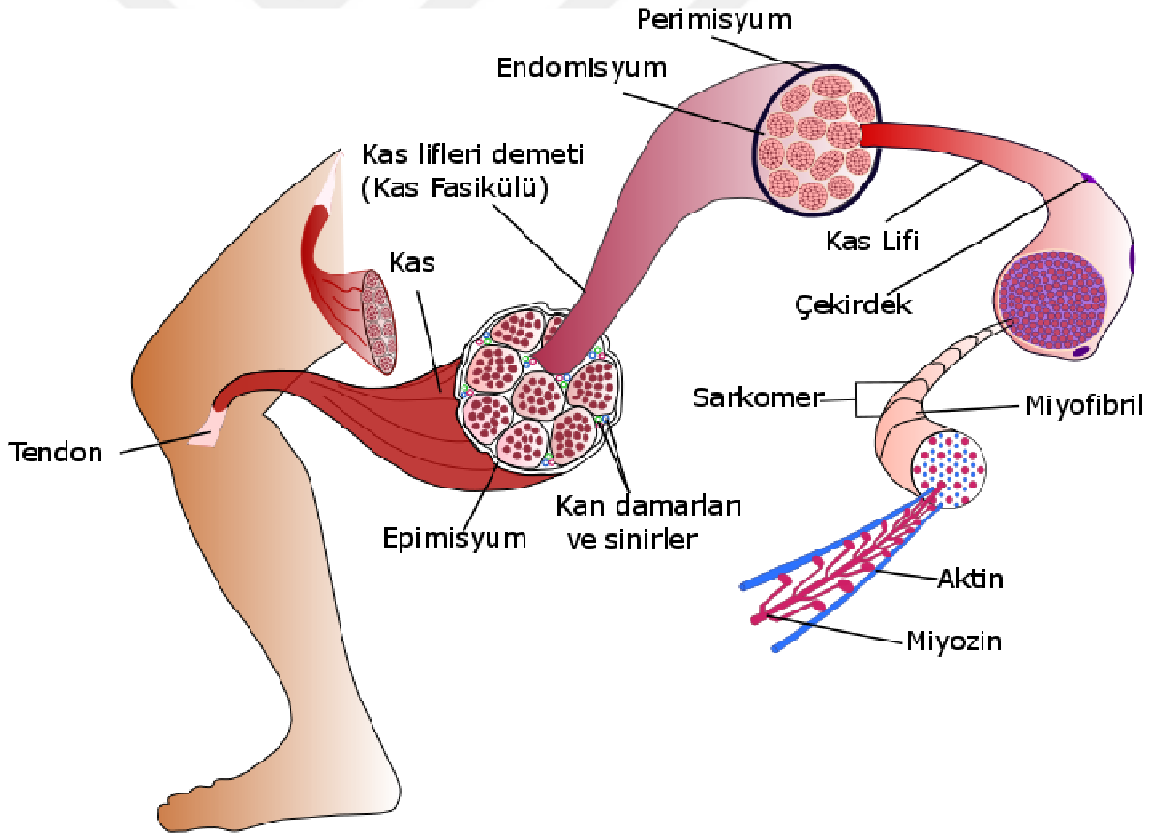
Kas hücresi ya da diğer bir deyişle kas lifi sarkolemma adı verilen hücre zarı ile çevrili olup sitoplazmasında (sarkoplazma) kas boyunca uzanan çok sayıda miyofibrilden oluşmaktadır.

Miyofibriller birbirini takip eden açık ve koyu bantlardan meydana gelmektedir. Açık



**Şekil 2.1:** İskelet kasının temel bileşenleri.

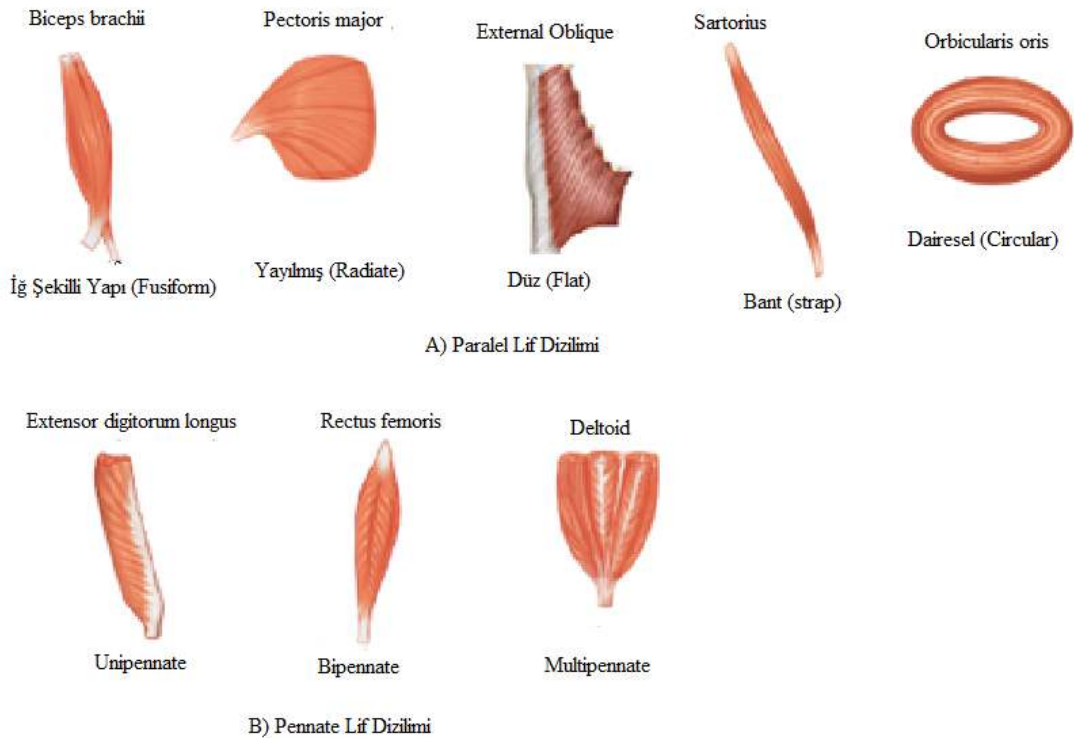
bantlar aktin, koyu bantlar ise miyozin olarak adlandırılır. Aktin ve miyozinden oluşan her gruba sarkomer denmektedir. Sarkomer kasılma işlemi gerçekleştiren en küçük birim olup, art arda dizilerek miyofibrilleri meydana getirir.



**Şekil 2.2:** İskelet kaslarının yapısı.

### 2.1.2. Kas Mimarisi

Kaslarda, paralel ve pennate olmak üzere iki temel lif dizilimi mevcuttur [56]. Şekil 2.3.'te kas lifi dizilimlerine ait örnek kaslar gösterilmektedir. Paralel lif diziliminde kas fasikülleri kasın uzun eksenini boyunca paralel olarak uzanırlar. Beş farklı çeşit paralel lif dizilimi mevcuttur. Bunlar, düz (flat), iğ şekli yapı (fusiform), bant (strap), yayılmış (radiate, triangular, fanshaped veya convergent) ve dairesel (circular ) dizimli kaslardır. Düz kaslar genellikle ince ve dar olup kas tarafından üretilen kuvvet geniş bir yüzeye yayılır. Rektus abdominis ve eksternal oblik kasları düz lif dizilimine sahip kaslardır. İğ şekilli yapı kaslar başlangıç ve sonlanma yerleri dar, orta kısmı ise geniş olup iki ucu kemiğe tendon vasıtasıyla bağlanmaktadır. Bu tip kaslarda üretilen kuvvet kemiğin küçük bir kısmına iletilmektedir. Brachialis, biceps brachii ve brachioradialis bu lif dizilimindedir. Bant tipi dizilimde kasın çapı kas boyunca uniformdur. Bu tip kaslarla üretilen kuvvetin hedeflenen bölgeye iletilmesi sağlanır. Bu tip kaslara örnek sartorius kasıdır.



Şekil 2.3: Kasların çeşitli lif dizilimleri (referans [57]'den uyarlanmıştır.).

Yayılmış lif dizilimli kaslar, düz lif dizilimi ve iğ şekilli yapı lif dizilimin bileşimi şeklindedir. Bu tip dizilimde kaslar, başlangıç yerlerinde geniş bir yüzeye yayılmış olup sonlanma yerlerinde ise daralarak tendon vasıtasıyla kemiğe bağlanırlar. Dairesel lif dizilimli kaslar halka şeklindedir. Bu tip dizilime verilebilecek en iyi örnek orbicularis oris kası olup bu kas ağız bölgesini çevrelemektedir. Genel olarak paralel lif dizilimine sahip kaslar uzun kas liflerine sahiptir, hızlı kasılırlar ve geniş hareket aralığına sahiptirler.

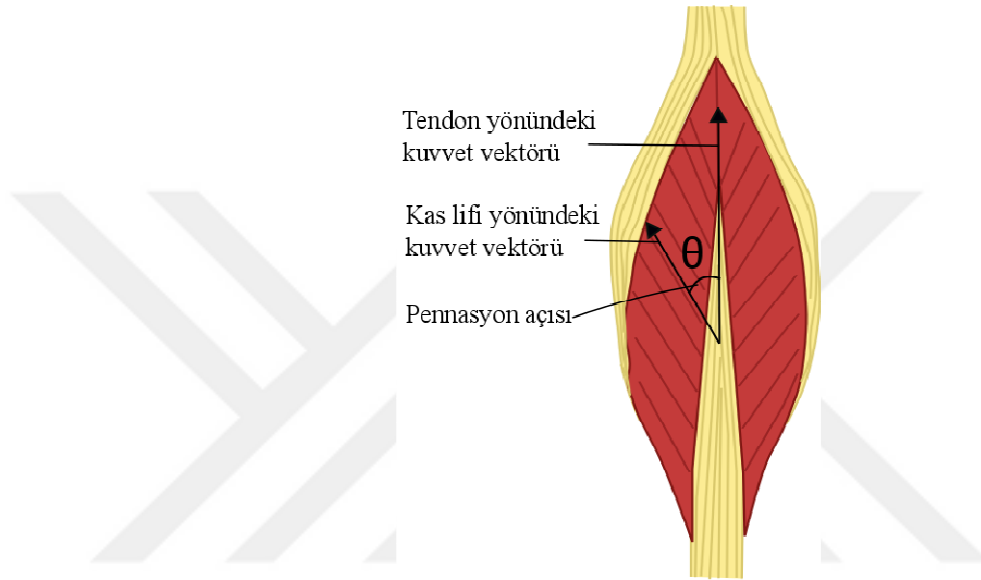
Pennate lif dizilim yapısında, lifler kuş tüyü formunda olup merkez tendonuna eğik olarak uzanır. Bu tip kaslarda tendon kasın uzun eksenine boyunca devam eder. Kas fasikülü kısadır. Bu tip kaslarda kasın uzun eksenine ile kas lifleri arasında belirli bir açı olduğundan, kasın her lifinin ürettiği kuvvetin yönü ile kas kuvvetinin yönü aynı değildir. Kas lifinin boyu kasın toplam boyundan daha kısadır. Lif boyu ile kas boyu arasında bir orantı yoktur. Üç farklı çeşit pennate lif dizilimi mevcuttur. Bunlar, unipennate, bipennate ve multipennatedir. Eğer kaslar tendonun tek tarafında çapraz olarak dizilmiş durumda ise bu tip kaslar unipennate'dir. Biceps femoris, extensor digitorum longus, semimembranosus ve tibialis posterior unipennate bu kaslara örnektir. Kas lifleri tendonun iki tarafına da dizilmiş diyagonal halde ise bipennate, merkez tendonu iki ya da daha fazla dala ayrılıyorsa bu tip dizilim multipennate olarak isimlendirilir. Rektus femoris, gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis ve flexor hallucis longus bipennate dizilimli kaslara örnek iken deltoid ve gluteus maximus multipennate dizilimli kaslara örnek olarak verilebilir. Paralel dizilimli kaslara göre daha yavaş kasılıp, daha dar bir hareket aralığına sahiptirler. Paralel dizilimli kaslara göre daha büyük kas kesit alanına sahip olan pennate dizilimli kaslar daha fazla kuvvet üretirler [56].

#### **2.1.2.1. Pennasyon Açısı**

Pennasyon açısı kas liflerinin, kasın kuvvet uygulama doğrultusu (line of action ) ile yaptığı açıdır (Şekil 2.4). Pennate kaslarda enine kesit alanına düşen sarkomer sayısı arttığından dolayı bu kaslar daha iyi kuvvet üretme özelliğine sahip olup kasılma hızları paralel kaslara oranla daha azdır.

Pennasyon açısı büyüdükçe tendona iletilen bileşke kuvvet miktarı azalmaktadır. Kasılma esnasında kasların pennasyon açısı arttığında kasların kuvvet üretme kapasitesi

azalır. Manal ve diğ.'nin [58], 2006 yılında yaptığı çalışmaya göre maksimum istemli kasılma (maximum voluntary contraction) esnasındaki pennasyon açısı dinlenme esnasında ölçülen açıdan daha fazladır. Erkek gönüllüler üzerinde dinlenme ve maksimum istemli kasılma esnasında yapılan pennasyon açısı ölçümlerinde lateral gastrocnemius, medial gastrocnemius ve soleus kaslarında yaklaşık 10°, 16°, and 21°'lik pennasyon açısı artışı gözlemlenmiştir [59].



Şekil 2.4: Pennasyon açısının kas üzerinde gösterimi.

#### 2.1.2.2. Kas Kesit Alanı

Sarkomerlerin dizilim şekli kasların kasılma özelliklerini büyük ölçüde etkilemektedir. Çünkü kasılma kuvveti aktin ve miyozinin üst üste geldiği ve çapraz köprülerin oluşabildiği bölgelerde üretilmektedir. Bu nedenle kasılma kuvveti kasta bulunan lif sayısı ve dizilimi ile ilişkilidir. Kasın uzunluğu, kasın çalışma aralığını belirlerken, kasın kesit alanı ise kasın üretebileceği kuvveti belirleyen önemli bir faktördür [60]. Kasın kesit alanı (2.1) formülü kullanılarak hesaplanabilir.

$$KA = \frac{KH}{L} \quad (2.1)$$

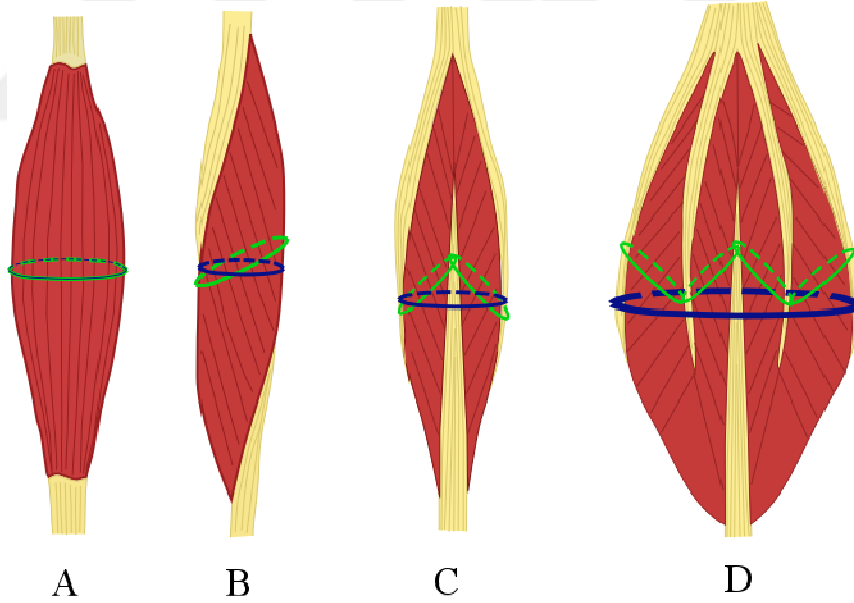
Formül 2.1'de  $KA$  kasın kesit alanını,  $KH$  kasın hacmini ve  $L$  ise lif uzunluğunu ifade etmektedir. Bir kasın en geniş yerinden (venter) yapılan ve kasın uzun eksenine dik doğrultudaki kesite *anatomik kesit alanı* (AKA) denir (Şekil 2.5). AKA, paralel dizilimli kaslarda liflerin büyük bir kısmını keserken, pennate kaslarda ise kası meydana

getiren liflerin sadece bir kısmını keser. Bu nedenle kası meydana getiren ve kasın kuvvet üretim yeteneğini belirleyen liflerin sayısı, AKA ile olması gerekenden daha az hesaplanır [56].

Kasta bulunan tüm kas liflerinin sayısının tahmininde standart bir ölçü olan *fizyolojik enine kesit alanı* (physiological cross-sectional area- PCSA) kullanılmaktadır. PCSA kasın kas liflerinin tamamından geçen kesittir. Paralel dizimli kaslarda anatomik kesit alanı fizyolojik kesit alanına eşittir. Ancak pennate kaslarda PCSA anatomik kesit alanından önemli ölçüde büyüktür [60]. PCSA aşağıdaki şekilde hesaplanabilir;

$$PCSA = \frac{m \cos \theta}{\rho L} \quad (2.2)$$

Eşitlik (2.2)'de  $m$  kasın kütlesini,  $\rho$  kasın yoğunluğunu ( $1.056 \text{ g / cm}^3$ ) [61],  $L$  kasın uzunluğunu ve  $\theta$  pennasyon açısını göstermektedir [56].



**Şekil 2.5:** Anatomik kesit alanı ve fizyolojik kesit alanının farklı lif dizilimine sahip kaslardaki gösterimi A) paralel lif dizilimi B) unipennate lif dizilimi C) bipennate lif dizilimi D) multipennate lif dizilimi.

### 2.1.3. Kas Lifi Tipleri

İnsan vücudunda bulunan kaslar, yavaş kasılan (slow-twitch) veya tip I ve hızlı kasılan (fast-twitch) veya tip IIa - IIb kas liflerinden oluşmaktadır. Kas lifleri farklı metabolik



ve fonksiyonel özelliklere sahiptirler. Bu nedenle, kas lifleri güç, sürat veya dayanıklılık gerektiren kasılma koşullarında farklı kuvvet ve enerji üretmektedirler [62].

Yavaş kasılan veya tip I kas lifleri oksidatif olup, yüksek miyogloblin konsantrasyonuna sahip olduklarından renkleri kırmızıdır. Kasılma süreleri uzundur. Yorgunluğa karşı dirençli olup, ürettikleri kuvvet düşük düzeydedir. Uzun mesafe maraton koşucuları, aerobik dayanıklılık (endurans) gerektiren motor fonksiyonlar gerçekleştirdikleri için kaslarında daha yüksek oranda tip 1 kas lifine sahiptirler.

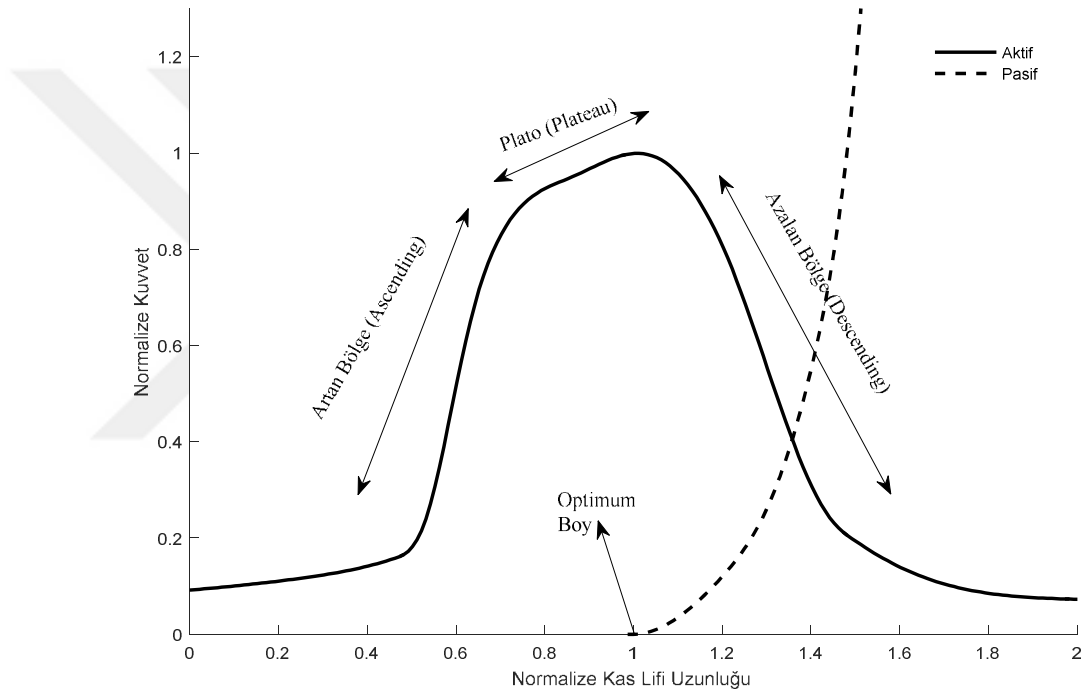
Hızlı kasılan veya tip II kas tipi iki alt gruba ayrılmaktadır. Bunlar; tip IIa hızlı oksidatif- glikolitik ve tip IIb ise hızlı glikolitik olarak isimlendirirler. Tip IIa kas lifleri kırmızı renkte olup, orta hızlı-kasılan lif tipi (intermediate fast-twitch fiber) olarak bilinirler. Bu kaslar hem oksidatif hem de glikolitik enzimler içerip, kuvvet üretiminde anaerobik ve aerobik metabolizmayı kullanırlar. Ürettikleri kuvveti uzun süre koruyabilirler ya da ani ve fazla güç gerektiren hareketlerde yüksek güç üretmek için kasılırlar. Tip IIba kas lifi ise beyaz renkte olup anaerobik metabolizmayı kullanarak kuvvet üretirler. Bu tip kas lifler ani ve yüksek kuvvet üretip hızlı bir şekilde yorulurlar [56, 62].

#### **2.1.4. Kas Kuvveti-Kas Boyu İlişkisi**

Blix, bir kasın üretebileceği kuvvet miktarının kasın boyuna bağlı olduğunu bulan ilk kişidir [63]. Sonrasında, Gondon ve diğ. [64], 1966 yılında yaptıkları deney sonucunda kas lifinin üreteceği kuvvetin uzunlukla ilişkili olduğunu göstermişlerdir. Yaptıkları deneyde, kurbağa kasının lifini izole ederek kasın maksimum aktivasyon esnasındaki boyu ve ürettiği maksimum kuvveti ölçmüşlerdir.

Kaslarda kuvvet-uzunluk ilişkisi aktif ve pasif olmak üzere iki bileşenden meydana gelmektedir. Pasif kas kuvveti, kasın bağ dokularının ve pasif elemanların (titin) nominal boylarının ötesinde uzamalarından dolayı meydana gelmektedir. Kas lifi uzadığında, pasif yapılar uzamaya karşı direnç göstererek kuvvet üretirler. Aktif kas kuvvetinin üretilmesi ise kayan filamentler teorisi (sliding filament theory) ile açıklanır ve bu kuvvet üç kısımdan meydana gelmektedir. Bunlar; Şekil 2.6'te görüldüğü gibi artan bölge, plato bölgesi ve azalan bölgedir. Kas liflerini oluşturan ince ve kalın filamentlerin boyları değişmeden birbiri üzerinde kayma hareketi kas liflerinin boyunun

kısalmasına veya uzamasına neden olur ve böylece aktif kas kuvveti üretilir. Artan bölgede, kas lifinin boyu optimum boya ( $L_0^m$ ) yaklaştıkça üretilen kuvvet artmaktadır. Çünkü kasın optimum boyunda aktin ve miyozin filamentleri arasındaki etkileşim maksimum düzeyde olup kuvvet maksimize edilebilmektedir. Kasın boyu, optimum boydan daha kısa hale geldikçe aktomiyozin köprüleri birbiri üzerine biner ve yeni köprülerin kurulması engellenir. Aktin ve miyozin filamentleri tamamen üst üste binene kadar kasın üreteceği kuvvet azalmaya devam eder.



**Şekil 2.6:** Normalize aktif (siyah çizgi) ve pasif (kesikli çizgi) kas kuvvet-uzunluk ilişki grafiği. Plato bölgesi, maksimum aktif kuvvet üretiminin gerçekleştiği bölgedir. Kasın, optimum kas boyunda ürettiği kuvvete maksimum izometrik kuvvet denir. Azalan bölgede ise kasın boyu uzadığından dolayı filamentler birbirinden ayrılarak, aktin ve miyozin arasında oluşan köprü sayısı azalmış olup üretilecek aktif kas kuvveti azalmaktadır [65]. Bununla birlikte kas lifi boyunun optimum kas lifi boyunu aşması sonucu pasif kas kuvveti üretilmeye başlamaktadır.

### 2.1.5. Kas Kuvveti - Kasılma Hızı İlişkisi

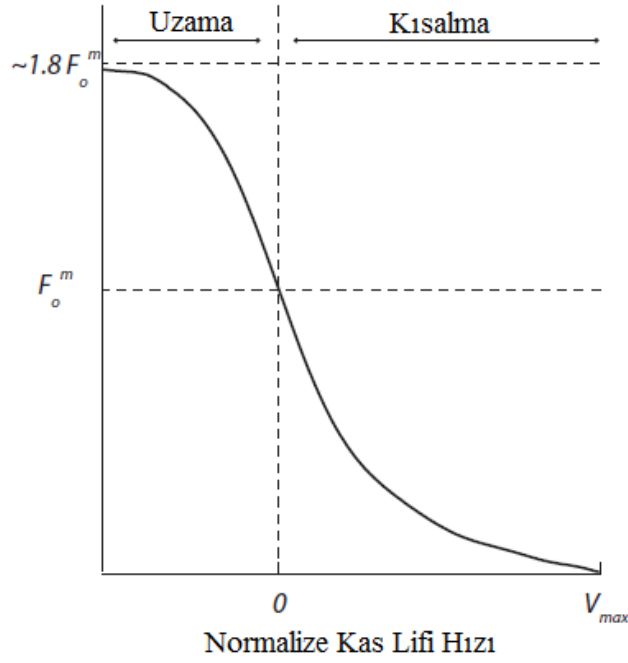
Kas kuvvetini etkileyen bir diğer parametre ise kasın kasılma hızıdır. Anlık kasılma hızı  $v$ , kas üzerine uygulanan farklı kuvvetler için ölçülebilir. Öyle bir yük kasa uygulanır ki, kas yükü hareket ettiremez ve kasılma hızı sıfır olur. İşte bu anda kasın ürettiği maksimum kuvvet  $F_0^M$  ile gösterilir ve maksimum izometrik kuvvet olarak adlandırılır. Kasın üzerine uygulanan yükün miktarı azaldıkça kas daha hızlı kasılır ve maksimum kasılma hızına ( $V_{\max}$ ) yük sıfır iken ulaşılır. Kas kuvveti ile kasın kasılma hızı arasındaki ilişki (Şekil 2.7) hiperbolik olarak ilk kez Hill tarafından eşitlik (2.3)'te belirtildiği gibi ifade edilmiştir [66].

$$(F(v) + a_h)(v + b_h) = (F_0 + a_h)b_h \quad (2.3)$$

$$\frac{a_h}{F_0} = \frac{b_h}{v_0} = 0.25 \quad (2.4)$$

Yukarıdaki denklemlerde,  $F(v)$  ilgili kasılma hızında bir kasın üretebileceği maksimum kuvveti,  $v$  ise anlık kasılma hızını göstermektedir.  $F_0$ ,  $a_h$ ,  $b_h$  sabitler olup,  $F_0$  maksimum izometrik kas kuvvetini  $a_h$  ve  $b_h$  ise kısalan bir kasın enerji kullanımı ve sıcaklık ilişkisini tanımlayan Hill katsayılarıdır. Eşitlik (2.4)'teki ilişki 37° sıcaklıktaki kaslar için geçerlidir.

Şekil 2.7'de görüldüğü gibi kas kısalırken kasılma hızı artıçça daha az kuvvet üretir. Kas maksimum kısalma hızına ( $V_{\max}$ ) ulaşana kadar kuvvet üretebilmektedir. Aktif uzama veya eksantrik kasılmalar esnasında kasın, maksimum izometrik kuvvetin 1.8 katı kadar kuvvet üretebileceği çeşitli araştırmacılar tarafından gösterilmiştir [67-69].



**Şekil 2.7:** Normalize kas kuvvet-hız grafiği.

Eksantrik kasılma halindeki kuvvet-hız ilişkisi farklı eşitliklerle ifade edilmiş olup, kesin bir uzlaşma bulunmamaktadır. Epstein ve Herzog'un [69], 1998 yılında önerdiği eşitlik aşağıdaki gibidir;

$$F(v) = 1.5F_0 - 0.5 \frac{F_0 \frac{b_h}{2} + a_h v}{-v + \frac{b_h}{2}}, \quad -\frac{v_0}{2} < v < 0 \quad (2.5)$$

Lieber ve Burkholder [70], ise bu olayı 2008 yılında yaptıkları çalışmada eşitlik 2.6'te gösterilen şekilde formüle etmişlerdir.

$$F(v) = 1.5F_0 \quad v \leq -\frac{v_0}{2} \quad (2.6)$$

### 2.1.6. Kasın Kasılma Tipleri

Kasların temel yapılarından miyofibriller, kalın ve ince filamentlerden meydana gelmektedir. Kalın filament miyozin, ince filament ise aktin olarak isimlendirilen kontraktıl proteinlerden oluşmakta olup, birbirine paralel olarak dizilmişlerdir. Kasılmanın, ince ve kalın filamentlerin boylarının değişmeden birbiri üzerinde

kaymasıyla meydana geldiği düşünülmektedir [56]. Bu teori kayan filamentler teorisi olarak adlandırılmaktadır. Kasların kasılması statik ve dinamik olmak üzere iki temel gruba ayrılmaktadır.

#### **2.1.6.1 Statik Kasılma**

Statik kasılma, izometrik kasılma olarak da adlandırılmakta olup sabit (iso) uzunluk (metric) anlamına gelmektedir. Bu kasılma esnasında kasın boyunda bir değişiklik olmamakla birlikte tonusunda artış gözlenmektedir. Kasılma esnasında eklem açısı ve kas boyu değişmediğinden mekanik iş sifıra eşittir.

#### **2.1.6.2 Dinamik Kasılma**

Bu kasılma tipinde kasın boyunda ve bağlı olduğu eklemlerin açısında değişiklik olmaktadır. Bu kasılma tipi izotonik ve izokinetik kasılma olarak ikiye ayrılırlar. İzokinetik kasılma sabit (iso) ve hareket (kinetic) kelimelerinden meydana gelip tüm eklem hareketi boyunca sabit bir hızla yapılan kasılmadır.

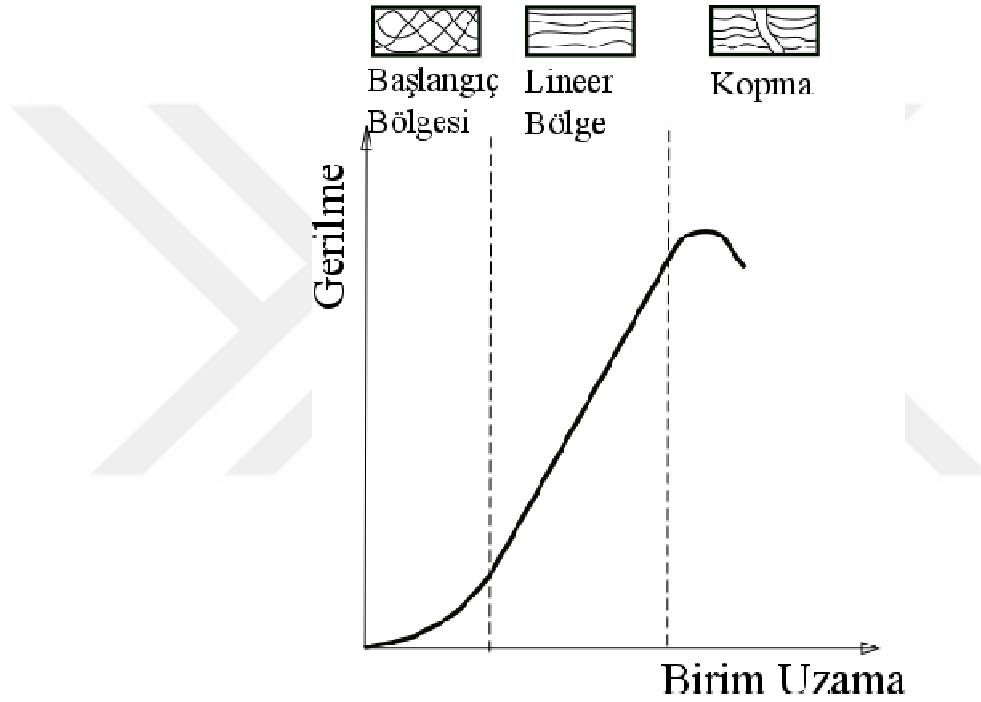
İzotonik kasılma ise sabit (iso) ve gerilim (tonic) kelimelerinden meydana gelir. Bu kasılma durumunda kasın boyu değişirken kasın ürettiği kuvvet sabit kalmaktadır. Kasılma esnasında hareket meydana geldiğinden kaslar mekanik iş yaparlar. Bu tip kasılma kendi içinde egzantrik ve konsantrik kasılma olmak üzere iki alt gruba ayrılır. Eksantrik kasılmada kasın boyu uzar fakat tonusu (gerilimi) sabit kalır. Konsantrik kasılmada ise kasın boyu kısalırken tonusu aynı kalır. Fiziki aktiviteler esnasında kasın hem boyu hem de tonusun da değişiklik meydana gelmektedir. Diğer bir deyişle hem izotonik hem de izometrik kasılma arka arkaya meydana gelmektedir. Bu tip kasılmalara oksotonik kasılma denmektedir.

#### **2.1.7. Tendon**

Tendon, diğer biyolojik yapılarla kıyaslandığında daha homojen bir yapıya sahip, pasif bir elemandır. Kuvvet kontrolü yapamaz ya da kuvvet üretemez. Tendonlar, basit mekanik fonksiyona sahip olsalar da hareket esnasında çok çeşitli ve önemli bir rol oynamaktadır. Tendonların temel 3 fonksiyonu bulunmaktadır. Bunlar: 1) Kaslar tarafından üretilen kuvvetin iskelet sistemine az kayıpla iletilmesi; 2) Kaslarda oluşan gerilim değişikliklerini golgi tendon organları vasıtasıyla algılayarak kaslarda meydana

gelen kuvvetin kontrol edilmesi; 3) Elastik gerilme enerjisinin depolanması ve gerektiğinde tekrar sisteme verilmesidir.

Tendonlar, asma köprünün çelik halatına benzerler. İyi organize edilmiş kolajen liflerinin helezon şeklinde iç içe sarmal oluşturması ile meydana gelmektedirler [71]. İnsan tendonunun kuru ağırlığı toplam tendon ağırlığının yaklaşık % 30'dur, kalan %70 kısmı ise sudan meydana gelmektedir. Kuru ağırlığın %2'si ise elastinden oluşmaktadır [72].



**Şekil 2.8:** Tendonun tipik gerilme-birim uzama grafiği.

Tendonun gerilme-birim uzama grafiği Şekil 2.8'de görüldüğü gibi üç temel bölgeden meydana gelmektedir. Bunlar başlangıç bölgesi, lineer bölge ve kopma bölgesidir. Başlangıç bölgesinde serbest halde kıvrılmış durumda bulunan fibriller düzleşirler. Bu durum serbest tendon uzunluğu ile % 2-3'lük gerilme mertebesinin altında meydana gelmektedir. Bu bölgede, tendon enerjiyi emme yeteneğini artırmak için yüksek bir esnekliğe sahiptir [73].

Lineer bölgede ise gerilme yaklaşık olarak % 3 ile % 8 arasında olup birim uzama ile doğrusal bir ilişki göstermektedir. Malzemenin yük altında esneklik şeklini değiştirmesinin ölçüsü olan Young modülü tüm canlılar için yaklaşık 1,5 GPa mertebesindedir. Son bölge olan kopma bölgesinde ise yüksek gerilmeye maruz kalan tendonda mikro

çatlaklar oluşur, gerilmenin devam etmesi halinde büyük çapta hasar oluşarak tendon kopar. Kopma olayı 100-120 MPa'da veya gerilmenin %8 ile %10'u aştığı durumda meydana gelir [74]. Bu çalışmada kas-iskelet modeline ait tendonlar elastik yapılar olarak modellenmiştir.

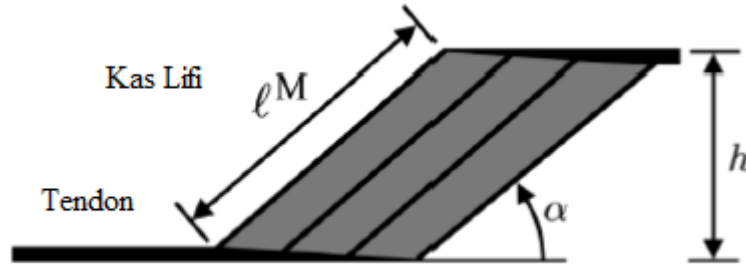
## 2.2. KASLARIN VE TENDONLARIN MODELLENMESİ

Kas-iskelet modelleri insanın yürüme, koşma, zıplama ve bisiklete binmesi gibi birçok farklı hareket şeklinin analizi ve simülasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Bu modeller, kasın aktivasyon ve kasılma dinamiğini içeren matematiksel modeller barındırmakta olup kas kuvveti, kas lifi uzunluğu gibi ölçülmesi zor olan parametrelerin hesaplanmasına yardımcı olmaktadır. Bu tip modellerin temel elemanı kas-tendon dinamiği modelleridir. Bu kas-tendon modellerinin en yaygın olarak kullanılanları Hill tipi kas modelleri ve çapraz köprü tipi kas modelleridir. Çapraz köprü tipi kas modellerinde kas sarkomerinin temel elemanlarının kuvvet üretme mekanizmasından hareketle türemektedir. Fakat bu tip modeller ölçülmesi çok zor olan birçok parametre içerdiklerinden dolayı bilgisayar destekli kas-iskelet sistemi simülasyonlarında nadiren kullanılmaktadır. Kas-iskelet sisteminin simülasyonunda Hill tipi kas modeli yaygın olarak kullanılmaktadır. Lemaire ve diğ. [75] yaptığı çalışmada Huxley ve Hill tipi kas-tendon modeli kullanılarak kasın mekanik davranışlarının gerilme-kısalma evresi (stretch-shortening cycles) boyunca simülasyonu yapılmıştır. Simülasyon sonuçları, tamamen uyuşturulmuş 3 adet erkek sıçanın soleus kasında yapılan ölçümlerle kıyaslanmıştır. Bu çalışma göstermiştir ki, her iki kas modelinden elde edilen sonuçlar deney verileriyle uyum içinde olup Huxley ve Hill kas-tendon modelleri mekanik davranışların modellenmesinde eşit derecede başarılıdır. Bu çalışmada, hem daha az parametre içeren hem de bilimsel çalışmalarda sıklıkla kullanılan Hill tipi kas modeli kullanılmıştır.

Canlıların vücudunda bulunan kaslar çok karmaşık yapılardır. Bu nedenle modelleme yapılırken basitleştirmeler ve bazı kabuller yapılmıştır. Kas-tendon elemanları kütsüz, sürtünmesiz ve uzayabilir iplikçiler olarak modellenirler. Bu elemanlar, kemikler ve diğer yapılara bağlanmakta ve onları sarmaktadır. Tüm kas liflerinin düz, paralel, eşit uzunlukta ve aynı düzlemde olduğu varsayılarak kas lifinin geometrisi basitleştirilmiştir [76]. Biyolojik sistemlerde kas sabit bir hacme sahiptir [77]. Bu kasın bu özelliğinin

modelde temsil edilmesi için Şekil 2.9’da gösterilen kasın alanı (gri alan ) ve kas lifinin uzunluğu sabit kabul edilmektedir. Ne var ki, Randhawa ve diğ. [78] yaptığı çalışma göstermiştir ki pennat kaslar yüke maruz kaldıklarında kas incelir, bu durumda kasların yükseklikleri değişiklik göstermektedir. Buna rağmen işlem kolaylığı ve tüm kaslar için yeterli veri olmadığından kaynaklı olarak basitleştirme yapılarak hesaplamalarda kasın yüksekliği sabit kabul edilmiştir.

Bu basitleştirmelere ek olarak, kuvvet üretiminin modellenmesinde de bazı kabuller yapılmıştır. İlk kabul, kas tarafından üretilen gerilme kuvveti, tek bir kas lifi tarafından üretilen kuvvetinin ölçeklendirilmiş hali olarak varsayılmıştır. Böylece, tek bir boyutsuz model kullanılarak kasın lif uzunluğu, pennasyon açısı ve maksimum izometrik kuvveti gibi özelliklerinin modelde temsil edilmesi sağlanmıştır. İkincisi ise kas lifinin üreteceği kuvvetin büyüklüğü kasın aktivasyonu, kasın boyu ve kasın kasılma hızı parametrelerine bağlı olduğu varsayımdır. Böylece, kas aktivasyonu sinirsel uyarımlar ile kas aktivasyon dinamiği kullanılarak hesaplanır, sonrasında bu aktivasyon değeri, kasın boyu ve kasın kasılma hızı dikkate alınarak kas kuvveti hesaplanır.



**Şekil 2.9:** Kas-İskelet Modellerinde Kullanılan Kas-tendon elemanının basitleştirilmiş geometrik temsili (referans [79]’den uyarlanmıştır.).

Opensim açık kaynak kodlu yazılım programında kullanılan aktivasyon dinamiği modeli Thelen’in [80] ve Winters’ın [81] yaptığı çalışmalara dayanan basitleştirilmiş birinci dereceden aktivasyon dinamiği (simplified first-order activation dynamics) modelidir. Bu modele göre aktivasyon aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$\hat{a} = \frac{a - a_{\min}}{1 - a_{\min}} \quad (2.7)$$



$$\dot{a} = \frac{u - \hat{a}}{\tau} \quad (2.8)$$

$$\tau = \begin{cases} \tau_A (0.5 + 1.5\hat{a}) & u > \hat{a} \\ \frac{\tau_D}{0.5 + 1.5\hat{a}} & u \leq \hat{a} \end{cases} \quad (2.9)$$

Burada,  $\tau_A$  ve  $\tau_D$  sırasıyla aktivasyon ve deaktivasyon zaman sabitini, bu değerler genelde 10 ms ve 40 ms olarak kullanılmaktadır [80].  $u$  kasın sinirsel uyarımını,  $a$  kasın aktivasyonunu,  $\dot{a}$  kasın aktivasyonunun zamana göre türevini ve  $a_{\min}$  ise izin verilen minimum kas aktivasyon değerini göstermektedir.

### 2.2.1. Thelen Kas Modeli

OpenSim programında kullanılan Hill tipi kas modellerinden birisi olan Thelen tipi kas modelinin iki farklı versiyonu sistemde mevcuttur; Thelen2003Muscle\_Deprecated, Thelen2003Muscle'dır. 2003 yılında geliştirilen Thelen 2003 kas modeli 2012 yılında Millard ve diğ. [79] tarafından bazı düzeltmeler ve güncellemeler yapılarak Thelen2003Muscle ismi ile sistemde bulunmaktadır. Thelen2003Muscle\_Deprecated kas modeli ise Thelen ve diğ. [80] tarafından 2003 yılında geliştirilip Opensim programına eklenen orijinal modeldir. Bu tezde kullanılan kas-iskelet modelinde bazı kaslar Thelen2003Muscle kas modeli ile modellenmiştir.

Thelen [80] tarafında yapılan çalışmada kasın pasif kuvvet-uzunluk ilişkisi ( $F^{PE}$ ) maksimum izometrik kas kuvveti ( $F_0^M$ ) ile normalize edilerek üstel bir fonksiyonla ( $\bar{F}^{PE}$ ) ifade edilmektedir;

$$F^{PE}(t) = F_0^M \bar{F}^{PE}(\bar{L}^M(t)) \quad (2.10)$$

$$\bar{F}^{PE} = \frac{e^{k^{PE}(\bar{L}^M - 1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k^{PE}} - 1} \quad (2.11)$$

Burada,  $\bar{F}^{PE}$  normalize edilmiş pasif kas kuvvetini,  $k^{PE}$  üstel bir şekil faktörünü,  $F_0^M$  maksimum izometrik kas kuvvetini ve  $\varepsilon_0^M$  ise maksimum izometrik kuvveti nedeniyle oluşan pasif kas gerilmesini göstermektedir.

Aynı çalışmada aktif kas kuvveti ( $F_a$ ) eşitlik (2.12) kullanılarak hesaplanmıştır. Kasın aktif kuvvet-uzunluk ilişkisi ise bir Gauss fonksiyonuyla (eşitlik (2.13)) temsil edilmiştir;

$$F_a(t) = a(t)F_0^M \bar{f}_1(\bar{L}^M(t)) \quad (2.12)$$

$$\bar{f}_1 = e^{-(\bar{L}^M(t)-1)^2/\gamma} \quad (2.13)$$

Burada,  $\bar{f}_1$  aktif kuvvet-uzunluğu ölçek faktörü,  $\bar{L}^M$  normalize edilmiş kas lifi uzunluğu ve  $\gamma$  bir şekil faktörünü göstermektedir.

Tendonun kuvvet-gerilme ilişkisi ise doğrusal olmayan başlangıç bölgesi boyunca bir üstel fonksiyon ile ve bu bölge sonrası doğrusal bir fonksiyon ile gösterilmiştir;

$$\bar{F}^T = \begin{cases} \frac{\bar{F}_{toe}^T}{e^{k_{toe}} - 1} \left( e^{k_{toe} \varepsilon^T / \varepsilon_{toe}^T} - 1 \right) & \varepsilon^T \leq \varepsilon_{toe}^T \\ k_{lin} (\varepsilon^T - \varepsilon_{toe}^T) + \bar{F}_{toe}^T & \varepsilon^T > \varepsilon_{toe}^T \end{cases} \quad (2.14)$$

Burada,  $\bar{F}^T$  maksimum izometrik kuvvet kullanılarak normalize edilen tendon kuvvetini,  $\varepsilon^T$  tendon gerilmesini,  $\varepsilon_{toe}^T$  tendonun doğrusal davranış gösterdiği bölgedeki tendon gerilmesini,  $k_{toe}$  üstel şekil faktörünü ve  $k_{lin}$  doğrusal ölçek faktörünü göstermektedir.

Kasın kasılma dinamiği, kasın aktivasyon-kuvvet-boy-kas lifi kasılma hızı özellikleri ile tendonun elastik özelliklerinin etkileşimi ile açıklanmaktadır. Özellikle kas boyu, kas lifi kasılma hızı ve aktivasyon arasındaki ilişki kuvvet üretim mekanizmasını oldukça etkilemektedir. Kas lifi kasılma hızı aşağıdaki gibi ifade edilmiştir;

$$V^M = (0.25 + 0.75a) V_{\max}^M \frac{\bar{F}^M - af_1}{b} \quad (2.15)$$

Burada  $V_{\max}^M$  maksimum kasılma hızını,  $a$  kas aktivasyonunu,  $b$  ise kas lifinin kısılmasına ( $\bar{F}^M \leq af_1$ ) veya uzamasına ( $\bar{F}^M > af_1$ ) bağlı olarak iki farklı şekilde hesaplanan bir parametreyi göstermektedir.

$$b = \begin{cases} af_i + \bar{F}^M / A_f & \bar{F}^M \leq af_i \\ \frac{(2+1/A_f)(af_i \bar{F}_{len}^M - \bar{F}^M)}{(\bar{F}_{len}^M - 1)} & \bar{F}^M > af_i \end{cases} \quad (2.16)$$

Eşitlik (2.16)'da  $\bar{F}_{len}^M$  kas lifinin uzaması esnasında kasın ulaşabileceği maksimum normalize kas kuvvetini,  $A_f$  kuvvet-hız eğrisi şekil faktörünü (0.25 olarak tanımlanmıştır [80].) göstermektedir. Parametreler hakkında daha detaylı bilgi Thelen ve diğ. [80] tarafından 2003 yılında yapılan çalışmada bulunmaktadır.

Fakat eşitlik (2.15)'in ve (2.16)'nın tersi alınabilir olmaması (not invertible) ve uygulama esnasında hızın sıfır olduğu noktalarda Şekil 2.10'da görüldüğü gibi sorun oluşturması nedeniyle Millard ve diğ. [79] tarafından güncellenmiştir. Kas kuvvet-kasılma hızı ilişkisini ifade eden eğri güncellenerek, tersi alınabilir bir eğriye dönüştürülmüştür.

Newton'un üçüncü kanunu ve kas ve tendon birimlerinin kütesiz olduğu varsayımı kullanarak, kas-tendon elemanı aşağıdaki eşitlikteki gibi yazılabilmektedir.

$$F_0^M (a(t)f_{AL}(l^M)f_v(v^M) + f_{PL}(l^M)) \cos \alpha - F_0^M f_{SE}(l^T) = 0 \quad (2.17)$$

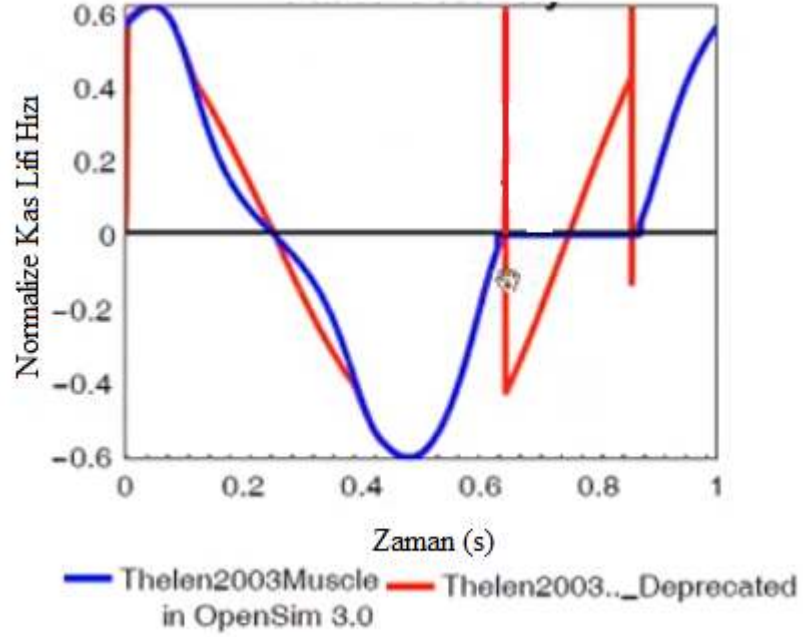
Eşitlik 2.17 tekrar düzenlenirse eşitlik 2.18 elde edilir;

$$f_v(v^M) = \frac{\frac{f_{SE}(l^T)}{\cos \alpha} - f_{PL}(l^M)}{a(t)f_{AL}(l^M)} \quad (2.18)$$

Kas lifinin kasılma hızının hesaplanmasında genellikle kuvvet-hız eğrisinin tersi alınmaktadır;

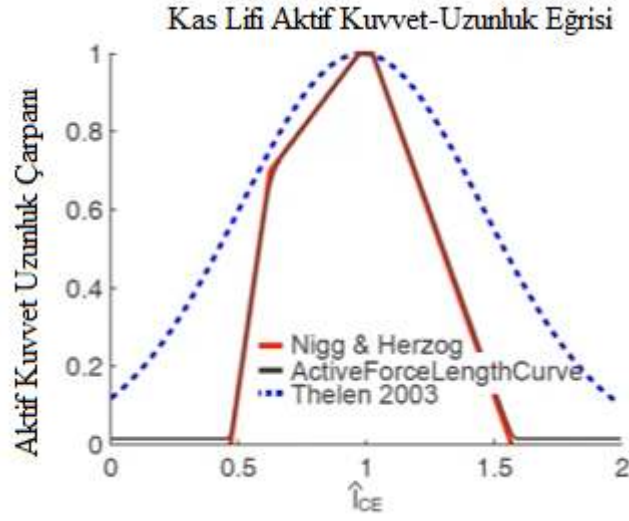
$$v^M = f_v^{-1} \left\{ \frac{\frac{f_{SE}(l^T)}{\cos \alpha} - f_{SE}(l^M)}{a(t)f_{AL}(l^M)} \right\} \quad (2.19)$$

Burada;  $f_{SE}(l^T)$  tendon kuvvet-uzunluk eğrisini,  $f_{AL}(l^M)$  aktif kuvvet-uzunluk eğrisini,  $f_v(v^M)$  kuvvet-hız eğrisini ve  $\alpha$  pennasyon açısını göstermektedir.



**Şekil 2.10:** Millard tarafından yapılan çalışma sonucu güncellenmiş Thelen2003 kas modeli ve orijinal Thelen 2003 kas modelinin kıyaslanması (referans [79]'den uyarlanmıştır.).

Thelen 2003 kas modelinin en büyük problemleri kuvvet-uzunluk ilişkisi bir Gauss fonksiyonuyla tanımlandığından dolayı kas kuvveti her zaman sıfırdan daha büyük olup, kas boyunun çok kısaldığı ve çok uzadığı bölgelerde kas kuvvetinin olması gerekenden daha fazla olarak hesaplanması (Şekil 2.11) ve kas boyunun gerçekçi olmayan çok kısa boylara ulaşabilmesidir [80].



**Şekil 2.11:** Millard tarafından yapılan çalışma sonucu güncellenmiş Thelen2003 kas modeli ve Millard 2012 kas modelinin aktif kas kuvveti eğrilerinin kıyaslanması (referans [79]'den uyarlanmıştır).

### 2.2.2. Millard Kas Modeli

OpenSim paket programında Millard ve diğ. [79] tarafından geliştirilen Millard2012EquilibriumMuscle ve Millard2012AccelerationMuscle olmak üzere iki tip kas modeli bulunmaktadır. Bu kas modellerindeki temel ortak nokta Thelen2003Muscle kas modeline göre daha gerçekçi ve literatürde [82-85] bulunan deney verileriyle uyumlu aktif kuvvet-uzunluk ve kuvvet-kasılma hızı eğrisi kullanmaları, kuvvet-kasılma hızı eğrisinin tersinir olması ve eğrilerin kolaylıkla güncellenebilmesidir. Millard Modeli kullanıldığında parametreler güncellenerek kaslar yavaş kasılan veya hızlı kasılan kas liflerine değiştirilebilmektedir. Winters ve diğ. [82] 2011 yılında tavşanlar üzerinde yaptığı çalışma aktif kas özelliklerinin ölçeklendirilmiş bir sarkomer olarak modellenmesi ile kas uzunluğu ve kas kuvveti ilişkisinin doğru tahmin edildiğini göstermişlerdir. Bu da göstermektedir ki tüm kası bir sarkomer olarak modellemek kas uzunluğu ve kas kuvveti ilişkisinin temsili açısından gerçekçi bir yaklaşımdır. Bu kas modelini Thelen kas modeli ile kıyaslandığında bir diğer avantajı ise tendonun elastik olarak modellenebilmesidir.

$$\tilde{v}^M = f_v^{-1} \left\{ \frac{f_{SE}(\tilde{l}^T) - f_{SE}(\tilde{l}^M)}{\cos \alpha} \right. \\ \left. \frac{a(t)f_{AL}(\tilde{l}^M)}{a(t)f_{AL}(\tilde{l}^M)} \right\} \quad (2.20)$$

Millard2012EquilibriumMuscle kas modelinde eşitlik (2.20)'den hareketle kasılma hızı hesaplanmaktadır. Bu eşitlik dört adet sayısal tekillik içermektedir. Bunlar;

$$1) \alpha \rightarrow 90^\circ$$

$$2) a \rightarrow 0$$

$$3) f_{AL}(l^M) \rightarrow 0$$

$$4) \frac{\partial f^v(\tilde{v}^M)}{\partial \tilde{v}^M} \rightarrow 0$$

Bu koşullara simülasyon esnasında sıklıkla rastlandığı için, tekilliğe neden olan koşulların ilgili limitlere yaklaşması ama hiçbir zaman ulaşmaması için  $\alpha < 90^\circ$ ,  $a > 0$ ,  $f_{AL}(l^M) > 0$ ,  $\frac{\partial f^v(\tilde{v}^M)}{\partial \tilde{v}^M} > 0$  koşulları sisteme eklenmiştir. Modelin gerçekçi olmayan kas uzunluklara ulaşmasının engellenmesi için kas boyu için tek taraflı kısıtlama kullanılmıştır;

$$\tilde{v}^M = \begin{cases} 0 & ; \tilde{l}^M \leq \tilde{l}_{\min}^M \quad \text{ve } \tilde{v}^{M*} < 0 \\ \tilde{v}^{M*} & ; \tilde{l}^M > \tilde{l}_{\min}^M \quad \text{ve / veya } \tilde{v}^{M*} \geq 0 \end{cases} \quad (2.21)$$

Millard2012AccelerationMuscle kas modelinde ise eşitlik (2.22) kullanılmaktadır. Eşitlik (2.22)'de kullanılan  $f_{AL}(\tilde{l}^M)$ ,  $f_v(\tilde{v}^M)$ ,  $f_{PL}(\tilde{l}^M)$  ve  $f_{SE}(\tilde{l}^T)$  eğrilerinin C2-sürekli (C2- continuous- yani ikinci türevi sürekli olmalı) olması durumunda bu denklemin tek bir  $\tilde{v}^M$  çözümü bulunabilmektedir.

$$\begin{aligned} F_0^M (a(t) f_{AL}(\tilde{l}^M) f_v(\tilde{v}^M) + f_{PL}(\tilde{l}^M) + \beta \tilde{v}^M) \cos \alpha \\ - F_0^M f_{SE}(\tilde{l}^T) = 0 \end{aligned} \quad (2.22)$$

**Tablo 2.1:** Millard'ın yaptığı kasın sinüzoidal gerilmesi, OpenSim kütüphanesi model gait2354 ve arm26 üzerinde yaptığı simülasyonlar sonuçlarının kıyaslaması ile elde ettiği verilerin özeti [79].

OpenSim Kas Modeli Türleri	Statik Optimizasyon	CMC	İleri Dinamik (Forward Dynamics)
Thelen2003Muscle	*	*	*
Millard2012EquilibriumMuscle	***	**	**
Millard2012AccelerationMuscle	***	-	***

\* : hesaplama süresi makul

\*\* : hesaplama süresi makul ve hesaplanan kas lif boyu gerçekçi

\*\*\* : hesaplama süresi makul, hesaplanan kas lif boyu gerçekçi ve aktivasyonun sıfır olarak hesaplanması mümkün

- : kullanılması tavsiye edilmemektedir.

Bu kas modeli Millard2012EquilibriumMuscle kas modeline benzer kas kuvveti üretmekte olup sıfır aktivasyon değerinde hesaplama yapabilmektedir. İler dinamik hesaplamalar için daha uygun bir modeldir. Tablo 2.1'de Millard ve diğ. [79] yaptığı çalışmalar sonucu elde ettikleri sonuçların kıyaslaması verilmiştir. Thelen2003 kas modeli lif boyunun gerçek dışı aşırı kışalmasına izin verdiği için dolayı simülasyon sonuçlarında gerçekçi kas lifi elde edilememektedir. Millard tarafından yapılan kasın sinüzoidal gerilmesi ve OpenSim kütüphanesinde bulunan gait2354 ve arm26 modelleri üzerinde yaptığı analizler göstermiştir ki Millard2012 kas modelleri kas parametreleri ve kas kuvveti tahmininde daha gerçekçi sonuçlar vermektedir.

### 2.3. TEMEL ANATOMİK KAVRAMLAR

Anatomi literatüründe hareketlerin tarifini kolaylaştırmak ve anlaşılabilirliğini artırmak için anatomik duruş ve düzlemler gibi kavramlar tanımlanmıştır. Bu nedenle tezin bu kısmında temel anatomik kavramlar tanımlanacaktır.

Anatomik terimler, vücudun değişik kısımları arasındaki ilişkiyi kişinin anatomik duruşta olduğu düşünülerek tanımlamaktadır. Anatomik duruşta kişi dik durmakta olup ayaklar bitişik, kollar yanlarda açık ve avuç içi öne doğru bakar durumda bulunmalıdır. Anatomik pozisyonda vücudu bölmelere ayıran üç adet ana düzlem grubu

bulunmaktadır. Şekil 2.9'da anatomik düzlemler ve temel anatomik terimler detaylı olarak gösterilmektedir.

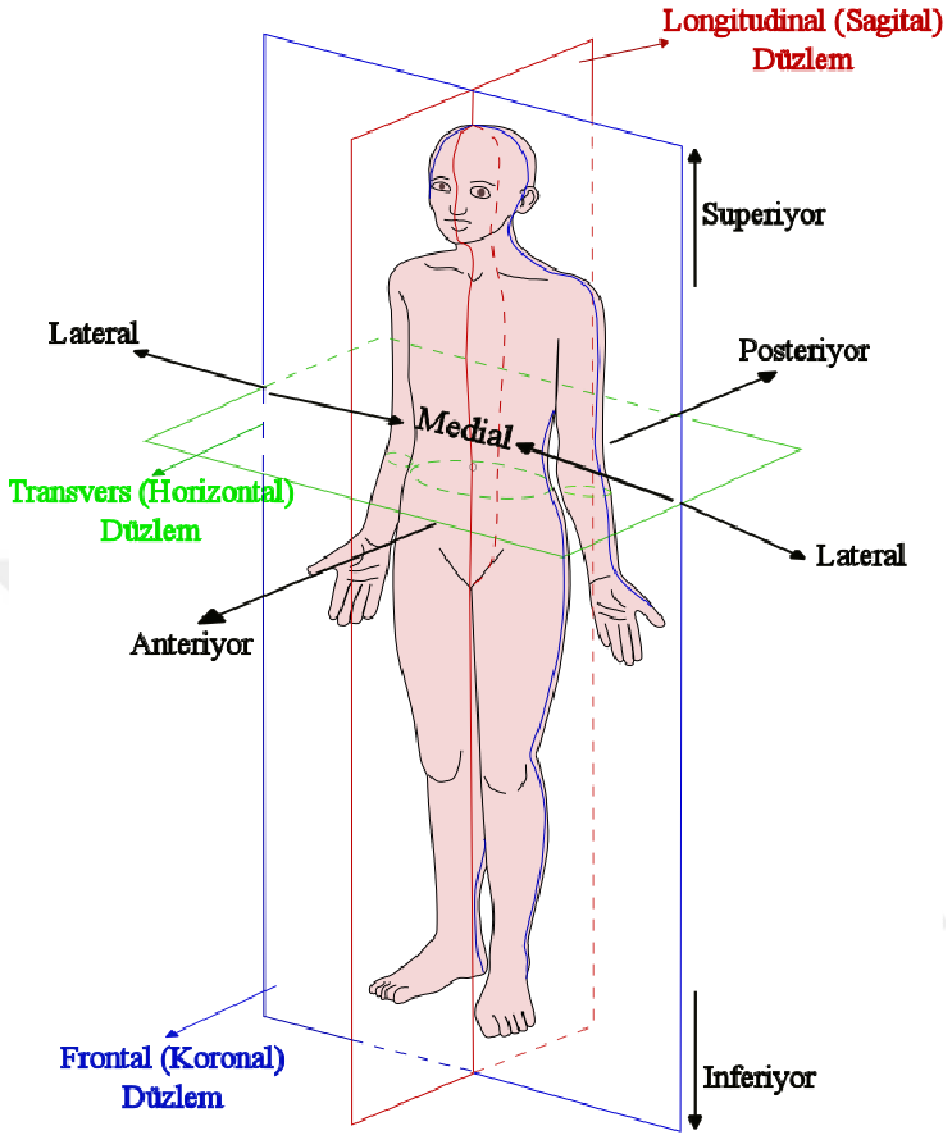
Superiyor terimi belirtilen kısmın veya anatomik işaret noktalarının (anatomical landmarks) bir referans noktasının üst kısmında ya da başın üst kısmına yakın bulunması anlamında kullanılmaktadır. İnferyor ise belirtilen kısmın referans noktasının aşağısında olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Örneğin; baş gövdeye göre superiyor konumda, gövde ise üst bacağına kıyasla superiyor konumda bulunmaktadır.

Bir hareketin veya nesnenin konumunu vücudun arka kısmında mı yoksa ön kısmında mı gerçekleştiğini belirtmek için sırasıyla posteriyor ve anterior terimleri kullanılmaktadır. Örneğin hamstring kas grubu üst bacağın posteriyor kısmında bulunurken, kuadriseps kas grubu üst bacağın anterior kısmında bulunmaktadır.

İnsan hareketlerinin tanımlanmasında kullanılan evrensel yöntem, bir eksen sistemi kullanılarak tanımlanmasıdır. Üç adet hayali eksen, birbirlerine dik olacak ve kesişim noktaları ağırlık merkezinde bulunacak şekilde konumlandırılırlar. Bunlar vücudun kardinal referans düzlemleridir. Hareketler her zaman bir düzlemde ve bu düzleme dik olan dönme eksenini olarak adlandırılan eksen etrafında meydana gelmektedir.

Sagittal düzlem, vücudu sağ ve sol olmak üzere iki parçaya ayırmaktadır. Bu düzleme dik olan ve sağ-sol yönündeki eksen mediolateral eksen olarak adlandırılır. Longitudinal (Sagittal) düzlemde gerçekleşen hareketler mediolateral eksen etrafında meydana gelmektedir. Frontal (Koronal) düzlem ise vücudu arka ve ön olmak üzere iki parçaya ayırır (Şekil 2.9). Bu düzleme dik olan eksene anteroposterior eksen denir. Vücudun bu düzlem üzerindeki hareketi diğer düzlemlerde olduğu kadar yaygın değildir. Transvers (yatay) düzlem vücudu üst ve alt bölge olmak üzere iki yarım parçaya ayırmaktadır. Bu düzlemde genel olarak dönme hareketi yapılmaktadır. Buz pateninde iki ayak ya da tek ayak üzerinde yapılan dikine dönme (spin) hareketi transvers düzlemde yapılan hareketlere örnektir.





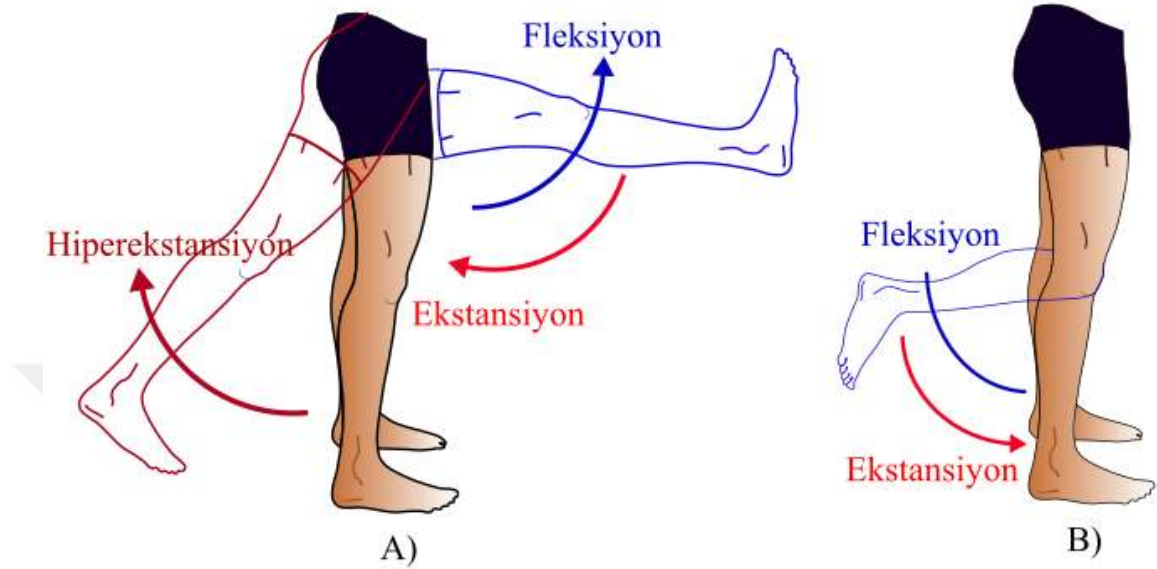
Şekil 2.12: Anatomik düzlemler ve terimler.

Kardinal düzlemler haricinde vücudu kesen farklı düzlemlerde bulunmaktadır. Bu düzlemler sekonder referans düzlemleri olarak adlandırılır ve kardinal düzlemlere paralel olacak şekilde vücudu keserler. Eklemlerin hareketleri sekonder referans düzlemleri kullanılarak tanımlanmakta olup eksenlerin birleşme noktası eklem merkezinde bulunur.

### 2.3.1. Temel Eklem Hareketleri

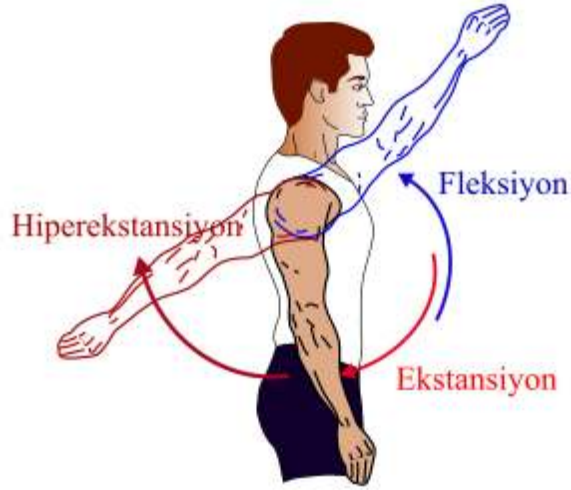
İnsan vücudunun yer değiştirmesini sağlayan yürüme ve koşma gibi aktiviteler sırasında vücudun eklemlerinde altı temel hareket ve bunların farklı kombinasyonları meydana

gelmektedir. İlk iki temel eklem hareket fleksiyon ve ekstansiyon olup vücuttaki hemen hemen tüm hareketli eklemlerde görülen hareket türleridir (Şekil 2.10 ve Şekil 2.11).



**Şekil 2.13:** Diz ve kalça fleksiyon ekstansiyon hareketi.

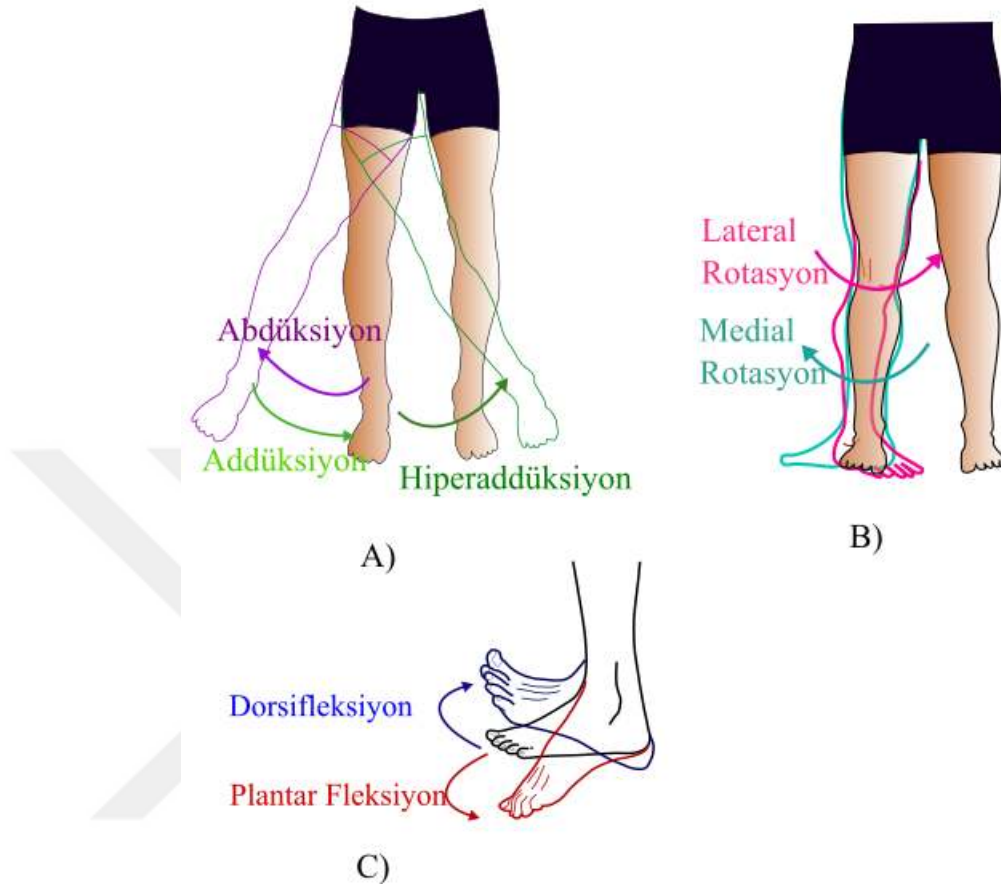
Bu hareketler longitudinal (sagital) düzlem üzerinde meydana gelmektedir. Fleksiyon hareketi bir eğilme/ bükülme hareketi olup bitişik iki uzuv arasındaki eklem açının azalması süratiyle uzuvların birbirine yaklaşması hareketidir. Ekstansiyon hareket ise bir doğrultma hareketi olup uzuv referans noktasına dönerken iki uzuv arasındaki eklem açının artması olarak tanımlanmaktadır. Bu hareketler ayak bileğinde meydana geldiğinde dorsifleksiyon (ekstansiyon) ve plantar fleksiyon (fleksiyon) olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.12).



**Şekil 2.14:** Üst ekstremitte kol fleksiyon ekstansiyon hareketi.

Diğer bir temel eklem hareket çifti ise abdüksiyon ve addüksiyondur (Şekil 2.12). Koronal düzlemde meydana gelen bu hareket vücudun sadece bazı eklemlerinde örneğin kalça, omuz, el bileği, ayak bileği gibi eklemlerinde oluşmaktadır. Abdüksiyon hareketi vücudun ya da uzvun orta çizgisinden uzaklaşması hareketidir. Kolun yukarıya doğru kaldırılması, bacağın yanlara açılması veya parmakların birbirinden ayrılması olayı abdüksiyona örnektir.

Son iki temel hareket rotasyon (dönme hareketi) içermektedir. Dönme hareketi içe dönme (internal veya medial rotasyon) ya da dışa dönme (lateral veya eksternal rotasyon) şeklinde meydana gelebilmektedir. Sadece baş ve gövdede meydana gelen rotasyon (dönme) hareketi sağa ve sola rotasyon (dönme) diye adlandırılmaktadır. Uzun temel başlangıç noktasında iken içe dönme hareketi esnasında uzun dikey eksen etrafında hareket ederek uzvun anterior yüzeyi vücudun orta eksenine yaklaşırken posterior yüzey vücudun orta ekseninden uzaklaşır. Dışa dönme hareketinde ise tam tersi bir hareket yapılır; anterior yüzey vücudun orta ekseninden uzaklaşırken posterior yüzey vücudun orta eksenine yaklaşır. Vücudun orta eksenini baş ve gövdeden geçtiğinden dolayı bu uzuvlardaki dönme, hareketi uygulayan kişinin yönüne göre sağ veya sol rotasyon hareketi olarak adlandırılmaktadır. Rotasyon (dönme) hareketi omurlarda, omuzda, kalça ekleminde ve diz ekleminde meydana gelmektedir.



**Şekil 2.15:** Temel eklem hareketleri A) Abdüksiyon, addüksiyon hareketi B) lateral ve mediyal rotasyon hareketi C) dorsi ve plantar fleksiyon hareketi.

## 2.4. KOŞMANIN TEMEL BİYOMEKANİK İLKELERİ

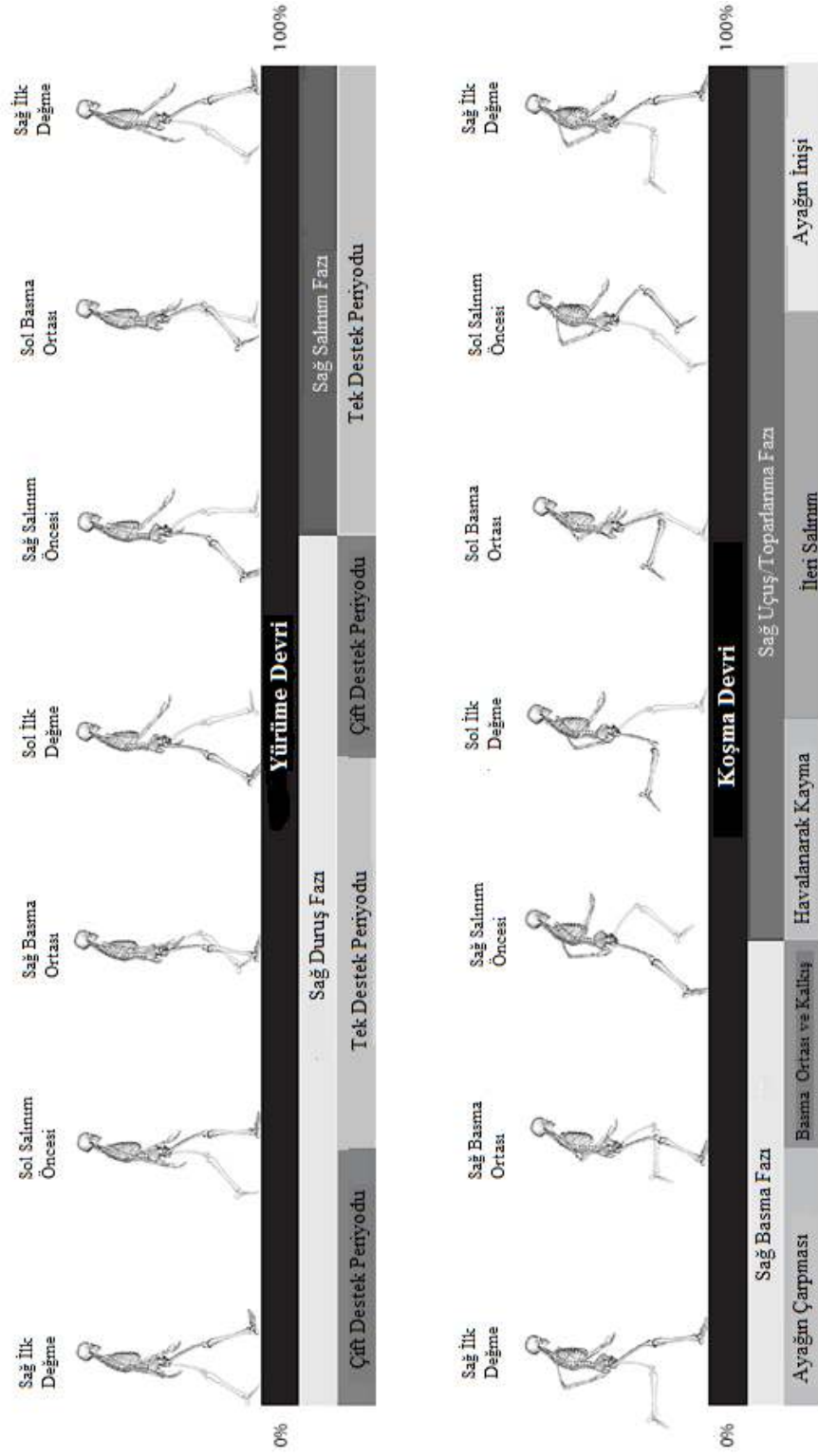
### 2.4.1. Koşma Devri

Tipik bir koşma devri Şekil 2.13'te gösterilmiştir. Koşma devri, bir ayağın yere ilk değmesiyle başlayıp, aynı ayağın tekrar yere değmesiyle sona ermektedir. Yürümede olduğu gibi koşmada da ayağın yerde olduğu bir basma fazı vardır. Farklı olarak koşmada, ayağın yer ile temasının tamamen kesildiği uçuş (toparlanma) fazı bulunmaktadır. Yürüme ve koşma devirleri arasındaki en belirgin farklılıklardan biri yürümenin basma periyodundaki her iki ayağında yerde olduğu çift destek periyodunun koşmada tamamen ortadan kalmasıdır. Ayrıca, yürümeden farklı olarak koşmada uçuş periyodunun başında ve sonunda her iki ayağın da havada olduğu havalanarak kayma periyodu bulunmaktadır. Kısacası bir koşma devri basma ve uçuş (toparlanma) fazı olmak üzere iki bölümden meydana gelmektedir.

Koşmadaki basma fazı, yürüme devrindeki basma fazına göre oldukça kısa süren bir devirdir. Koşuda, basma fazı tüm koşma devrinin %50'sinden daha azdır. Koşma hızı artıkça basma evresi kısaldığı ve uçuş fazının arttığı gözlenmektedir. Kısacası ayağın yer ile temas süresi atletin koşma hızına bağlıdır. Bu tezde, maksimum hıza ulaşıldığından basma süresinin tüm koşma devrinin yaklaşık % 25'i olduğu gözlenmiştir. Profesyonel olarak dünya çapında yarışan kısa mesafe koşucuları, basma fazını tüm devrin %22'sinden daha kısa bir sürede tamamlayabilmektedirler [6].

Basma faz, ayağın yere teması, basma ortası ve kalkış olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Basma fazının ilk yarısında vücudun, yatay olarak frenlenmesi ve ağırlık merkezinin yere olan uzaklığının azalması sonucu hem kinetik hem de potansiyel enerjide azalma gerçekleşir. Basma fazının ikinci yarısında ise vücudun ağırlık merkezi ileri doğru itilerek dikey yönde yükselirken vücudun mekanik enerjisi geri kazanılmış olur. Bu yönüyle koşma, pogo çubuğu üzerinde bulunan bir insan gibi basma fazının ortalarında ulaştığı en düşük düşey mesafeden havalanarak kayma fazı esnasındaki en yüksek noktaya doğru itmesine benzetilebilir [6].

Vücudun mekanik enerji değişimi alternatif olarak diğer bir şekilde açıklanırsa, basma fazının ilk kısmında kaybedilen mekanik enerji alt ekstremitenin elastik dokuları tarafından elastik enerjiye dönüştürülüp depolanarak korunmaktadır [71]. Depolanmış elastik enerji kalkış fazında geri kazanılarak, salınım fazı esnasında ağırlık merkezinin yukarıya ve ileriye doğru ivmelenmesine yardımcı almaktadır. Bu ani zıplama tarzı hareket stilli nedeni ile alt ekstremitte koşma esnasında basit yay ve kütle sistemi olarak modellenebilmektedir [86, 87]. Uçuş\toparlanma fazı, temel olarak havalanarak kayma, ileri salınım ve ayağın inişi fazlarından meydana gelmektedir. Uçuş fazı, havalanarak kayma evresiyle başlar. Havalanarak kayma fazından sonra uçuş fazında olmayan ayak yer ile temas ederek vücudun ileriye doğru hareketine devam etmesini sağlar. En son evre olan ayağın inişi esnasında tekrar her iki ayağın yer ile olan teması kesilir ve bu evre de ayak en öndeki pozisyona gelerek aşağı doğru iner ve yere temas eder. Böylece bir koşu devri tamamlanmış olur.

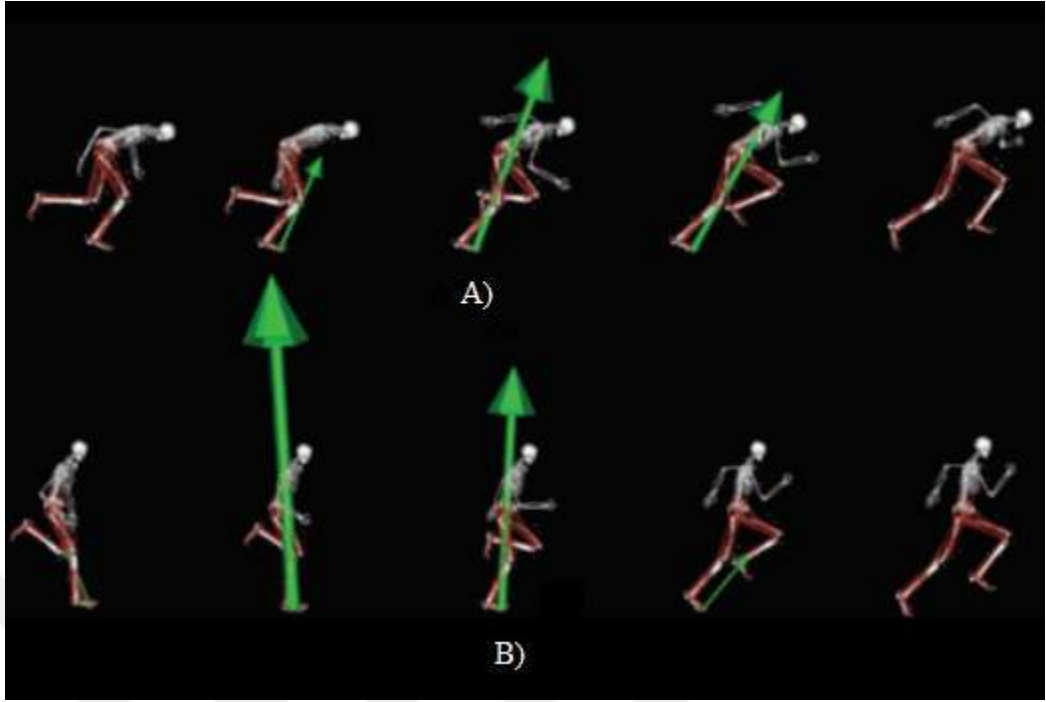


Şekil 2.16: Yürüme ve koşma devirleri ve periyotları ([88] kullanılarak uyarlanmıştır.).

#### 2.4.2. Sabit Hızla Koşma ve İvmelenerek Koşma

Koşma, iki belirgin aşamadan meydana gelmektedir; ivmelenme aşaması ve sabit hızla koşu aşaması. Bu her iki aşama da koşunun veriminin ve ideal performansın artırılmasında eşit biçimde önemlidir.

İvmelenme aşamasındaki temel amaç ilk hızsız olarak başlanan koşuyu maksimum hıza en kısa sürede ulaşılmasıdır. 100 m kısa mesafe koşusu, insanın maksimum koşu kapasitesinin bir ölçüsüdür. Bir sporcunun performansı, ivmelenme aşamasının ne kadar etkili ve verimli olduğuna bağlıdır [89, 90]. Performansı en üst seviyeye çıkarmak için, alt ekstremiteye ait kasların vücudun kinetik enerjisini artırmak ve basma evresinde net pozitif mekanik enerji üretmek için yüksek kuvvet ve güç üretmeleri gerekmektedir. Bu pozitif mekanik enerjiye ulaşmanın iki yolu bulunmaktadır. Bunlar ayağın yere yüklenmesi (loading) evresi boyunca absorbe edilen negatif işin minimize edilmesi, basma ortası ve kalkış evresi esnasındaki pozitif mekanik enerjinin artırılması gerekmektedir. Ayrıca sabit hızda koşma ile ivmelenerek koşma kıyaslandığında yer tepki kuvvetinin büyüklüğü ve yönlenmesinin farklı olduğu gözlenmektedir. Yapılan çalışmalarda ivmelenme esnasında basma evresinde ölçülen yer tepki kuvvetinin yatay bileşeni sabit hızla koşu esnasında ölçülen yer tepki kuvveti yatay bileşeninden % 46 oranında daha büyük olduğu görülmüştür [91, 92]. Buna ek olarak sabit hızda koşma esnasında daha dikey olarak yönlenmiş yerin tepkisine kıyasla, ivmelenme esnasında ağırlık merkezi yerin tepki kuvvetiyle aynı doğrultuda olacak şekilde yönlenmiştir [93]. Bu durum Şekil 2.14'te net olarak görülmektedir. En iyi hızlanma performansı yer tepki kuvvetinin yatay bileşeninin büyüklüğü ve yönelimi ile bağlantılıdır [94].



Şekil 2.14: A) İvmelenerek koşma ve B) sabit hızla koşma esnasındaki basma periyodu.

Sabit hızla koşma evresinde temel amaç ulaşılan maksimum hızı mümkün olduğunca uzun süre yavaşlama ya da yorulma olmaksızın devam ettirebilmektir. İnsanlar hayvanlar alemindeki diğer canlılarla kıyaslandığında oldukça sıradan sprint koşucuları olsalar da uzun mesafe koşularında oldukça başarılıdır. İnsan vücut anatomisi uzun mesafe koşusuna uygun olarak evrilmiştir [95, 96]. Vücut ağırlık merkezi basma fazı boyunca hızlanıp ve yavaşlasa da sabit hızda koşma esnasında koşma devri boyunca net mekanik enerji değişimi en az seviyede olup, ortalama ivmelenme sıfırdır [2]. Bu nedenle, basma fazının ilk yarısında kaybedilen mekanik enerji, toparlanma fazında depolanan elastik enerjinin sisteme tekrar geri verilmesiyle ya da kaslar tarafından yapılan iş nedeniyle geri kazanılmaktadır [97, 98]. Sabit hızda koşma esnasında vücudun dikey pozisyonunun korunması ve ileriye doğru yatay hareketin elde edilmesi için alt ekstremité kasları kasılarak uygun basma pozisyonunu elde eder. Böylece yer tepki kuvvetinin ağırlık merkezi ile hizalanması sağlanır.

#### 2.4.3. Adım Uzunluğu ve Adım Frekansının Koşma Hızına Etkisi

Adım uzunluğu bir fule esnasında kat edilen yatay uzunluğun yarısına verilen isimdir. Diğer bir deyişle sağ ve sol ayağın yer ile temas ettiği iki çizgi arasında kalan mesafeye



verilen isimdir. Adım frekansı ise bir saniyedeki adım sayısıdır. Koşma hızı ya da koşucunun sürati, adım uzunluğu ve frekansına bağlıdır. Bu ilişki aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

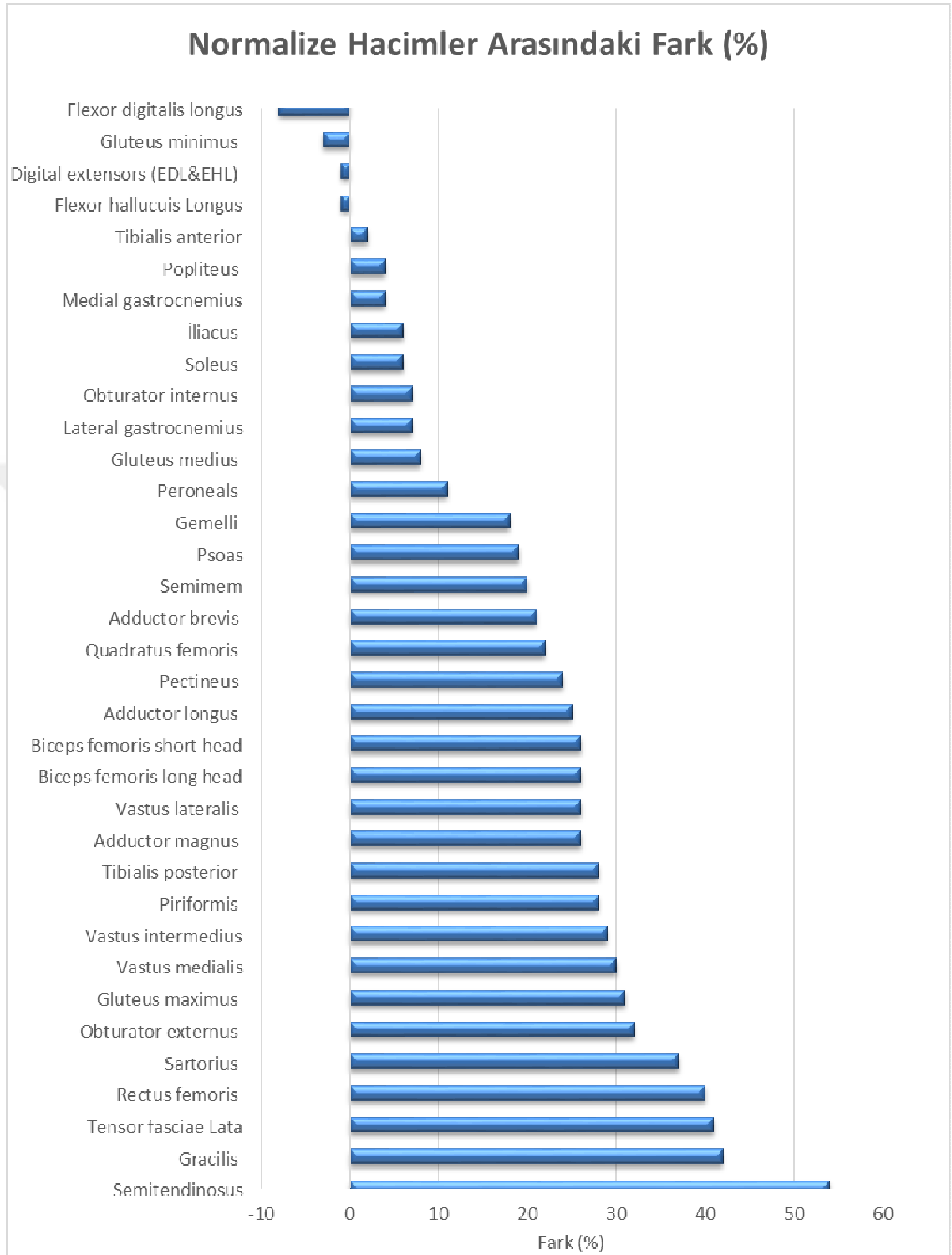
$$v = AU \cdot AF \quad (2.23)$$

Burada;  $v$  sürati,  $AU$  adım uzunluğunu ve  $AF$  adım frekansını göstermektedir. Bu eşitlikten de anlaşılacağı gibi koşma hızını artırabilmek için adım uzunluğunu ve/ veya adım frekansını artırmak gerekmektedir. Bunun için yere daha güçlü basarak adım uzunluğu artırılmaya çalışılabilir ya da yere daha sık basarak adım frekansı artırılmaya çalışılabilir [54, 99]. Fakat yapılan çalışmalar göstermiştir ki, bu iki değişken bir biriyle ters orantılıdır, yani bir değişkeni artırmak için diğer değişkenin azalması gerekmektedir [54, 100]. Bu nedenle süratin artırılması için bir değişken artırılırken diğer değişkenin değerinin sabit kalması veya çok fazla azalmaması gerekmektedir.

## **2.5. SPORCULARIN VE SEDANTERLERİN KAS-İSKELET SİSTEMLERİ ARASINDAKİ FARKLILIKLAR**

Kısa mesafe koşucuları ortalama insanlarla kıyaslandığında çok yüksek koşma hızlarına ulaşabilme ve çok hızlı ivmelenme yeteneğine sahiptirler. Bunun nedeninin araştırılması spor biyomekaniği literatüründe çok çalışılan konulardan biridir. Bir taraftan elit sporcuların kas-kuvvet koordinasyonu anlaşılmasına çalışırken, diğer taraftan kas boyu, kas hacmi ve tendon boyu gibi biyolojik büyükler ile performans arasındaki ilişki araştırılmaktadır.

Kumagai ve diğ. [101] tarafından 100 m kısa mesafe koşucusu 37 elit atletin üzerinde yaptığı çalışmada kas fasikül uzunluğu ile sürat arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Daha uzun fasikül ile üstün sprint performansının ilişkili olduğunu bulmuşlardır. Abe ve diğ. [102] tarafından kadın atletlerde yapılan çalışmada da fasikül uzunluğunun sprint performansını olumlu yönde etkilediği bulunmuştur.

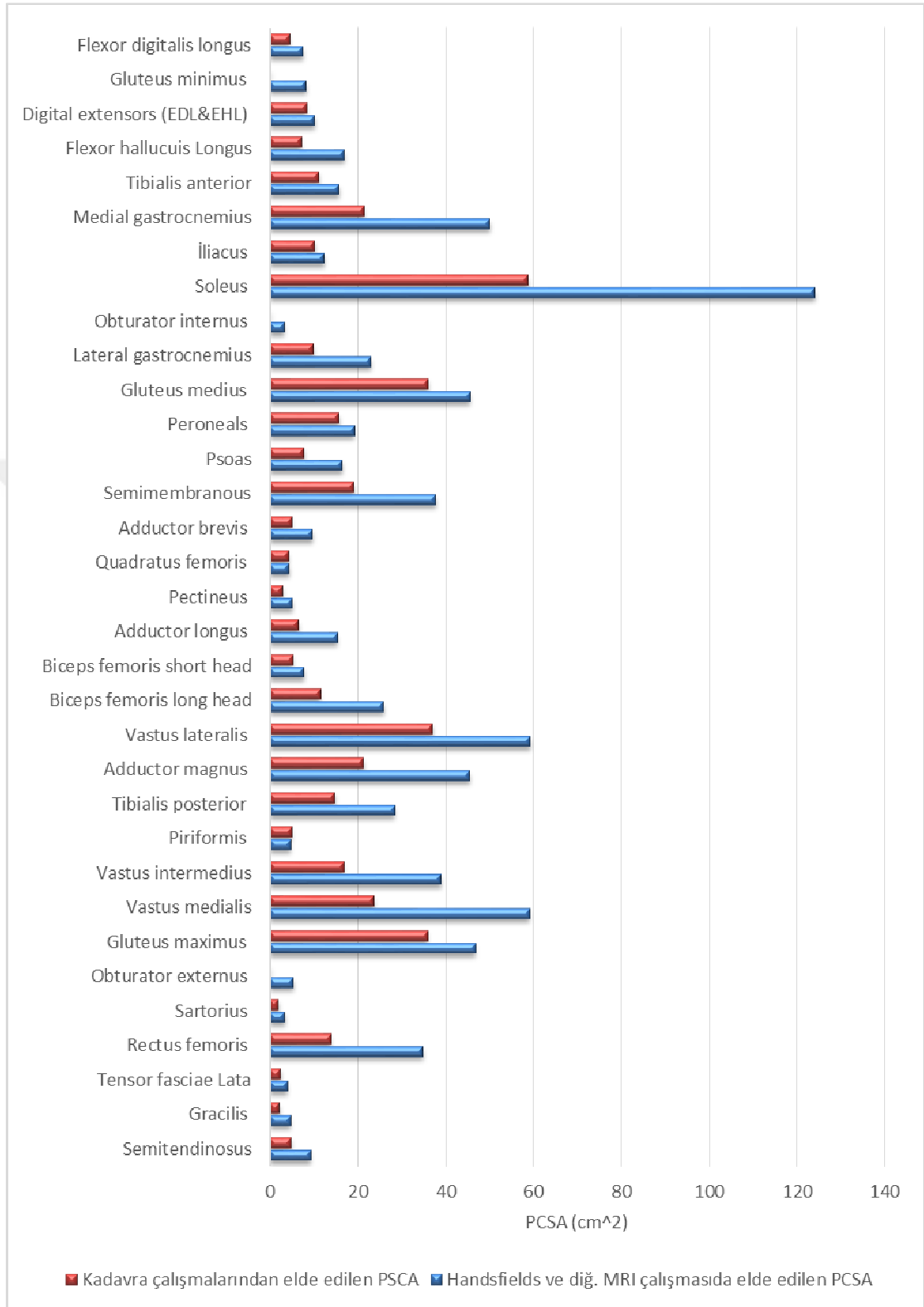


**Şekil 2.17:** Elite Atletlerin ve sedanterlerin normalize kas hacimlerinin karşılaştırılması (veriler [103]'den alınmıştır.).

Handfields ve diğ. [103] tarafından 2016 yılında yapılan çalışmada elite atletlerin kas hacimlerini ölçerek, bu ölçümleri sedanter bireylerle kıyaslamışlardır. Şekil 2.17'de görüldüğü gibi elite atletlerin birçok kasının kas hacimleri sedanterlere oranla oldukça büyüktür. Bunla birlikte aynı çalışmada erkek ve kadın elit atletlerin normalize kas hacimleri kıyaslandığında bir farklılık bulunamamıştır. Bu çalışma özellikle kalça fleksör kasları, diz fleksör kasları ve diz ekstansör kaslarının kas hacminin diğer kaslara oranla daha büyük olması kısa mesafe koşusunda atletler için daha avantajlı olabileceğini göstermiştir.

Handfields ve diğ. [104] tarafından 2014 yılında kadavra çalışmalarında elde edilen PSCA değerleri ile MRI kullanılarak sağlıklı genç bireyler için hesaplanan PSCA değeri kıyaslandığında kadavra çalışmalarında elde edilen PSCA değerinin oldukça küçük olduğu görülmüştür. Şekil 2.18 görüldüğü gibi Handsfield ve diğ. [104] MRI kullanılarak yapılan ölçümlerle kadavra ölçümleri kıyaslandığında birçok alt ekstremitte kaslarının (soleus, gracili, rectus femoris, gastrocnemius, Vastus medialis ve Vastus intermedius gibi ) PCSA değeri yaklaşık olarak 2-2.5 kat daha büyük olduğu görülmektedir. Literatürde bulunan maksimum izometrik kas kuvvetinin PCSA kullanılarak hesaplandığı düşünüldüğünde sağlıklı genç bireylerin modellenmesinde literatürdeki verilenlerin 2-2.5 kat fazlasını alınması gerekmekte veya mevcut MRI çalışmaları ışığında maksimum izometrik kas kuvveti değeri güncellenmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında sporcuların modellendiği düşünüldüğünde literatürde kullanılan maksimum izometrik kas kuvvetlerinin 3,5 kat fazlasının kullanılması MRI çalışmalarında elde edilen sonuçlarla örtüşmektedir.

Arnold ve diğ. [32] farklı hızlarda yürüme ve maksimum  $5m/s^2$  koşma hızında yaptığı modelleme çalışmasında kasların eklemlerinin sağlayabilmesi için maksimum izometrik kas kuvvetini 2 katı artırdığını belirtmiştir. Benzer şekilde sabit koşma hızlarında maksimum  $9m/s^2$  hızla koşma simülasyonu yapan Schache ve diğ. [35] yaptığı çalışmada ise maksimum izometrik kas kuvvetleri literatürdeki değerinin 3 katı olarak alınarak hesaplama yapılmıştır. Bu tez çalışmasında kas-iskelet modelinde kullanılan maksimum izometrik kas kuvveti değeri literatürdeki değerinin 3.5 katı alınarak kullanılmıştır.



**Şekil 2.18:** Kadavra çalışmalarından elde edilen PSCA ve MRI çalışmalarında Elde edilen PSCA değerlerinin karşılaştırılması (veriler [104]'den alınmıştır.).

### 3. MALZEME VE YÖNTEM

Bu tezde yapılan tüm analizlerde ve hesaplamalarda deney esnasında ölçülen koşma verileri kullanılmıştır. Deney verilerinin kalitesi analizler ile elde edilecek sonuçların kalitesini doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle yüksek kalitede deney verilerinin toplanması çok önemlidir. Bilgisayar destekli modeller kullanılarak yapılan analizlerin güvenilirliği deney esnasında toplanan verilerin güvenilirliği kadardır [105, 106]. Deney verilerinden elde edilecek analiz sonuçlarının kalitesini ise deney protokolü, kas-iskelet modelinin parametreleri ve seçilen analiz yönteminden etkilenmektedir. Bu bölümde deney protokolü, deney verilerinin toplanması, kas-iskelet sistemi modelinin elde edilmesi ve tezde kullanılan analiz yöntemleri detaylı olarak anlatılmaktadır.

#### 3.1. DENEY VERİLERİNİN TOPLANMASI

Deney esnasında üç boyutlu kinematik veriler, kuvvet platformları kullanılarak yerin tepki kuvveti ve dokuz adet alt ekstremite kasına ait yüzeyel elektromiyografi ( EMG ) sinyalleri Canberra'daki Avustralya Spor Enstitüsünde (AIS) kaydedilmiştir.



Şekil 3.1: Avustralya Spor Enstitüsünde verilerin toplandığı koşu parkuru.

Deneilerin etik kurul onayı Melbourne Üniversitesinden alınmıştır (Etik kurul referans numarası: 1441768). Tüm gönüllüler ulusal düzeyde koşucu olup gönüllülerin deney verilerinin toplandığı süre zarfında koşu performansını etkileyecek herhangi bir sakatlıkları bulunmamaktadır. Her gönüllüden deney koşullarının belirtildiği yazılı onay belgesi alınmıştır.

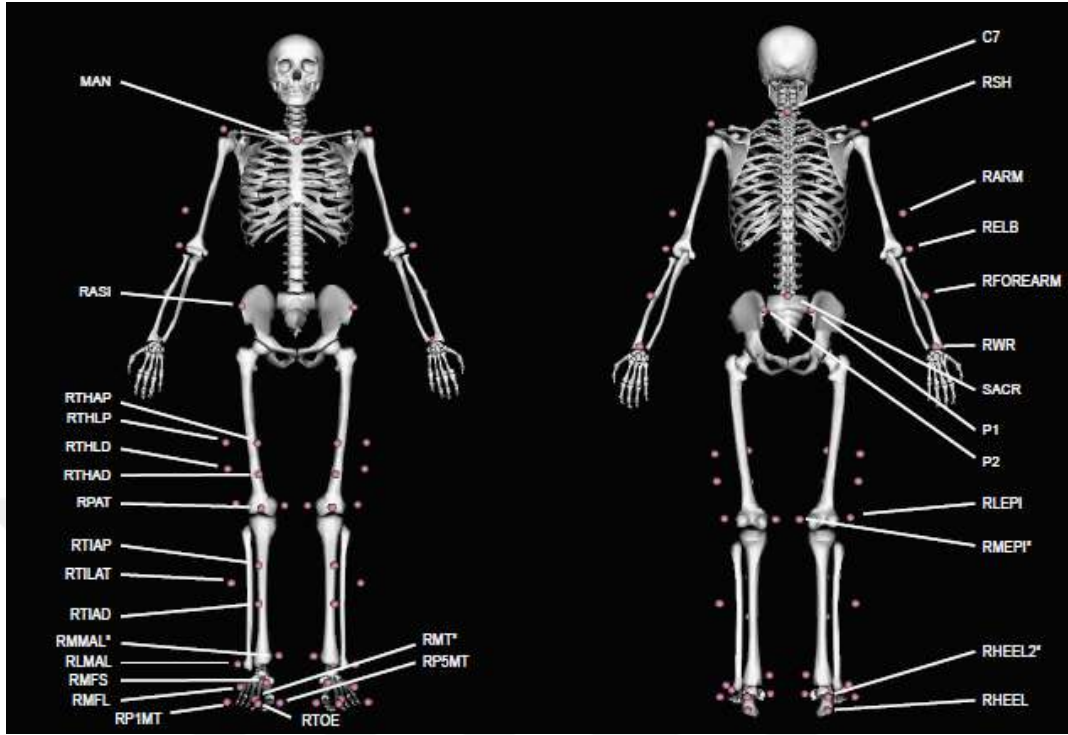
### **3.1.1 Gönüllülerin Bulunması Süreci**

Denemeler esnasında deneyimli ve Avustralya'yı ulusal düzeyde temsil eden Avustralya Spor Enstitüsünde (Austalian Institute of Sport - AIS ) ve Avustralya Başkent Bölgesi Atletik Topluluğunda (Australian Capital Territory Athletics Association) görevli sprinterler ilan ve e-posta yolu ile bulunmuşlardır. Başvuru yapan gönüllülerin, 18 ila 40 yaş arasında olmaları, herhangi bir kas iskelet sistemi yaralanmasından dolayı tedavi görmüyor olmaları veya performansını etkileyecek herhangi sakatlıklarının bulunmuyor olması, sprint koşusuna alışkın olup haftada en az bir kere sprint koşusu benzeri bir aktiviteye katılması veya aktif olarak sprint koşusu için eğitiliyor olması ve yazılı ve sözlü olarak İngilizceyi anlıyor olması şartlarını sağlamaları çalışmaya dahil edilme kriterleri olarak belirlenmiştir. Ölçümlere yukarıda belirtilen şartları sağlayan ve Tablo 4.1'te detaylı bilgileri verilen sekiz adet sporcu katılmıştır. Araştırmaya kabul edilen gönüllülere deney protokolü hakkında yazılı bilgi verilmiş ve kendilerinden gönüllü olduklarını gösteren formları doldurmaları istenmiştir.

### **3.1.2 Gönüllülerin Denemelere Hazırlanması**

Testler Avustralya Spor Enstitüsü (AIS) biyomekanik laboratuvarında yapılmıştır. Denemeler öncesi gönüllülere ait temel antropometrik (boy, ağırlık gibi) veriler ölçülmüştür. Atletlerin herhangi bir bacağı test bacağı olarak seçilmiştir.

Bu tez çalışmasında, hareket ölçümleri için "Vicon, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK" marka üç boyutlu hareket ölçüm sistemi kullanılmıştır. 14 mm çapında yansıtıcı işaretleyiciler çift taraflı bant kullanılarak gönüllülerin uzuvlarının üzerine Şekil 3.2'te gösterildiği gibi yerleştirilmiştir.



**Şekil 3.2:** Model üzerinde işaretleyici konumları ve isimlerinin gösterimi.

İşaretleyicilerin konumları Tablo 3.2’te detaylı olarak anlatılmaktadır. Tablo 3.2’de gösterildiği gibi medial yönde bulunan alt ekstremitte işaretleyicileri sadece statik denemelerde modelin ölçeklendirme tutarlılığının artırılması amacıyla kullanılmış olup dinamik denemelerde kullanılmamaktadır.

Atletlerden kendilerine ait standart koşu ayakkabılarını giymelerini istenmiş ve işaretleyiciler koşu ayakkabısının üzerine yerleştirilmiştir. Böylece atletin koşu karakterinin etkilenmemesi hedeflenmiştir. Laboratuvarda 250 Hz örnekleme frekansına sahip olan 22 adet kamera kullanılarak 11.5 m uzunluğundaki ölçüm alanı (capture volume) boyunca üç boyutlu kinematik veriler toplanabilmektedir. Şekil 3.2’de ve Tablo 3.2’de model yüzüne yerleştirilen reflekte işaretleyicilerin isimleri ve konumları detaylı olarak gösterilmektedir.

**Tablo 3.1:** Bu tezde kullanılan işaretleyici isimleri ve konumları.

<b>Gövde</b>	
LSH	14mm işaretleyici sol omuz ucu üzerinde (Akromiyoklaviküler eklem)
RSH	14mm işaretleyici sağ omuz ucu üzerinde (Akromiyoklaviküler eklemi)
C7	14mm işaretleyici 7 <sup>th</sup> boyun omuru spinöz çıkıntısı üzerinde
T7	14mm işaretleyici 7 <sup>th</sup> göğüs omuru spinöz çıkıntısı üzerinde
MAN	14mm işaretleyici göğüs kafesinin manibriyumu üzerinde
<b>Pelvis</b>	
RASI	14mm işaretleyici sağ anterior superior iliyak spin üzerinde (ASIS)
LASI	14mm işaretleyici sol anterior superior iliyak spin üzerinde (ASIS)
SACR	14mm işaretleyici sağ ve sol arka üst iliyak dikeninin orta noktası üzerinde (posteriyor superiyor iliya spin -PSIS)
<b>Sağ Uyluk</b>	
RTHAP	14mm işaretleyici sağ uyluk ön yüz proksimal bölgesi üzerinde
RTHAD	14mm işaretleyici sağ uyluk ön yüz distal bölgesi üzerinde
RTHLP	14mm işaretleyici proksimalde sağ uyluk lateral yüzü üzerinde
RTHLD	14mm işaretleyici sağ uyluk proksimal distal yön üzerinde
RLEPI	14mm işaretleyici sağ lateral femoral epikondili üzerinde
RMEPI*	14mm işaretleyici sağ mediyal femoral epikondili üzerinde
<b>Sol Uyluk</b>	
LTHAP	14mm işaretleyici sol uyluk ön yüz proksimal bölgesi üzerinde
LTHAD	14mm işaretleyici sol uyluk ön yüz distal bölgesi üzerinde
LTHLP	14mm işaretleyici proksimalde sol uyluk lateral yüzü üzerinde
LTHLD	14mm işaretleyici sol uyluk proksimal distal yön üzerinde
LLEPI	14mm işaretleyici sol lateral femoral epikondili üzerinde
LMEPI*	14mm işaretleyici sol mediyal femoral epikondili üzerinde
<b>Sağ Bacak</b>	
RTIAP	14mm işaretleyici sağ tibia ön shaftının 1/3 proksimali üzerinde
RTIAD	14mm işaretleyici sağ tibia ön shaftının 1/3 distali üzerinde
RTLAT	14mm işaretleyici sağ tibia orta yanal bölgesi üzerinde
RLMAL	14mm işaretleyici sağ lateral malleol üzerinde
RMMAL*	14mm işaretleyici sağ mediyal malleol üzerinde
<b>Sol Bacak</b>	
LTIAP	14mm işaretleyici sol tibia ön shaftının 1/3 proksimali üzerinde
LTIAD	14mm işaretleyici sol tibia ön shaftının 1/3 distali üzerinde
LTLAT	14mm işaretleyici sol tibia orta yanal bölgesi üzerinde
LLMAL	14mm işaretleyici sol lateral malleol üzerinde
LMMAL*	14mm işaretleyici sol mediyal malleol üzerinde
<b>Sağ Ayak</b>	
RHEEL	14mm işaretleyici sağ posteriyor kalkaneus biseksiyonu distal tarafta
RMID	14mm işaretleyici sağ mediyal orta ayak (midfoot) üzerinde
RLATMID	14mm işaretleyici sağ lateral orta ayak (midfoot) üzerinde
RP1MT	14mm işaretleyici sağ medial 1 <sup>st</sup> MTP eklemi üzerinde
RP5MT	14mm işaretleyici sağ lateral 5 <sup>th</sup> MTP eklemi üzerinde
RTOE	14mm işaretleyici sağ baş parmak ucu üzerinde
<b>Sol Ayak</b>	
LHEEL	14mm işaretleyici sol posteriyor kalkaneus biseksiyonu distal tarafta
LMID	14mm işaretleyici sol medial orta ayak (midfoot) üzerinde
LLATMID	14mm işaretleyici sol lateral orta ayak (midfoot) üzerinde
LP1MT	14mm işaretleyici sol medial 1 <sup>st</sup> MTP eklemi üzerinde
LP5MT	14mm işaretleyici sol lateral 5 <sup>th</sup> MTP eklemi üzerinde
LTOE	14mm işaretleyici sol başparmak ucu üzerinde
<b>Sağ Kol</b>	
RARM	14mm işaretleyici sağ humerus kemiğinin lateral yönde orta noktasında
RELB	14mm işaretleyici sağ humerus lateral epikondili üzerinde
RFOREARM	14mm işaretleyici sağ önkol lateral yönde orta noktasında
RWR	14mm işaretleyici sağ el bileğinin arka yüzünde
<b>Sol Kol</b>	
LARM	14mm işaretleyici sol humerus kemiğinin lateral yönde orta noktasında
LELB	14mm işaretleyici sol humerus lateral epikondili üzerinde
LFOREARM	14mm işaretleyici sol önkol lateral yönde orta noktasında
LWR	14mm işaretleyici sol el bileğinin arka yüzünde

\* Sadece statik denemelerde kalibrasyon amacıyla kullanılan işaretleyiciler



### 3.1.3 Yerin Tepki Kuvvetinin Ölçümü

Yerin tepki kuvvetlerinin ölçümünde seri halde dizilmiş kuvvet platformları kullanılmıştır. AIS biyomekanik laboratuvarında 8 adet kuvvet platformu (Kistler Instrument Corporation, Amherst, NY, USA) bulunmaktadır.



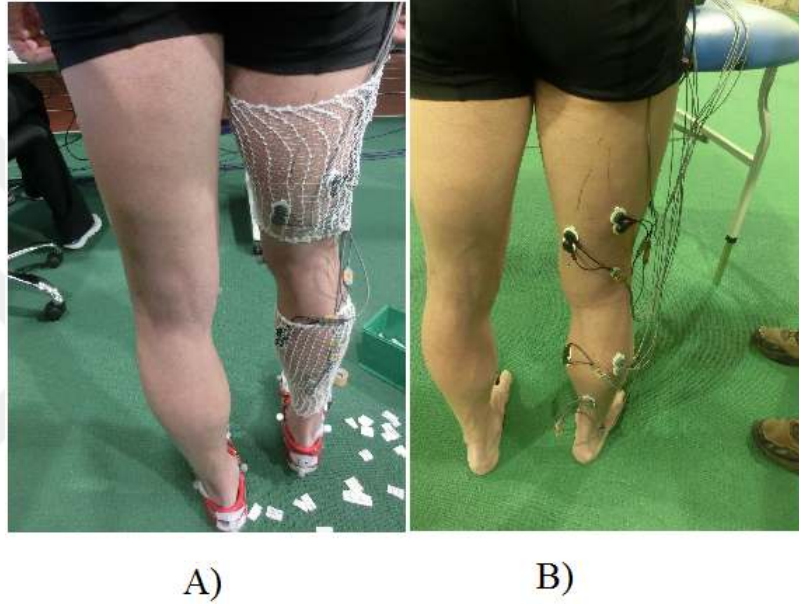
**Şekil 3.3:** Sentetik zemine gömülü kuvvet platformları.

1500 Hz örnekleme frekanslı kuvvet platformları sentetik zemine montajlanmış olup bu cihazlar sayesinde toplamda 7,2m boyunca yerin tepki kuvveti ölçülebilmektedir. Kuvvet platformlarının üzeri zemin ile aynı sentetik kauçuk malzeme ile kaplanmıştır. Bu sayede gönüllüler tarafından kuvvet platformlarının yerlerinin refleks olarak tespit edilerek adım hızının ayarlanması engellenmiştir.

### 3.1.4 Elektromyografi

Kas aktivitesinin değerlendirilmesinde elektromyografi (EMG) sinyalleri kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında, örnekleme frekansı 1500 Hz olan kablosuz yüzeyel EMG (Noraxon, Telemyo 2400 T G2, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) kullanılmıştır. Yüzeyel EMG sistemi ile ilgili detaylı bilgi EK 3'te verilmektedir. Ag/AgCl yüzey elektrot çifti (inter-elektrod mesafesi 20 mm) kasın göbek noktası

(belly) üzerindeki deriye yerleştirilir. Bu çalışma esnasında 9 adet alt ekstremite kasına (gluteus maksimus, gluteus medius, vastus medialis, vastus lateralis, medial hamstrings, lateral hamstrings, medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius, medial soleus) ait EMG ölçümü gerçekleştirilmiştir. Elektrotların yerlerinin tespit edilmesinde alt ekstremite kaslarının elektrot yerleşim yerlerinin tespitini gösteren online kılavuz SENIAM [107] (Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles) kullanılmıştır.



**Şekil 3.4:** Gönüllü üzerine EMG elektrotlarının yerleştirilmesi.

Elektrotların yapıştırılacağı yüzeyin iletkenliğinin uygun olmasını sağlamak için araştırmaya katılan gönüllülerden ölçüm öncesi elektrotların yerleştirileceği yüzeyleri tüyden arındırmaları istenmiştir. Sonrasında deri yüzeyi hafifçe aşındırılarak alkolle temizlenip elektrotlar yerleştirilmiştir. Deri yüzeyinin hazırlanmasındaki amaç elektrotların sabitlenmesi ve düşük deri empedansını sağlamaktır. Hareket esnasında elektrotların yerinden oynamaması ve EMG ölçümlerinde oluşacak gürültüyü azaltmak için elektrotların yerleştirildiği bacak plastik polyester ağ (Surgifix, Smith & Nephew) ile sabitlenmiştir. Şekil 3.4'te denemeler için hazır olan temsili bir gönüllüye ait alt ekstremite gösterilmektedir.

### 3.1.5 Deney Protokolü

Ölçümlerden önce gönüllüye ait antropometrik verilerin (boy ve ağırlık) ölçümü yapılmıştır. Ölçümün ilk bölümünde, gönüllünün ayakta dik bir biçimde mümkün

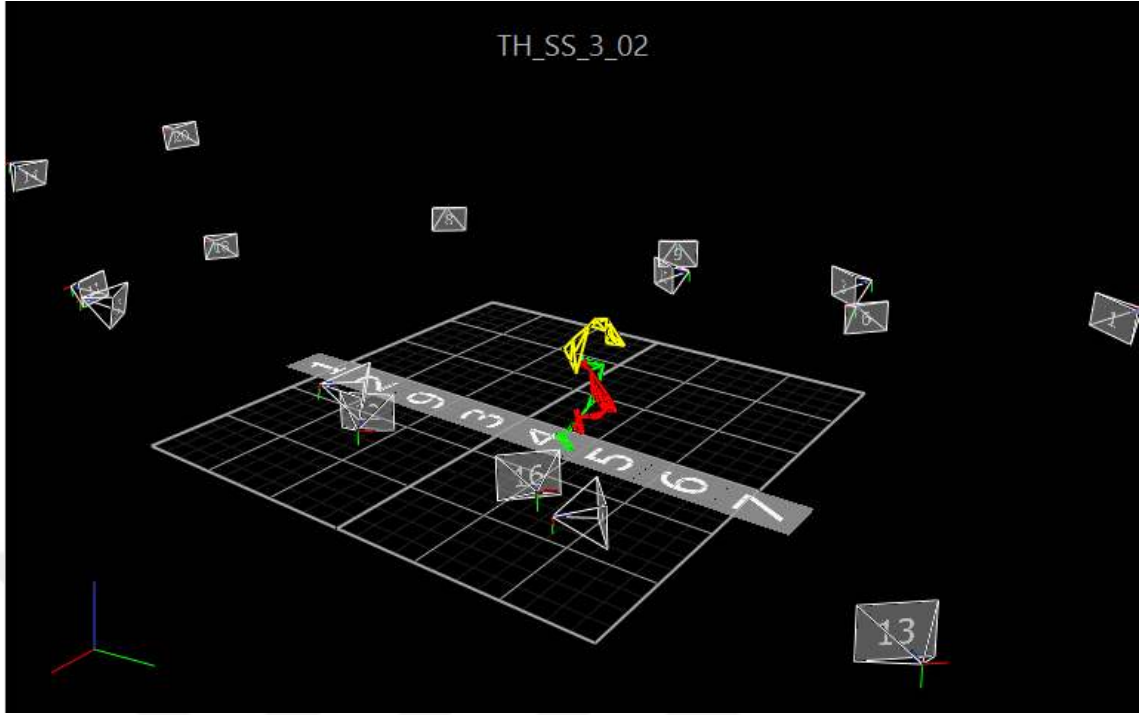
olduğunca hareketsiz durması istenerek statik duruş esnasındaki işaretleyici konumları kaydedilmiştir. Statik denemelerdeki işaretleyici konumları kullanarak, analizlerde kullanılacak modelin boyutları ölçeklendirilecektir. Böylece OpenSim yazılımında bulunan genel insan kas-iskelet modeli kişiye özgü kas-iskelet modeli haline getirilmiştir. İşaretleyici ve yüzeysel EMG elektrotları ile koşmaya alışması ve ölçümlerde oluşabilecek yaralanma riskini azaltması amacıyla dinamik ölçümler öncesi gönüllülere standart ısınma egzersizleri yaptırılmıştır. Farklı koşma periyotları esnasında, VICON Nexus sistemi kullanılarak eş zamanlı olarak işaretleyici yörüngeleri, yerin tepki kuvveti ve EMG verileri toplanmıştır.



**Şekil 3.5:** Gönüllünün farklı ivmelenme aşamalarındaki fotoğrafları.

Dinamik denemeler sentetik kauçuk kaplı kapalı koşu parkurunun düz kısmında gerçekleştirilmiştir. Tüm hızlanma evresini kayıt altına alabilmek için hızlanma evresi altı parçaya bölünmüştür. Gönüllünün farklı ivmelenme evrelerindeki konumu Şekil 3.5'te gösterilmektedir. Bu evreler aşağıdaki gibidir;

İlk adım evresi, maksimum hıza ulaşma deneyinin ivmelenme evresinin 0 ila 8 m'leri arasında veri toplanmıştır. Son adım evresinde ise 30 ila 38m'ler arasında veri toplanmıştır.



**Şekil 3.6:** Şematik kuvvet platformları ve kameraların yerleşimi.

Şekil 3.5’de detaylı olarak gösterildiği gibi bu evreler başlangıç noktasının kuvvet platformundan ne kadar uzakta başladığına göre isimlendirilmişlerdir. Örneğin, 0-8 evresinde gönüllü ilk kuvvet platformundan başlamışken, 30-38 evresinde gönüllü ilk kuvvet platformundan 30 m uzaktan koşmaya başlamıştır.

Parçalı ivmelenme deneylerinin her evresinde gönüllülerden, statik durumdan maksimum hıza en kısa sürede ulaşmaları istenmiştir. Gönüllüler sprint koşusuna takozsuz çömelmiş olarak üç noktalı alçak çıkış pozisyonunda başlamışlardır. İlk evrede (0-8m) gönüllünün pozisyonu baskın bacağın ilk kuvvet platformuna değmesini sağlayacak şekilde ayarlanmıştır. Son evrede ise şekilde gönüllünün koşuya başlama mesafesi yaklaşık 30 m kadar uzağa ötelenmiş ve maksimum sprint koşusu üç boyutlu hareket algılama sistemiyle kayıt edilmiştir. Şekil 3.6’da şematik olarak hareketin algılandığı alan (capture volume), kuvvet platformu dizilime ve kameraların konumları gösterilmektedir.

Denemeler esnasında gönüllülere yeterli dinlenme süresi verilerek dinlenmeleri sağlanmış ve bu şekilde her denemede gönüllünün sabit maksimum efor ile koşması sağlanmaya çalışılmıştır. Sprint koşusunun son evresi olan 30-38 m evresinde

gönüllünün sakral bölge üzerindeki işaretleyicinin yatay hızı kontrol edilerek gönüllünün ulaşabileceği maksimum sabit hıza ulaştığından emin olunmuştur.

### **3.1.6. Deney Verilerinin Ön İşlenmesi**

Üç boyutlu hareket algılama sistemi (Vicon, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) ile işaretleyicinin 3 boyutlu pozisyon verisi kaydedilmiştir. Ardından, Vicon Nexus programı kullanılarak gönüllü üzerindeki işaretleyicilerin isimlendirilmesi yapılmıştır. Deneyler esnasında hareketin hızından veya herhangi bir uzvun işaretleyicileri kapatmasından dolayı toplanan veride bazı zaman aralıklarında oluşan boşluklar Vicon Nexus programı kullanılarak interpolasyonla doldurulmuştur. Bu işlem sonucunda veriler C3D formatında elde edilmiştir. Elde edilen C3D formatındaki veriler incelenerek her bir gönüllüye ait farklı koşma durumu için bir adet başarılı ( yere temas eden ilgili ayağın tek bir kuvvet platformuna bastığı) deneme seçilmiştir. Modelleme ve analiz sırasında OpenSim programı kullanılacağından, C3D formatında olan veriler MATLAB kullanılarak OpenSim'e uygun formata dönüştürülmüştür.

## **3.2. BİLGİSAYAR DESTEKLİ MODELLEME VE ANALİZ**

Tüm deney verileri toplandıktan ve ön işleme sürecinin tamamlanmasının ardından, deney verileri açık kaynak kodlu bir yazılım olan OpenSim'e [17] analizlerin yapılması için aktarılmıştır.

OpenSim yazılımının kütüphanesinde insan vücuduna ait genel kas-iskelet modelleri bulunmaktadır. Bu çalışmada, mevcut model üzerinde değişiklikler yapılarak kas iskelet modeli "sprint" koşusuna uygun hale getirilmiştir. Daha sonra elde edilen model, analizi yapılmak istenen gönüllünün antropometrisini ve vücut ağırlığını yansıtacak şekilde ölçeklendirilmiştir. Ölçeklendirme işleminden sonra modelin üzerindeki işaretleyici pozisyonları, deneysel işaretleyici pozisyonları ile uyumlu hale getirilmiştir.

OpenSim yazılımında, ölçeklendirilmiş model kullanılarak ters kinematik analiz ile işaretleyici pozisyonları için en uygun eklem açısı hesaplanır. Ölçülen yerin tepki kuvveti ve hesaplanan eklem açıları ile ters dinamik analiz uygulanır ve her ekleme ait eklem momentleri hesaplanır. Hesaplamaların son aşamasında statik optimizasyon kullanılarak ilgili kaslara ait kas kuvvet değerleri kestirilir.

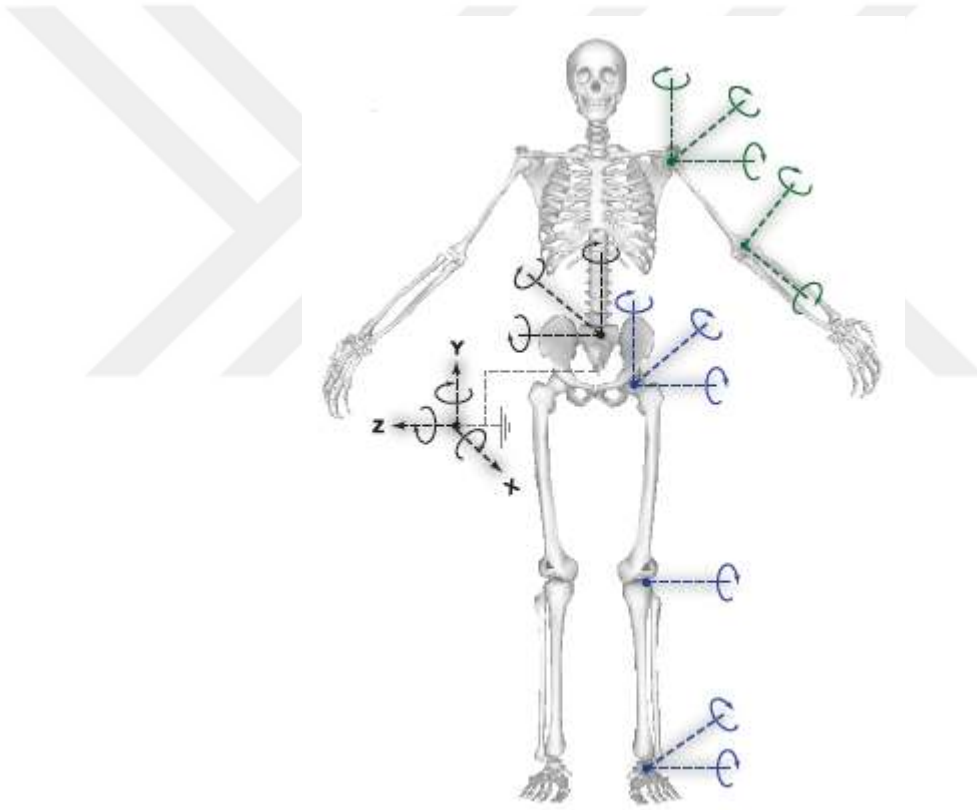
### 3.2.1. Modelin Modifikasyonu

OpenSim kütüphanesinde bulunan 12 segmentten oluşan, 31 serbestlik dereceli model referans olarak alınıp, modelin üzerinde analizin sonuçlarının daha tutarlı olmasını sağlamak amacıyla değişiklikler yapılmıştır. Şekil 3.7’de Opensim modelinin detayları gösterilmektedir. Pelvis üç serbestlik dereceli olarak modellenirken, diz eklemi bir serbestlik dereceli olarak modellenmiştir. Metatarsofalangeal (MTP) eklem model üzerinde mevcut olup, ayak uzvuna ait tüm kaslar sistemde mevcut değildir. Bundan dolayı, koşu gibi yüksek güç gerektiren hareket koşullarında kasların yeterli kuvvet üretemeyeceğinden dolayı analizler esnasında modeldeki MTP eklemine hareketi engellenmiştir.

Kalça, diz ve ayak bileği hareket aralıklarının sprint koşusunun hareket limitlerine uygun olup olmadığı kontrol edilmiştir. Bu kontroller esnasında görülmüştür ki, genel modelin diz eklemine ait fleksiyon- ekstansiyon hareket aralığı  $120^{\circ}$ -  $0^{\circ}$  arasındadır. Fakat, sprint koşusu esnasında diz fleksiyon açısının  $160^{\circ}$  civarına ulaştığı gözlemlenmiş ve diz eklemine ait hareket aralığı güncellenmiştir. Diz eklemine ait hareketi, femur ve tibianın birbirine göre hareketi dikkate alınarak tanımlanmış olup bu tanımlama sadece  $0^{\circ}$ - $120^{\circ}$  arasında yapılmıştır. Literatürde yapılan çalışmalar [108-110] kullanılarak femurun tibia’ya bağlı göreceli hareketi  $0^{\circ}$ - $160^{\circ}$  aralığında olacak şekilde güncellenmiştir.

Mevcut model yürüme ve düşük hızlarda koşma için oluşturulduğundan kaslara ait moment kolları bu hareketler esnasında literatürle uyum içinde olurken sprint koşusu gibi eklem hareket miktarlarının oldukça geniş olduğu durumlarda kaslara ait moment kolu değerleri literatürle örtüşmemektedir. Salınım fazı esnasında maksimum diz fleksiyonu yürüme için  $60^{\circ}$ , 3,2 m/s bir hızla koşulması durumunda  $90^{\circ}$  ve 3,9 m/s hızlarında ise  $105^{\circ}$  iken elit atletlerde bu değer  $155^{\circ}$  kadar çıkabilmektedir [6, 11, 111]. Bu nedenle OpenSim kütüphanesinde bulunan insan uzuvlarına ait kas-iskelet sistemi modeli için, literatürde bulunan ölçümler sonucu elde edilen kaslara ait moment kolu ile eklem açısı arasındaki ilişki kullanılarak her bir kasa ait moment kolu değeri literatür verileri ile uyumlu hale getirilmiştir. Bu güncellemeleri yaparken kasların bağlantı noktaları (origin ve insertion point), geçiş noktaları (via point), sarma yüzeyleri (wrapping surface) güncellenmiştir. Şekil 3.8’te görüldüğü gibi modele ait moment

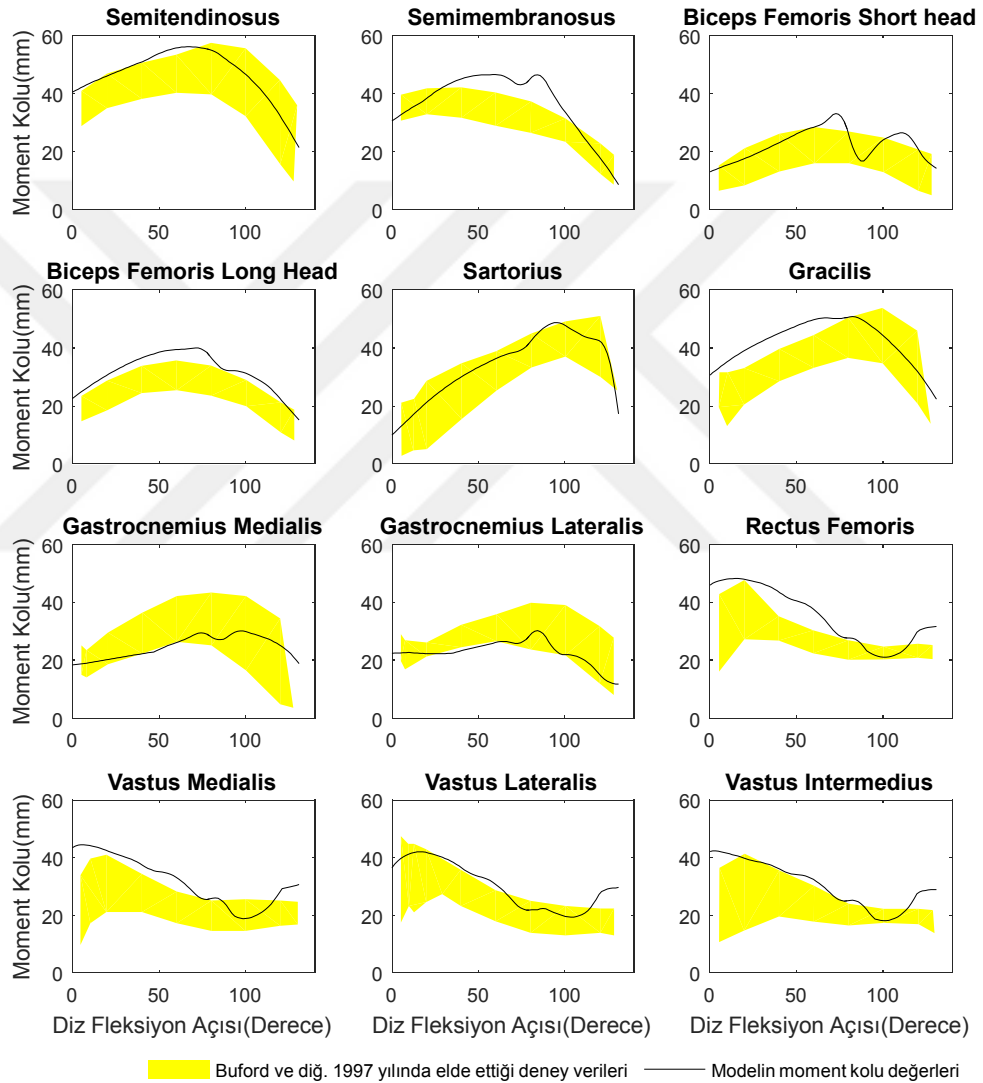
kolları ile Buford ve diğ. [112] tarafından deneysel olarak elde edilen deney verileri karşılaştırılmıştır ve teorik moment kollarının deney sonuçlarıyla uyum içinde olduğu Şekil 3.8’te gösterilmiştir. Buford ve diğ.’nin 1997 yılında yaptığı deneysel çalışma alt uzva ait en fazla sayıdaki kasa ait fizyolojik bilgi içeren çalışmadır; ayrıca diğer çalışmalara kıyasla daha geniş diz fleksiyon açısı aralığında ölçüm alınmıştır. Buford ve diğ.’nin 1997 yılında yaptığı çalışmada 15 adet alt uzuv kadavrası kullanılmış ve diz etrafından geçen 13 kasa ait eklem moment kolu ölçümleri yapılmıştır. Şekil 3.8’de gösterilen taralı alan ölçümler sonucu elde edilen verileri göstermektedir.



**Şekil 3.7:** Modellemede kullanılan kas-iskelet modeli ve her uzva ait aktif serbestlik dereceleri gösterilmektedir.

Literatürde bulunan kas parametreleri kullanılarak modeldeki mevcut kas parametreleri güncellenmiştir [104, 113] (Ek1). Her bir kas tendon yapısı için tendon serbest boyu, Opensim orijinal modeliyle aynı olacak şekilde değiştirilmeden bırakılmıştır. Tendon serbest boyunun değiştirilmesi kasın kuvvet üretim mekanizmasına en çok etki eden parametrelerden biri olduğu bilindiğinden bu parametrenin değiştirilmesi konusunda

hassas davranılmış ve tendon serbest boyu ve pennasyon açısı literatürdeki verilerden çok farklı olmadığı sürece değiştirilmemiştir. Literatürde Hill tipi kas modeli kullanılarak yapılan çalışmalar göstermiştir ki, kasın kuvvet üretim mekanizması ve hareket esnasındaki kasın boyunun değişimi en fazla tendon serbest boyunun değişiminden etkilenmektedir [114-116].



**Şekil 3.8:** Bazı temel kaslara ait moment kolu değerleri ve bunların Buford'un 1997 yılında yaptığı deneyler sonucunda elde edilen verilerle karşılaştırılması.

Maksimum izometrik kas kuvvetleri (maximum isometric force) tüm kaslar için üniform olarak 3.5 kat artırılmıştır. Bu kuvvet, maksimum hıza ulaşıldığında statik optimizasyon çözümünü elde etmek için gereken minimum kuvveti göstermektedir. Handsfield ve diğ.'nin [103] yaptığı çalışmada sporcular ve spor ile profesyonel olarak



uğraşmayan kişilerin kas hacimleri arasında kayda değer farklılıklar bulunmaktadır. Sporculara ait birçok kasın kas hacmi yetişkin insanlarınkinden oldukça büyüktür. Bu durum, kadarva deneylerinden elde edilen maksimum izometrik kas kuvvet ile simülasyon için gerekli kas kuvveti arasındaki farklılığın nedeni açıklamaktadır. Kas kuvvetinin kişiye özgü olarak ölçeklendirilmesinde diğer bir yaklaşım ise ölçeklendirme faktörü hesaplanırken gönüllünün ağırlığı, boyu ve boy / ağırlık oranından yola çıkılarak hesaplanmaktadır [26, 104, 117]. Fakat bu tezde bu yaklaşımlar kullanılamamıştır. Çünkü sprinterlerin kasları yetişkin bireylerle kıyaslandığında uzunluk-kütle başına düşen kas hacmi değeri sprinterlerde % 22-55 oranında daha büyüktür. Ayrıca sprinterlerde özellikle kalça ve diz ekleminde geçen kasların hacimleri yetişkin sedanter bireylerden anlamlı derece büyüktür [103]. 2014 yılında Handsfield ve diğ.'nin [104] yaptığı MRI çalışması göstermiştir ki genç ve sağlıklı bireylerin kas hacmi kadavra verilerinden yaklaşık 2-2.5 kat daha fazladır. Maksimum izometrik kuvvetin 3,5 kat artırılması MRI çalışmaları ile paralellik göstermektedir.

### 3.2.2. Modelin Doğrulaması

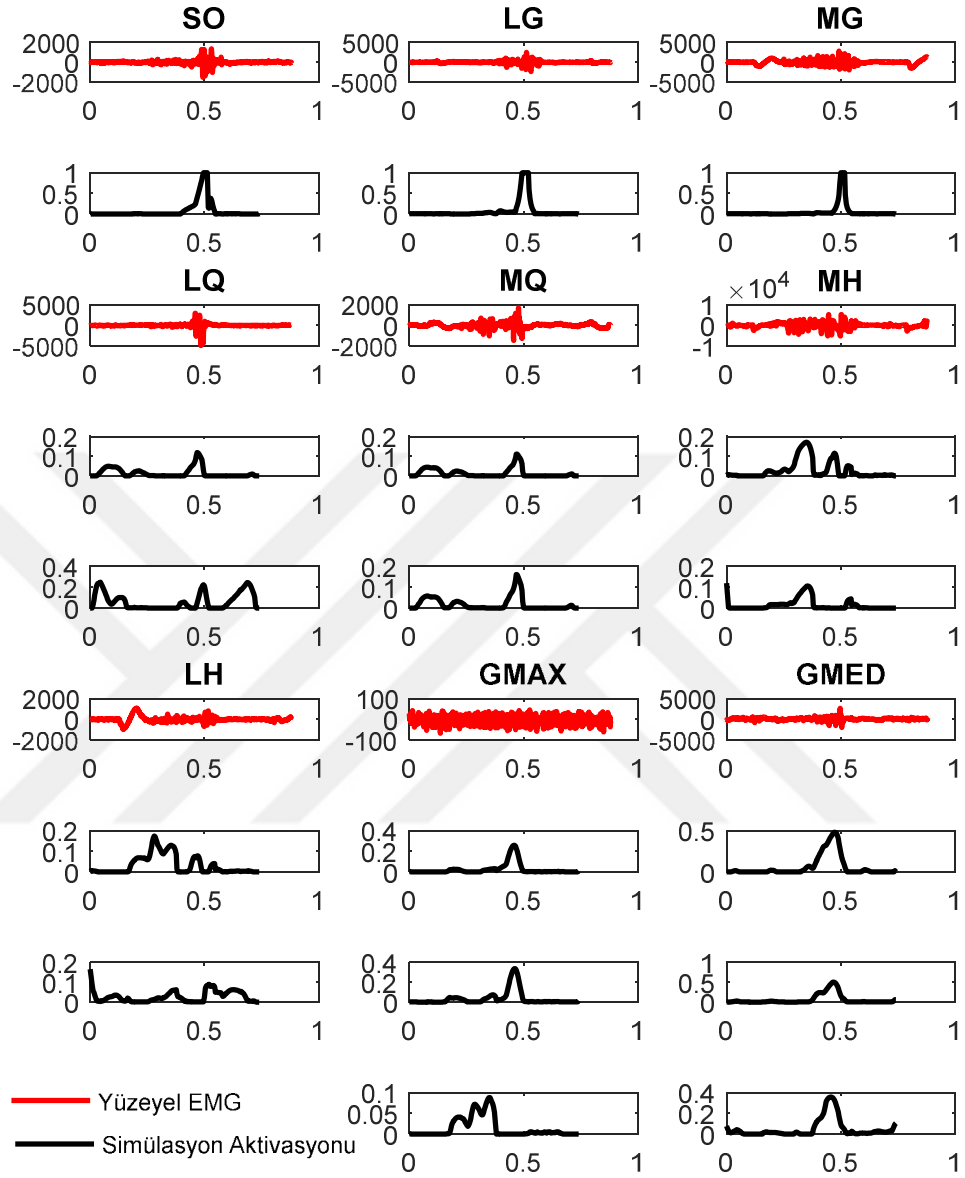
Elde edilen yeni modeli doğrulamak amacıyla Hicks ve diğ.'nin [118] çalışmasında tavsiye ettiği metotlar uygulanmıştır. Her bir eklemi saran kasların ( $i$ ) ilgili eklemden ( $j$ ) oluşturdukları bileşke moment  $M_j$  denklem 3.1'de gösterildiği gibi sadece kasların ürettiği kuvvet ( $F_i$ ) ve moment kolu ( $r_i$ ) çarpımlarının toplamı şeklinde hesaplanmıştır.

$$M_j = \sum_{i=1}^n r_i \cdot F_i \quad (3.1)$$

Aynı koşullar için Opensim programı kullanılarak ters dinamik analiz yapılmıştır. Kas-iskelet modelinde kasların ürettiği toplam momentin eklem hareketini sağlamaya yetmediği durumlarda, her eklemden bulunan ideal yedek moment üreteçleri (reserve torque actuators) devreye girerek simülasyonun tamamlanmasına destek olmaktadır. Fakat ideal yedek moment üreteçlerinin ürettiği moment küçük miktarlarla sınırlı kalmalıdır. Modelin doğrulanmak için kasların ürettiği toplam moment ve ters dinamik analiz kullanılarak elde edilen momentler kıyaslanmıştır. Alt ekstremite kaslarının oluşturduğu eklem momentlerinin simülasyonun her anında ters dinamik analiz ile elde edilen eklem momentlerinin en az % 90'ını oluşturduğu belirlenmiş ve modelin

doğrulaması gerçekleştirilmiştir [118]. Ayrıca, deneyler esnasında toplanan EMG ve literatürdeki EMG verilerinin zamanlaması ve temel özellikleri ile modelin simülasyonu ile elde edilen kas aktivasyon verileri kıyaslanmıştır. Modelden elde edilen veriler ve EMG verileri aktivasyon zamanlamaları açısından tutarlı olduğu gözlemlendi (Şekil 3.9).

Şekil 3.9’da ise 7 m /s koşu hızında sporcunun EMG verileri ve simülasyon sonucu elde edilen aktivasyon değerleri kıyaslanmıştır. Basma fazı x ekseninde 0.4-0.6 arasındaki bölgeye denk gelmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi kasların aktif olduğu bölgeler Gluteus Maksimum kası hariç tutarlıdır. Kuadriseps kas grubunda salınım fazında bulunan aktivasyon deneysel verilerle paralellik göstermemekte olup bunun temel nedeni statik optimasyon hesaplamasında sadece aktif kas kuvveti kullanılması olabilir. Salınım fazında pasif kas kuvvetlerinin olmaması nedeniyle pasif kas kuvvetlerini kompanse etmek için aktif kas kuvveti üretmiş olması muhtemeldir. Soleus ve medial gastrocnemius kasları sadece basma esnasında aktif olup model aktivasyonu 1 seviyesine ulaşmaktadır.



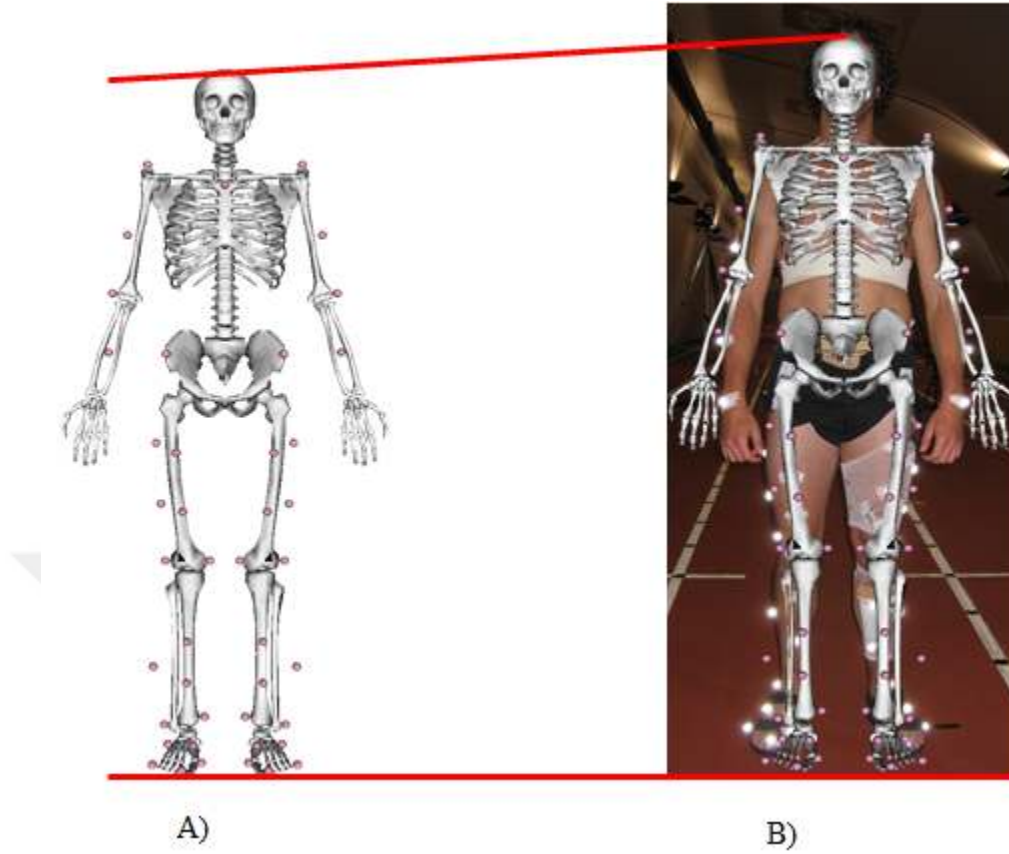
**Şekil 3.9:** Sabit 7 m/s koşu hızında ölçülen dokuz farklı yüzeysel EMG ölçümü ile elde edilen veriler ve analiz sonucu elde edilen aktivasyon değerlerinin kıyaslanması. burada ILPSO (iliacus, psoas kaslarının ürettiği kas kuvveti toplamı) GMAX(superior, inferior ve middle gluteus maksimum kas grubu) ve GMED( anterior, posterior ve middle kısımlarından meydana gelen gluteus medius kas grubu), HAMS (biceps femoris long head, semimembranosus and semitendinosus kas grubu) RF (rectus femoris kası ), VAS (vastus medialis, vastus intermedius and vastus lateralis kas grubu ), GAS (medial and lateral gastrocnemius kas grubu), SOL (soleus kas grubu), TIBANT (tibialis anterior kas grubu) göstermektedir.

### 3.2.3. Modelin Ölçeklendirilmesi

Yazılım programlarında bulunan kas-iskelet sistemi modelleri birden fazla kadavradan elde edilen ortalama anatomik ve fizyolojik veriler kullanılarak oluşturulmuştur ve bu nedenle, ortalama bir insan kas-iskelet sistemini temsil etmektedirler. Bu tip modeller kullanılarak gerçekçi eklem momentleri ve kas kuvvetleri hesaplamak istendiğinde modellerin bireye özgü anatomik özelliklerini (örneğin; bacak boyu, ayak uzunluğu, gövde boyutları vb.) ve vücut kitle dağılımını yansıtacak şekilde ölçeklendirilmesi gerekmektedir.

Statik denemeler esnasında kaydedilen işaretleyici konumları kullanılarak genel modelden kişiye özgü model elde etme yoluna gidilmiştir. Son yıllarda, bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi görüntüleme teknikleri kullanılarak kişiye özgü modeller elde edilmektedir. Ne var ki, kişiye özgü modellerin elde edilmesi çok zahmetli olup gerekli olup olmadığı hala tartışılmaktadır.

Modelin modifikasyonu kısmında yapılan değişiklikler ile elde edilen güncellenmiş yeni model, ölçeklendirilerek her gönüllüye özgü modelin elde edilmesinde kullanılmıştır. Ölçeklendirmenin ilk basamağında, modelin her bir uzvu için farklı ölçek faktörleri hesaplanmıştır. Ölçek faktörünün hesabında deneysel olarak elde edilen işaretleyici çifti konumları ile model üzerindeki sanal işaretleyici çifti konumları arasındaki uzaklık dikkate alınarak, ölçek faktörü ve işaretleyicinin yeni konumu hesaplanmaktadır (Şekil 3.10). Her uzuv, 3 boyutlu olarak aynı değer kullanılarak uniform ya da uniform olmayacak şekilde her boyut için farklı ölçek faktörü hesaplanması yoluyla boyutlandırılabilir. Örneğin; pelvisin ve gövdenin boyutlandırılmasında farklı ölçek faktörlerinin kullanılması daha iyi sonuç vermektedir. Ölçeklendirme sırasında kas-tendon boyu ve uzva bağlı her bir kasa ait moment kolu da boyutlandırılır.



**Şekil 3.10:** A) Genel modelin B) gönüllünün boyutlarına göre ölçeklendirilmesi.

Her kasın optimum kas lif boyu ve tendon serbest boyu da ölçeklendirilmektedir. Bu parametrelere ait ölçek faktörü genel modelin kuvvet üretme kapasitesini değiştirmeyecek ve kas /tendon oranı sabit kalacak şekilde hesaplanır. Sonrasında, modelin kütlesi gönüllünün deney öncesi ölçülen kütlesine eşit olacak şekilde ölçeklendirilir ve kütle atalet momentleri tekrar hesaplanır. Son olarak model üzerinde bulunan sanal işaretleyiciler, ağırlık katsayıları (İşaretleyici konumunun doğru konumlandırıldığına emin olunan işaretleyicide bu katsayı yüksek, konumunun doğruluğu şüpheli olan işaretleyici düşük katsayı değeri alınır) dikkate alınarak statik, ayakta durma pozisyonu esnasında toplanan deney verileri ve model üzerinde bulunan sanal işaretleyiciler arasındaki optimum bir mesafeye kaydırılırlar. Böylece, gönüllünün anatomik özelliklerini ve antropometrisini yansıtan model elde edilmiş olur. Ölçeklendirme işlemi tüm gönüllüler için ayrı ayrı yapılmaktadır.

#### 3.2.4. Ters Kinematik Analiz

Kinematik, hareketi doğuran etkiler dikkate alınmadan hareket halindeki nesnelerin pozisyon, hız ve ivme karakteristiklerinin incelenmesidir. Bu bağlamda, sistemi

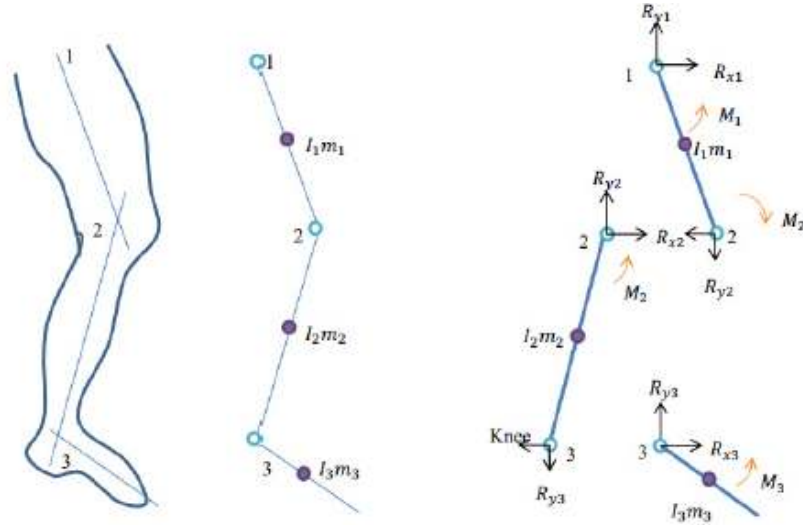
meydana getiren nesnelere açıları ve lineer konumları ve bunların zamana göre türevleri olan hız ve ivme büyüklükleri tanımlanmaya çalışılmaktadır. İnsan iskelet sistemi çok eklemlili sistem olarak tanımlandığı için deney esnasında toplanan işaretleyici konum verisi kullanılarak ters kinematik analiz ile her zaman adımı için modelin geliştirilmiş koordinatları hesaplanmaktadır. Bu hesaplama işleminde, model üzerindeki sanal işaretleyiciler ile deney esnasında gönüllü üzerinde bulunan işaretleyicilerin pozisyonu ve ağırlık katsayıları dikkate alınarak uzvun optimum pozunu bulunur. Bu nedenle, ters kinematik analizin her zaman adımı için, deney esnasında ölçülen işaretleyici konuları ile model üzerindeki sanal işaretleyicilerin arasındaki farkların karelerinin toplamını minimize edecek en uygun kinematik pozun bulunması gerekir. Bu analiz, ağırlıklandırılmış en küçük kareler optimizasyon problemi olarak formüle edilmiştir [119].

$$\min_q \left[ \sum_{i=1}^m w_i \|x_i^{deney} - x_i^{model}\|^2 + \sum_{j=1}^k w_j \|q_j^{deney} - q_j^{model}\|^2 \right] \quad (3.1)$$

Burada,  $x_i^{deney}$  ve  $x_i^{model}$  sırasıyla  $i$ 'inci işaretleyicinin modelde ve gönüllüdeki konum vektörünü,  $m$  toplam işaretleyici sayısını,  $q_j^{deney}$  ve  $q_j^{model}$  sırasıyla  $j$ . koordinatın deney ve modeldeki değeri  $w_i$  ve  $w_j$  ise ağırlık vektörünü göstermektedir. Optimum pozun bulunması sırasında her eklem kendi hareket aralığı ile sınırlandırıldığından eklem çıkışı olasılığı azaltılmış olur [120]. Her eklem hareketi hareket aralığı ile sınırlanmadığı durumda optimum pozun sağlanması için bazı eklemlerin hareket aralığının dışına çıkması söz konusu olabilirdi.

### 3.2.5. Ters Dinamik Analiz

Ters dinamik, mekaniğin bir alt dalı olup kinematik ve kinetik disiplinleri arasında bağlantı kurmaktadır. Diğer bir deyişle ters dinamik, çok eklemlili sistemlere ait hareket denklemlerinin kullanılması ile net eklem momentlerinin ve reaksiyon kuvvetlerinin klasik yöntemler (Newton, Lagrange ve Kane Mekaniği v.b.) yardımı ile bulunmasıdır [65].



**Şekil 3.11:** Çok eklemlili sistemin serbest cisim diyagramı (Şekil referans [121]'den alınmıştır.). Kas-iskelet sistemine ait eklem momentlerinin klasik yöntemler kullanılarak hesaplanmasında yalnızca konum, hız ve ivme verileri gereklidir. Sisteme, ölçülen yerin tepki kuvveti değerlerinin eklenmesi ters dinamik çözümün doğruluğunu artırmaktadır. Bu nedenle eklem momentlerin hesabında aşağıdan yukarı (bottom up) yaklaşımı kullanılmaktadır (Şekil 3.9). Böylece, ölçüm esnasında elde edilen hatalı olma potansiyeli yüksek deney verilerine (yumuşak dokuların hareketi kaynaklı hatalar, işaretleyici yerleştirme hataları gibi) güvenmeyi azaltarak kuvvet platformları ile oldukça hassas olarak ölçülebilen yerin tepki kuvveti değerleri kullanılmaktadır. Böylece sisteme ek sınır koşulu tanımlanmış olmakta ve bu durum net eklem momentinin ve reaksiyon kuvvetlerinin daha doğru bir şekilde hesaplanması sağlanmaktadır [122]. Aşağıdan yukarı ters dinamik yaklaşımında kuvvet platformları tarafından ölçülen yerin tepki kuvveti değeri ilk olarak ayağa uygulanır ve ayak bileğindeki eklem reaksiyon kuvvetleri bulunur. Ayak bileği eklem reaksiyon yükleri kullanılarak diz reaksiyon kuvvetleri hesaplanır ve bu işlem tüm kas-iskelet sistemindeki tüm eklemler için tamamlanana kadar bir alt uzvudan bir üst uzva geçilerek devam eder. Sisteme ait hareket denkleminin genel formu aşağıdaki gibi yazılabilir;

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + E(q, \dot{q}) \quad (3.2)$$

Denklemden  $\mathbf{T}$  eklem net torkunu,  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}$  sırasıyla sisteme ait genelleştirilmiş koordinatların konum, hız ve ivme değerlerini,  $\mathbf{M}$  sistemin kütle matrisini,  $\mathbf{C}$  koriolis etki matrisini ve  $\mathbf{E}$  ise dış çevreden dolayı sisteme uygulanan kuvvetleri temsil eden matrisi göstermektedir.

Aşağıdan yukarı yaklaşımı klasik metoda göre daha tutarlı eklem momenti hesaplamamıza imkân verse de, sisteme yerin tepki kuvvetinin eklenmesi sistemin aşırı tanımlı (over-determined) olmasına neden olur [122]. Her ne kadar yerin tepki kuvveti ve kinematik veriler eş zamanlı ölçülmüş olsalar da, modellemede yapılan varsayımlar ve ölçüm hataları nedeniyle sistem dinamik olarak tutarlı değildir [123]. Bu nedenle, en uzak uzuv ile çevre arasında, kalıntı kuvvet ve momentler ortaya çıkmaktadır. Bu tezde kullanılan kas iskelet sisteminde kalıntı yükler 6 serbestlik dereceli pelvis bölümü ile çevre arasında uygulanmıştır. Aşağıdan yukarı (bottom-up) ters dinamik yaklaşımının çözümünde, kalıntı yüklerin bulunmasına rağmen insan hareketinin biyomekanik analizi çalışmalarından yaygın olarak kullanılan güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir [11, 124, 125].

### 3.2.6. Kalıntı Azaltma Algoritması ( Reduce Residual Algorithm- RRA)

Modelleme esnasında yapılan, gövdenin rijit sayılması gibi varsayımlar veya deney esnasında toplanan işaretleyici konum verilerinin işleme hataları ve yumuşak dokuların hareketinden dolayı oluşan hatalar gibi nedenlerden dolayı deneysel olarak elde edilen kinematik ile yerin reaksiyon kuvveti arasında dinamik tutarsızlıklar meydana gelmektedir [122]. Bu dinamik tutarsızlıklar bir araya gelerek kalıntı adı verilen fiziksel olarak bir karşılığı bulunmaya kuvvetin ve momentin sisteme uygulanmasını gerektirmektedir. Bu nedenle, dinamik tutarsızlığın azaltılması için kalıntı azaltma algoritması geliştirilmiştir [17].

Basma fazında yüksek yüke maruz kalan ve son derece dinamik bir hareket olan sprint koşusu esnasında yüksek kalıntı yüklerinin oluşması kaçınılmazdır. Bu yüksek kalıntı yükleri azaltılmaz ise kestirilen kas kuvvetlerinin gerçeği yansıtmamasına neden olabilir. Bu nedenle bu tezde statik optimizasyon analizi yapılmadan önce kalıntı azaltma algoritması kullanılarak eklem kinematiği ayarlanmış ve dinamik tutarsızlıklar azaltılmaya çalışılmıştır.



### 3.2.7. Statik Optimizasyon

Ters dinamik kullanılarak elde edilen eklem momentleri o eklemden geçen tüm kasların ürettiği momentlerin toplamını ifade etmektedir. Örneğin, ayak bileği eklemının toplam momenti gastrocnemius, soleus ve tibialis posterior gibi ayak bileği temel ekstansör kasları ve tibialis anterior ve extensor digitorum longus gibi ayak bileği temel fleksör kasları tarafından oluşturulan her kasa ait momentlerin toplamıdır. Bu eklemden her kasa ait kas kuvveti hesaplanmak istenirse sonsuz sayıda çözüm bulunmaktadır. Bu tip sistemler az-tanımlı sistemler olarak adlandırılmaktadır. Biyomekanikte ise bu problem artıklık problemi olarak tanımlanmaktadır. Özellikle gastrocnemius ve hamstring kas grubu gibi biartiküler kaslar birden fazla eklem hareketinde rol oynadığından problemin çözümü daha da karmaşıklaşır. Bu nedenle, artıklık probleminin çözümünde statik optimizasyon yöntemi kullanılarak ilgili eklemde ait eklem momentini oluşturan tek bir çözüm elde edilmiş olur.

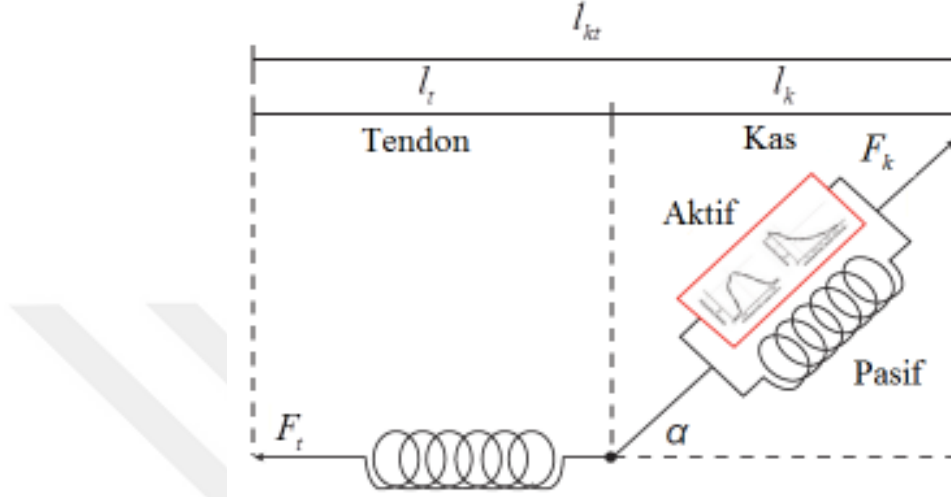
Statik optimizasyonda, amaç fonksiyonu kullanılarak kısıt koşulları sağlanacak şekilde her zaman adımı için tek bir çözüme ulaşılmaya çalışılır. Optimizasyonda kullanılacak amaç fonksiyonu kas kuvveti üretim mekanizmasında etken olan biyolojik gerçekliklerin daha iyi yansıtılması amacıyla kasın lif tipi, kesit alanı, kas boyu, kasılma hızı gibi kas kuvveti üretim mekanizmasında rol oynayan parametreler içermektedir. Çözümde, kasın maksimum üreteceği bir kuvvetin olduğunun tanımlanması, kasın sadece çekme işlevini gerçekleştirmesi, kasın aktivasyon sınırlarının 0 ile 1 arasında olduğu ve kasın üreteceği kuvvet miktarının kuvvet-uzunluk-hız ilişkisinden tespiti gibi biyomekanik gerçekliklere dayanan kısıtlar sisteme eklenmektedir.

Bu tezde kullanılacak statik optimizasyonda her kas-tendon grubu Hill tipi kas modeli ve buna seri olarak bağlı tendon elemanı olarak modellenmiştir (Şekil 3.6). Her kas-tendon grubuna (muscle-tendon unit-MTU) ait uzunluk ve hız parametreleri her bir zaman adımı için ters kinematikte hesaplanan eklem konumları dikkate alınarak hesaplanmaktadır. Kas-tendon grubunun uzunluk ve hız ilişkisi aşağıdaki gibi ifade edilebilmektedir [126].

$$l_{kt} = l_k \cos(\alpha) + l_t \quad (3.3)$$

$$v_{kt} = v_k \cos(\alpha) + v_t \quad (3.4)$$

Bu denklemlerde  $l_{kt}, l_k, l_t$  sırasıyla kas-tendon grubunun boyun, kas lifinin boyu ve tendon boyu;  $v_{kt}, v_k, v_t$  ise sırasıyla kas-tendon grubunun hızı, kas lifinin hızı ve tendon hızı ve  $\alpha$  ise pennasyon açısının göstermektedir.



Şekil 3.10: Bu tezde kullanılan Hill tipi kas-tendon grubu.

Pennate kaslarda tendona iletilen kas lifi tarafından üretilen aktif kuvvet aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$F_t = a \cdot f(F_o^k, l_k, v_k) \cdot \cos(\alpha) \quad (3.5)$$

Burada  $a$  kasın aktivasyon miktarını,  $F_o^k$  maksimum izometrik kas kuvvetini,  $f(F_o^k, l_k, v_k)$  ise kasın fizyolojik kuvvet-uzunluk ve kuvvet- hız ilişkisi kullanılarak elde edilen aktif kas kuvvetini temsil etmektedir. OpenSim programında bulunan statik optimizasyon çözümleyici algoritma, her zaman aralığı için kas aktivasyonlarını minimum yapan ve net eklem momentini sağlayan kas kuvvet değerlerini elde edene kadar iterasyon yaparak en uygun çözümü bulmaktadır. Hesaplama algoritması yakınsayıp optimizasyon problemi çözüldüğünde belirli bir zamana ait optimum bir kas kuvveti ve kas aktivasyonu seti elde edilir. Statik optimizasyonda problem her zaman adımı için ayrı ayrı çözüm bulunduğundan dolayı nöral uyarım ile kas aktivasyonu arasındaki elektriksel gecikme gibi zamana bağlı aktivasyon dinamiklerini içermez ve bir zaman adımındaki çözüm, bir önceki zaman adımında kestirilen kas kuvvetlerden

ya da kas aktivasyonundan bağımsızdır. Fakat literatürde statik optimizasyon, hesaplanmış kas kontrolü (computed muscle control) ve Nöromüsküloskelet izleme (neuromusculoskeletal tracking) yöntemleri kullanılarak farklı yürüme ve koşma hızları için yapılan analizin kullanıldığı çalışma zamana bağlı parametrelerin ihmal edilmesinin yürüme ve koşma analizi sonucu elde edilen sonuçlara etkisinin olmadığını göstermiştir [47, 111]. Bu nedenle çalışmada statik optimizasyon yönteminin kullanılmasının bir sakıncası bulunmamaktadır.

Problemin çözümünde, ters dinamik sonuçlarda oluşan dinamik tutarsızlıklardan dolayı ortaya çıkan kalıntı yüklerin telafi edilmesi için sistemde kas-tendon elemanı kuvvet üreteçlerine ek olarak, ideal kalıntı kuvvet (residual force) ve moment üreteçleri kullanılmaktadır. Net eklem momentinin sağlanamaması durumunda kullanılmak üzere modeldeki her ekleme ideal yedek moment üreteçleri (reserve torque actuators) uygulanmıştır. Bu yedek moment üreteçlerinin teorik olarak kas modelinde bulunmaması gerekmektedir. Fakat optimizasyonun her zaman adımı için sayısal bir çözüme yakınsamasını sağlamak amacıyla sisteme dahil edilmiştir. Bu tezde kullanılan statik optimizasyon problemi aşağıda gösterilmiştir;

Amaç Fonksiyonu:

$$J = \sum_{i=1}^{nm} w_i (a_i^{kas})^2 + \sum_{j=1}^6 w_j (a_j^{res})^2 + \sum_{k=1}^{nq} w_k (a_k^{rsve})^2 \quad 0 < a^{kas} \leq 1 \quad (3.6)$$

Kısıtlar:

$$\tau_n = \sum_{i=1}^{nm} [a_i^{kas} \cdot f_i(F_o^{kas}, f^{kas}, v^{kas})] \cdot r_{i,n} + \sum_{j=1}^6 [a_j^{res} \cdot F_j^{res}] + \sum_{k=1}^{nq} [a_k^{rsve} \cdot F_k^{rsve}] \quad (3.7)$$

Burada,  $a_i^{kas}$ ,  $a_i^{res}$ ,  $a_i^{rsve}$  sırasıyla kas-tendon elemanı, kalıntı ve yedek aktüatörleri,  $nm$  ve  $nq$  ise sırasıyla kas-tendon aktüatörleri ve modelin serbestlik derecesini,  $w_i$ ,  $w_j$ ,  $w_k$  ise yedek ve kalıntı aktüatörlerinin kullanılmasını kısıtlamak için kullanılan ağırlık katsayıların,  $\tau_n$  ise ters dinamik sonucu hesaplanan eklemin net momentini,  $f_i(F_o^{kas}, f^{kas}, v^{kas})$  aktif kas kuvvetini,  $r_{i,n}$  ise kuvvet kolunu ve son olarak  $F_j^{res}$ ,  $F_k^{rsve}$

ise sırasıyla kalıntı ve yedek aktüatörler tarafından üretilen en yüksek kuvveti göstermektedir.

İstatistiki analizler matris ve matematik tabanlı bir program olan MATLAB programı kullanılarak yapılmıştır. Tüm veriler ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) formunda verilmiştir. İstatistiksel analizler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile yapılmış ve istatistiksel anlamlılık değeri  $p = 0.05$  seçilmiştir.



#### 4. BULGULAR

Denemelere katılan gönüllüler hakkında detaylı bilgi Tablo 4.1’de verilmiştir. Denemelere üç kadın ve beş erkek atlet katılmıştır. Atletlerin şu ana kadar yaptıkları en iyi dereceleri tabloda gösterilmiştir. Tüm denemelerin analizde bir ayağın tam döngüsü olan fule yani ilgili ayağın yere teması ile başlayıp tekrar aynı ayağın yere teması ile biten süre dikkatte alınmıştır. Analizlerden elde edilen sonuçlar bir fule zamanına göre normalize edilmiş ve tüm sonuçların ortalaması alınarak grafikler oluşturulmuştur. Yer tepki kuvvetleri gönüllülerin vücut ağırlığına bölünerek ve sonrasında ortalaması alınmıştır. Benzer şekilde eklem momentleri çizilirken her gönüllünün kütlesi hesaplanan eklem momentleri değerlerine bölünmüş ve sonrasında ortalaması alınmıştır.

**Tablo 4.1:** Gönüllülere ait temel bilgiler.

Gönüllü	1	2	3	4	5	6	7	8	Ortalama	Standard Sapma	
Cinsiyet	E	E	K	K	E	E	K	E	-	-	
Ağırlık (kg)	71,7	76,2	59,0	72,0	62,2	74,6	64,0	83,1	70,35	8,06	
Boy (cm)	176,5	173	167	188	173	176	174	190	177,19	7,86	
Yaklaşık Bacak Boyu (mm)	974,32	980,73	928,55	1053,71	1021,56	980,22	972,34	1064,96	997,05	45,97	
Yaş	20	26	27	21	18	24	34	20	23,75	5,20	
Atletin En İyi Derecesi	100m (s)	-	10,43	12,75	12,69	11,64	11,02	-	-	11,71	1,02
	200m (s)	-	-	25,5	25,55	22,94	22,44	-	22,58	23,80	1,58
	400m (s)	-	-	56,62	57,16	51,88	49,18	-	48,51	52,67	4,06
	800m (s)	-	-	-	-	126,37	-	-	118,26	122,32	5,73

Her kasa ait kas kuvveti değeri ve yer tepki kuvvetine ilgili kasların katkısı gösterilirken kaslar fonksiyonlarına göre gruplandırılmışlardır. Bunlar; ILPSO (iliacus, psoas kas grubu) GMAX(superior, İnferior ve middle gluteus maksimus kas grubu) ve GMED( anterior, posterior ve middle kısımlarından meydana gelen gluteus medius kas grubu), HAMS (biceps femoris long head, semimembranosus and semitendinosus kas grubu) RF (rectus femoris kası ), VAS (vastus medialis, vastus intermedius and vastus lateralis

kas grubu ), GAS (medial and lateral gastrocnemius kas grubu), SOL (soleus kası) ve TIBANT (tibialis anterior kası) sembolleriyle gösterilmektedir.

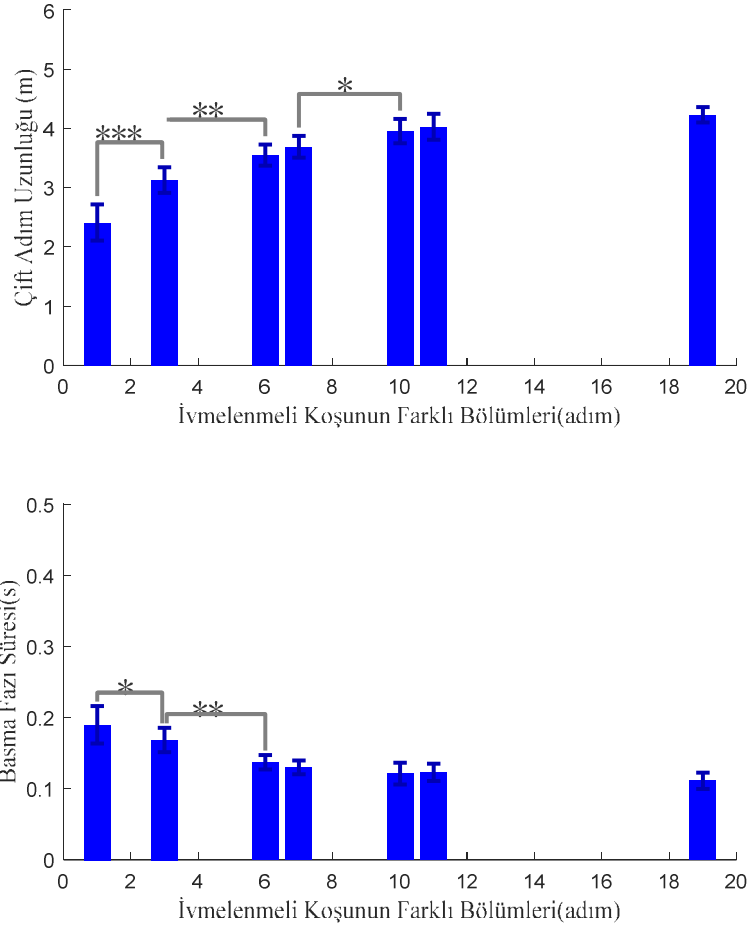
Kullanılan modelin ayak uzvuna ait tüm kaslar sistemde mevcut değildir. Bu nedenle koşu gibi yüksek güç gerektiren hareket koşullarında kasların yeterli kuvvet üretemeyeceğinden dolayı analizler esnasında modeldeki Metatarsofalangeal (MTP) ekleminin hareketi engellenmiştir. Üst ekstremitenin hareketi ise eklemlere eklenen kuvvet üreticiler tarafından sağlanmaktadır. Tezin amacının alt ekstremitte kaslarının fonksiyonunun araştırılması olduğu için üst ekstremitenin hareketinin eklemlere eklenen kuvvet üreticiler ile sağlanması bir sorun oluşturmaktadır.

Parçalı ivmelenme verileri kullanılarak elde edilen Şekil 4.1'te görüldüğü gibi ivmelenmenin ilk aşamalarında çift adım uzunluğu artan hızla birlikte belirgin bir şekilde artmakta (örneğin 1. ve 11. adım arasındaki adım uzunluğu için  $p=1,0024 \cdot 10^{-6}$ ) bununla birlikte hızın artmasıyla birlikte ayağın yere temas süresi azalmaktadır. Parçalı ivmelenme denemelerinin 19. adımında atlet maksimum hıza ulaşarak yaklaşık olarak sabit hızda koşmaktadır [52, 53].

Şekil 4.1'de net olarak görüleceği gibi 11. ve 19. Adımlar arasında ne çift adım uzunluğunda ne de basma fazı süresinde dikkate değer bir değişme gözlenmektedir (adım uzunluğu için  $p=0.0823$  ve basma süresi için  $p=0.1098$ ). Bunun nedeni hızın 11. adım sonrasında sabitte yakın olması ya da çok az değişmesidir. Atletin adım uzunluğu belirgin bir şekilde artıramamasının nedeni ulaşabileceği optimum adım uzunluğuna ulaşmış olmasıdır.

Atlet, maksimum hıza ulaşılırken iki geçiş bölgesinden geçmekte olup tüm hızlanma evresi 3 parçadan oluşmaktadır [53]. Bu durumda kas iskelet sistemi her evrede farklı bir strateji izleyerek hızı artırmaya veya korumaya çalışmaktadır. Bu geçiş bölgelerinden ilki 3. ve 6. adımlar arasında ve ikinci geçiş bölgesinde 9. adım civarında bulunduğu düşünülürse çift adım grafiğinde ilk bölgeden adım uzunluğu çok belirgin bir şekilde artmaktadır. İkinci bölgede bu artış azalmakta ve ilk bölgeye göre daha lineer bir eğilim göstermektedir. Son bölgede ise adım uzunluğu artışı lineer olmakla birlikte kayda değer bir artış gözlenmemektedir (11. adım ile 19. adım arasındaki adım uzunluğu için  $p=0,0823$  ve basma süresi için  $p=0,1098$ ). Bu çalışmada elde edilen

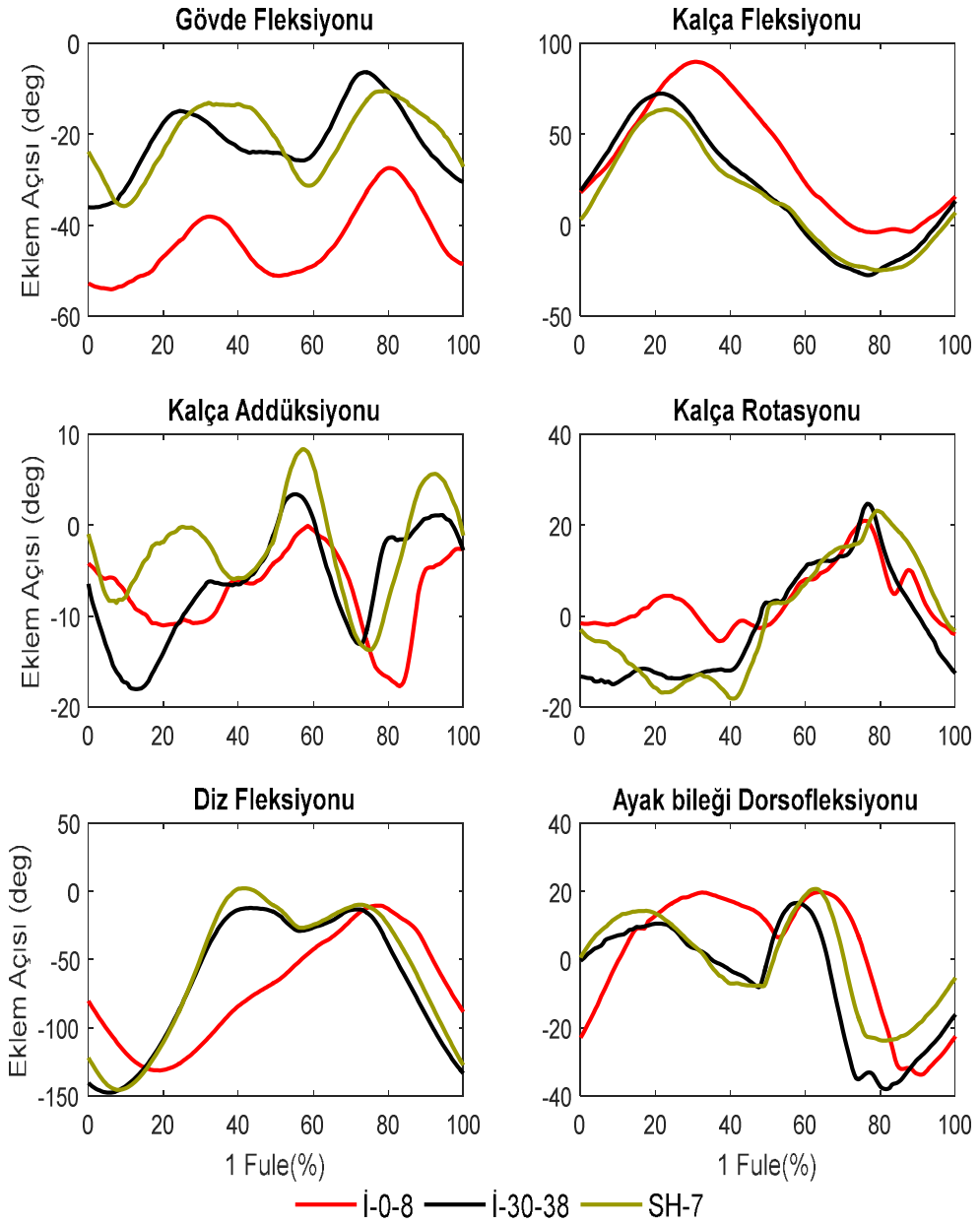
sonuçlar literatürde önerilen maksimum ivmelenme koşusunun 3 bölgeye ayrıldığı savını desteklemektedir. (Şekil 4.1)



**Şekil 4.1:** İvmelenmeli koşu esnasında ölçülen basma fazı süresi ve çift adım uzunluğu (\*= $p<0.05$ , \*\*= $p<0.01$  ve \*\*\*= $p<0.001$  göstermektedir.).

İvmelenmeli koşu esnasında hesaplanan eklem açısı değerleri şekil 4.2’de gösterilmektedir. Beklendiği gibi hızın artmasıyla eklem açıları değerleri de artmaktadır. Yaklaşık her denemede yüksek hızlardaki eklem hareket miktarı daha geniştir. Tüm denemelerde elde edilen diz fleksiyon açısı  $150^\circ$  civarındadır. Bu değer normal yürüme diz eklem açısı  $60^\circ$  olan diz fleksiyonu değeriyle kıyaslandığında oldukça fazla olduğu görülmektedir. Maksimum ivmelenme denemeleri sonucu elde edilen dorsifleksiyon değerine bakıldığında açının  $30^\circ$  civarında olup sabit hızda koşu değeri olan  $20^\circ$ ’nin yaklaşık % 50 fazlasına denk gelmektedir. Benzer şekilde kalça

fleksiyon eklem açısı havalanma fazında maksimum sabit hızda ve ivmelenmenin son evresinde ivmelenmenin ilk evresine göre daha büyüktür.



**Şekil 4.2:** Farklı başlangıç koşullarındaki tüm ivmelenme denemeleri ve sabit hız denemelerini kıyaslanması.

Sabit hızda koşma esasına ve ivmelenmenin son evresinde kalça fleksiyonu değeri  $30^\circ$  civarı iken ivmelenmenin ilk evresinde bu değeri  $5^\circ$  civarında olduğu gözlenmektedir. İvmelenmenin ilk evresinde lumbar fleksiyonu daha fazla olması ve gövdenin yere paralel hareket etmesi sonucu kalça fleksiyonu değeri diğer iki ölçüme



göre daha azdır. Buna karşılık ivmelenmeli koşunun ilk evresinin basma fazında ise kalça fleksiyonu daha yüksek değer almaktadır.

Tablo 4.2’de görüldüğü gibi farklı ivmelenme aşamaları ile sabit hızda koşu aşaması kıyaslamıştır. Denemelerin tamamına yakınında görülmüştür ki sabit hızda koşma ile ivmelenme evresinin ilk adımı birbirinden belirgin biçimde farklılık göstermektedir. İvmelenme evresini sonu ile sabit hızda koşu kıyaslandığında görülmektedir ki gövde, kalça ve diz fleksiyonu değerleri arasında istatistiksel bir farklılık bulunmamaktadır.

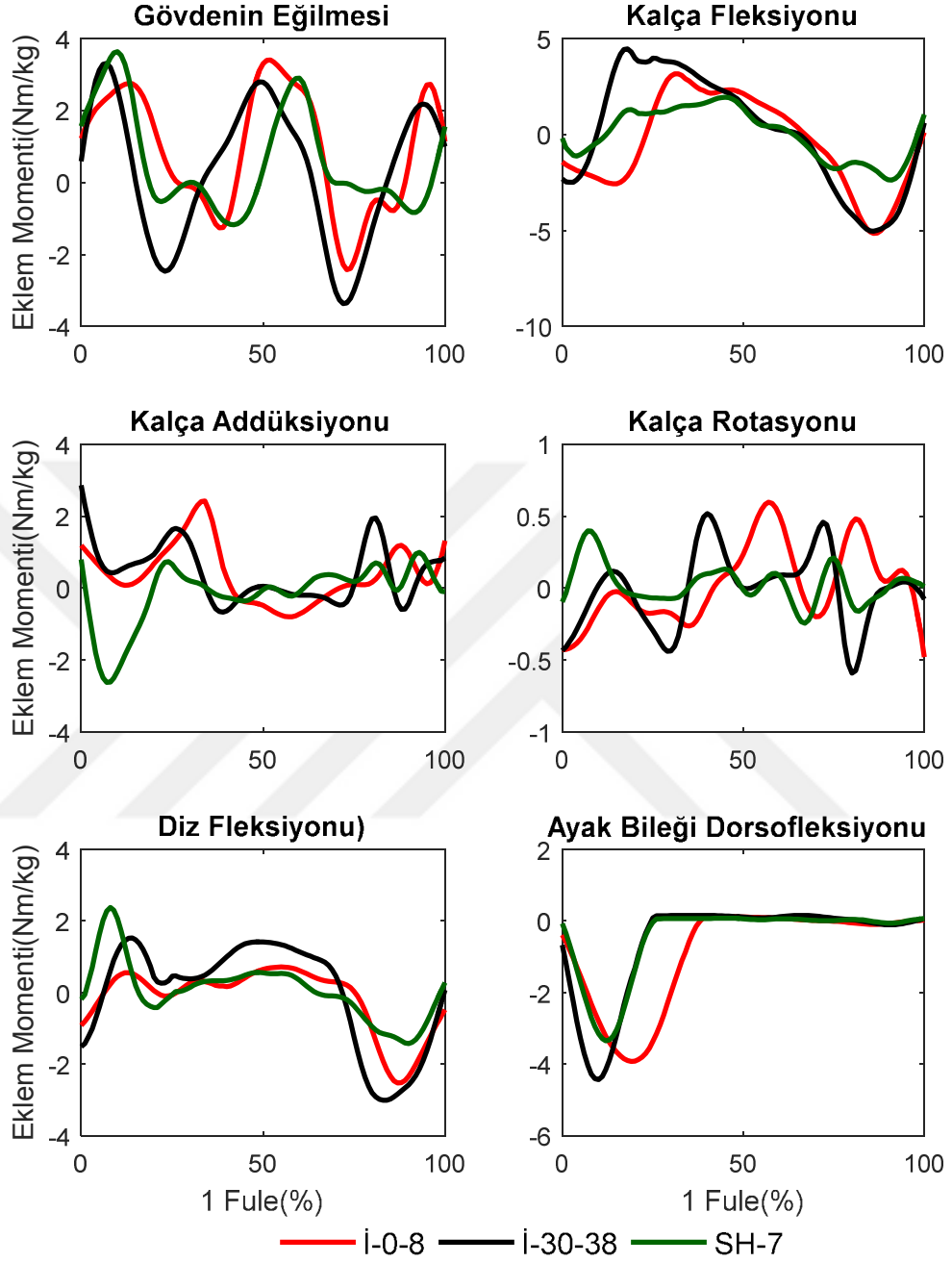
**Tablo 4.2:** Farklı İvmelenme durumunun istatistiksel olarak kıyaslanması.

	İ-0-8	(n=8)	İ-30-38	(n=8)	SH-7	(n=8)
<b>Eklem Açılı (Derece)</b>						
	Max	Min	Max	Min	Max	Min
<b>Gövde fleksiyon</b>	(-27,46) <sup>2,3</sup>	(-53,91) <sup>2,3</sup>	(-6,37) <sup>1</sup>	(-35,8) <sup>1</sup>	(-10,44) <sup>1</sup>	(-35,8) <sup>1</sup>
<b>Kalça Fleksiyonu</b>	89,79 <sup>2,3</sup>	(-2,57) <sup>2,3</sup>	71,85 <sup>1</sup>	(-24,71) <sup>1</sup>	63,23 <sup>1</sup>	24,61 <sup>1</sup>
<b>Kalça Addüksiyonu</b>	(-0,19) <sup>3</sup>	(-17,3) <sup>3</sup>	3,34 <sup>1,3</sup>	(-18,02) <sup>1,3</sup>	8,36 <sup>1,2</sup>	(-13,74) <sup>1,2</sup>
<b>Kalça Rotasyonu</b>	14,62 <sup>2,3</sup>	(-5,45) <sup>3</sup>	24,74 <sup>1</sup>	(-13,62) <sup>1</sup>	22,9 <sup>1</sup>	(-18,4) <sup>1</sup>
<b>Diz Fleksiyonu</b>	(-10,73) <sup>3</sup>	(-130,9) <sup>3</sup>	-10,28	-129,3	2,95 <sup>1</sup>	(-145,4) <sup>1</sup>
<b>Ayak Bileği</b>						
<b>Dorsifleksiyonu</b>	19,29 <sup>2</sup>	(-33,58) <sup>2</sup>	16,38 <sup>1,3</sup>	(-37,71) <sup>1,3</sup>	20,78 <sup>2</sup>	23,75 <sup>2</sup>
<b>Eklem Momentleri (Nm/kg)</b>						
	Max	Min	Max	Min	Max	Min
<b>Gövde fleksiyon</b>	3,4 <sup>2,2</sup>	(-2,39) <sup>2,3</sup>	3,285 <sup>1,3</sup>	(-3,35) <sup>1,3</sup>	3,63 <sup>1,2</sup>	(-1,173) <sup>1,2</sup>
<b>Kalça Fleksiyonu</b>	3,16 <sup>3</sup>	(-4,9) <sup>3</sup>	4,49 <sup>3</sup>	(-4,996) <sup>3</sup>	1,8 <sup>1,2</sup>	(-2,36) <sup>1,2</sup>
<b>Kalça Addüksiyonu</b>	2,47	-0,8	2,85 <sup>3</sup>	(-0,67) <sup>3</sup>	0,067 <sup>2</sup>	(-2,61) <sup>2</sup>
<b>Kalça Rotasyonu</b>	0,59 <sup>2,3</sup>	(-0,25) <sup>2,3</sup>	0,46 <sup>1</sup>	(-0,52) <sup>1</sup>	0,39 <sup>1</sup>	(-0,067) <sup>1</sup>
<b>Diz Fleksiyonu</b>	0,71 <sup>3</sup>	(-2,46) <sup>3</sup>	1,5 <sup>3</sup>	(-2,9) <sup>3</sup>	2,28 <sup>1,2</sup>	(-1,4) <sup>1,2</sup>
<b>Ayak Bileği</b>						
<b>Dorsifleksiyonu</b>	-	(-3,87) <sup>2,3</sup>	-	(-4,4) <sup>1</sup>	-	(-3,34) <sup>1</sup>
<b>Maksimum Kas Kuvvetleri (BW)</b>						
ILPSO	5,6 <sup>2,3</sup>		6,58 <sup>1,3</sup>		4,39 <sup>1,2</sup>	
GMAX	2,64 <sup>2,3</sup>		3,08 <sup>1,3</sup>		1,3 <sup>1,2</sup>	
HAMS	8,1 <sup>2,3</sup>		9,18 <sup>1,3</sup>		2,92 <sup>1,2</sup>	
RF	2,56 <sup>2,3</sup>		5,66 <sup>1,3</sup>		1,57 <sup>1,2</sup>	
VAS	3,75 <sup>2,3</sup>		9,86 <sup>1</sup>		5,49 <sup>1</sup>	
GAS	6,43 <sup>2,3</sup>		4,45 <sup>1</sup>		4,42 <sup>1</sup>	
SOL	12 <sup>2,3</sup>		10,54 <sup>1</sup>		9,56 <sup>1</sup>	
TA	0,39 <sup>2,3</sup>		1,55 <sup>1</sup>		0,79 <sup>1</sup>	

<sup>1</sup> İ-0-8 denemesinden anlamlı oranda farklı (p< 0.05)

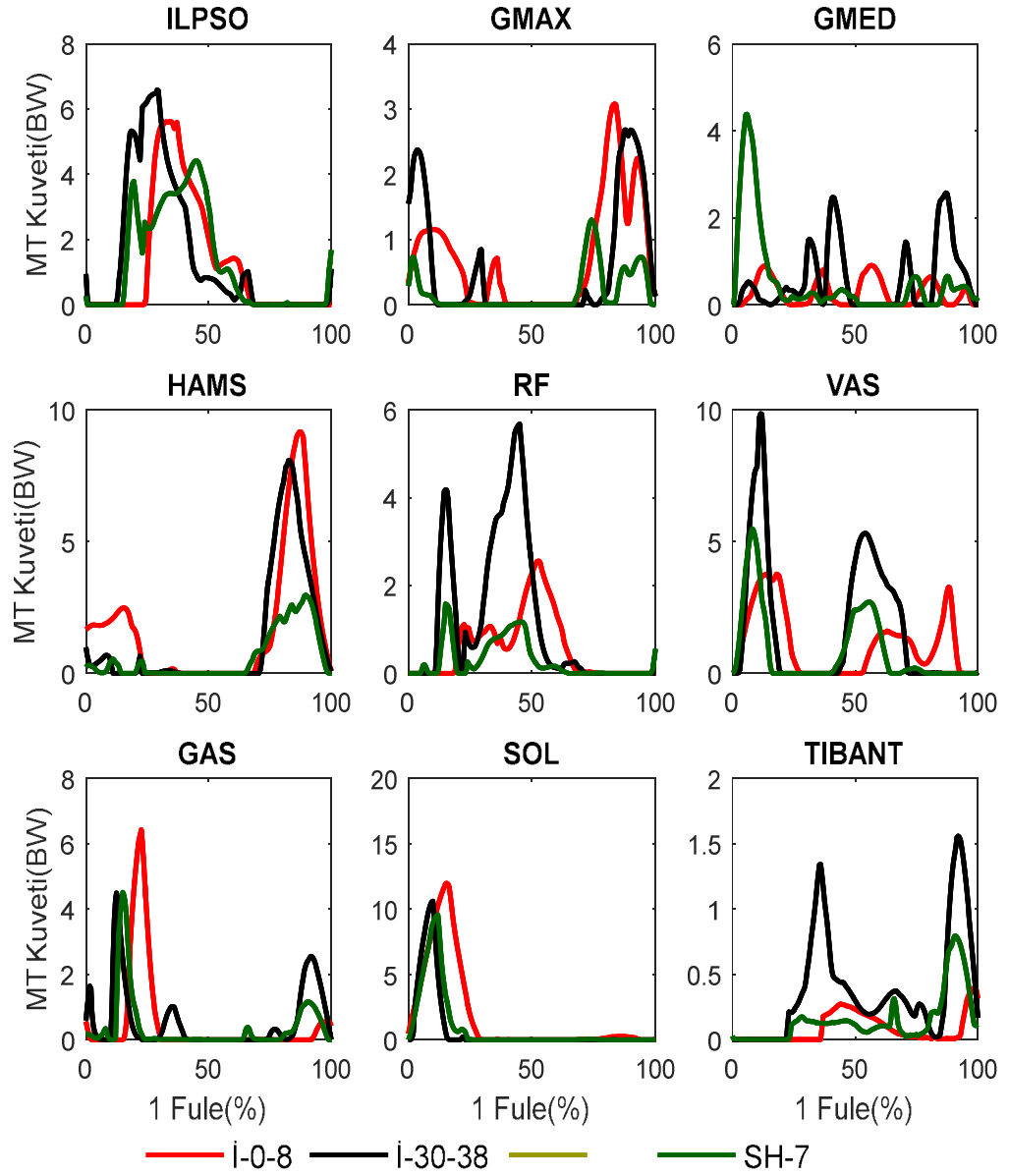
<sup>2</sup> İ-30-38 denemesinden anlamlı oranda farklı (p< 0.05)

<sup>3</sup>SH-7 denemesinden anlamlı oranda farklı (p< 0.05)



**Şekil 4.3:** Farklı başlangıç koşullarındaki tüm ivmelenme denemeleri ve sabit hız denemelerini eklem momenti değerinin kıyaslanması.

Eklem açıları değerlerine paralel olarak ayak bileği ve kalça fleksiyon momentleri sabit hızla koşmayla kıyaslandığında yüksek moment değerlerine sahiptir. Bu durumu eklemlere ait fleksör kaslarının ivmelenerek koşmadaki önemini göstermektedir.



**Şekil 4.4:** Farklı başlangıç koşullarındaki tüm ivmelenme denemeleri ve sabit hız denemelerini kas kuvveti değerinin kıyaslanması, burada ILPSO (iliacus, psoas kaslarının ürettiği kas kuvveti toplamı) GMAX(superior, İnferior ve middle gluteus maksimum kas grubu) ve GMED( anterior, posterior ve middle kısımlarından meydana gelen gluteus medius kas grubu), HAMS (biceps femoris long head, semimembranosus and semitendinosus kas grubu) RF (rectus femoris kası ), VAS (vastus medialis, vastus intermedius and vastus lateralis kas grubu ), GAS (medial and lateral gastrocnemius kas grubu), SOL (soleus kas grubu), TIBANT (tibialis anterior kas grubu) göstermektedir.

Tüm koşu fazının %25 civarına kadar basma fazı ve sonrası uçuş ve toparlanma fazıdır. Farklı hızlanma koşullarında ve sabit hızlarda yapılan denemeler de görüldüğü gibi ILPSO (iliacus, psoas kaslarının ürettiği kas kuvveti toplamı) basma fazının sonuna doğru kuvvet üretmeye başlamakta ve salınım fazının ortalarına doğru kuvvet

üretmemektedir. Bu durum bu kasların uçuş/havalanma fazı esnasında vücudun ileri doğru hareketine destek olduğunu göstermektedir. Aynı şekilde GMAX(superior, Inferior ve middle gluteus maksimus kas grubu) ve GMED( anterior, posterior ve middle kısımlarından meydana gelen gluteus medius kas grubu) uçuş fazının ortalarından başlayarak bu fazın sonuna kadar kuvvet üretmekte olup vücudun uçuş fazında ileri doğru ilerlemesinde oldukça önemli katkı yapmaktadır. HAMS (biceps femoris long head, semimembranosus and semitendinosus kas grubu) ve GMAX grubu eş zamanlı kuvvet üreterek gövde, pelvis ve üst bacağın hareketi için gerekli kuvveti üretmektedir. Buna karşılık RF (rectus femoris kası ), VAS (vastus medialis, vastus intermedius and vastus lateralis kas grubu ) uçuş fazına daha az katkıda bulunmaktadır. VAS kas grubunun uçuş fazı esnasından ürettiği yüksek kas kuvvetinin ne bizim çalışmamızda ne de literatürdeki diğer çalışmalarla örtüşmemektedir. Bu üretilen yüksek kuvvetin nedeni diz eklem açısının oldukça büyük olması sonucu kuadriseps kasları tarafında üretilecek olan pasif kas kuvvetleri OpenSim statik optimizasyon algoritmasında dikkate alınmadığından dolayı ortaya çıkmış olabilir. GAS (medial and lateral gastrocnemius kas grubu), SOL (soleus kas grubu) basma fazı esnasında yüksek miktarda kuvvet üretmektedir. Bu beklenen bir sonuç olup basma fazında bu iki kas grubunun aktif rol aldığını göstermektedir. TIBANT (tibialis anterior kas grubu) ise uçuş fazında kuvvet üreterek ayak bileği hareketini sağlar ve ayağı yere temasa hazırlar.

Şekil 4.1'te görüldüğü gibi hızlanmanın ilk evrelerinde izlenen strateji ile sonraki evrelerde farklı stratejini izlenmektedir. Süratlenmenin ilk evresinde vücut sabit hızla koşmaya (Şekil 4.1) göre daha eğimli durumda hareket etmektedir. Buna ek olarak adım uzunluğunu hızlı bir şekilde artırarak koşma hızını artırmak yoluna gidilmiştir. Daha uzun adım uzunluğuna sahip olabilmek için atlet kalça ve diz eklemi hareket aralığını artırmıştır. İvmelenme fazının sonuna doğru gövdenin pozisyonunu değiştirerek yükselmesi sonucu vücut ağırlık merkezini konumu ilk aşamaya göre daha yukarda bulunmaktadır.

İvmelenmeli koşunu son aşamasında (adım 10 ve sonrası ) ise azda olsa hala adım uzunluğu artırılmaktadır. Vücudun eğimi ivmelenmeli koşunun son evresinde ve sabit hızda koşu evrelerinde olduğu konum oldukça yakın olup benzer bir trend izlemektedir.

Bu son evrede koşucu maksimum hıza ulaşır ve mevcut hızını korumaya çalışırken hızda azalma ve artmalar olsa da ortalama hız değişmemektedir.



## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Koşmak, yürümek gibi insanın günlük yaşamını devam ettirebilmesi için önemlidir. Eski çağlarda koşma yetisi insanın avını yakalaması veya avcıdan kaçmasına yardımcı olan bir yetenektir. Sprint koşusu ise insanın yüksek hızlı bir lokomotif türüdür. 100 m kısa mesafe yarışının kazananı dünyanın en hızlı erkeği veya kadını olmaktadır. Bu kadar rekabetin olduğu bir alanda sporcunun performansının artırılması kritik önem taşımaktadır. Aynı zamanda koşu, futbol, rugby, beysbol gibi birçok spor dalında kritik önem taşımaktadır. Ayrıca, düşük maliyetli oluşu ve sağlığa yararları nedeniyle yaygın olarak tercih edilen bir spor dalıdır. Ne yazık ki, koşu esnasındaki yaralanma oranları oldukça yüksektir. Bu nedenle, koşu esnasındaki kas kuvvet koordinasyonunun anlaşılması hem performansın artırılması hem de olası sakatlık riskinin azaltılmasında önemlidir.

Literatürde yapılan çalışmalarda yürüme [32, 127, 128], koşu [12, 13, 35] ve sprint koşusu [35, 129, 130] esnasında performansa etki eden parametreler araştırılmıştır. Fakat, sprint koşusu ivmelenme evresi esnasındaki kas kuvvet koordinasyonu hakkında yeterli veri bulunmamaktadır. Çünkü, literatürdeki çalışmalarda genelde mesafe-zaman parametreleri (spatio-temporal parameters) (adım uzunluğu, adım sıklığı gibi parametreler), eklem kinematiği, elektromyografik aktivasyon değeri ve yerin tepki kuvveti gibi parametreler üzerinde gerçekleşen değişimler dikkate alınarak sprint koşusu incelenmeye çalışılmıştır. Fakat insan vücudunun sprint koşusu esnasında alt ekstremite kaslarının ürettiği kuvvet değeri ve alt ekstremite kaslarının koordinasyonu tam olarak bilinmemektedir.

Bu tez çalışmasında, ilk hızsız olarak parçalı ivmelenme denemeleri esnasında üç boyutlu eklem konumu ölçümleri, yerin tepki kuvveti ve dokuz adet yüzeysel kasa ait EMG verileri toplanmıştır. İlk olarak adım uzunluğu ve basma süresi ile hızın artışı arasındaki ilişki incelenmiştir. Adım uzunluğu hızın artmasıyla artışı görülmüştür. Bununla birlikte hızın artması ile basma fazı süresini kısalttığı gözlenmiştir. Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan çalışmalarla uyum içindedir.

Ölçülen üç boyutlu uzuv konumlarından ters kinematik kullanarak her ekleme ait eklem açısı değerleri hesaplanmıştır. Eklem aralığı artan hız ile artmakta olduğu gözlenmiştir. Öyle ki, diz eklemi uçuş / havalanma fazında 155 derece fleksiyona ulaşmaktadır. Ters dinamik kullanılarak her ekleme ait toplam eklem momenti hesaplanmıştır. Bu hesaplamada görülmüştür ki ivmelenme esnasında hesaplanan eklem moment değeri daha yüksektir.

Elde edilen eklem momentlerinden her kasa ait kas kuvvetlerini hesaplanması kas-iskelet sisteminin az tanımlı olması nedeniyle sonsuz sayıda çözüm bulunmaktadır. Biyomekanikte bu probleme artıklık problemi olarak adlandırılmaktadır. Bu nedenle her kasa ait kas kuvvetinin hesaplanmasında statik optimizasyon analizi kullanılmıştır. Elde edilen kas kuvveti değerleri göstermişti ki ayak bileği fleksor kasları ve kalça kasları hızlanmada aktif rol oynamaktadır.

Farklı koşma koşulları altında üretilen kas kuvvet değerleri kıyaslandığında görülmektedir ki ivmelenmenin ilk evresinde basma fazında solues ve gastrocnemius sabit hızda koşu denemelerine kıyasla daha fazla kuvvet üretmekte olup, bu iki kas grubunun ivmelenmede aktif rol oynadığını görülmektedir. Solues ve gastrocnemius koşunun ivmelenme aşamasında aktif rol almasından dolayı bu kasları güçlendirmeye yönelik antrenman programı hazırlamak performansın artırılmasında faydalı olabilir. Ölçümde ve gözlemlerde kullanılan ekipmanların gelişmesi ile birlikte sporcular ve antrenörler antrenman teknikleri sürekli olarak geliştirmektedir. Böylece, sporcuların performans sınırları genişletilmeye devam etmektedir. Fakat sporcuların performansının biyomekanik olarak bir sınırı bulunmaktadır. Literatürde bulunan çalışmalarda [131, 132] ivmelenme kabiliyetinin ve maksimum sprint hızının alt ekstremite kaslarının kuvvet üretim yeteneği ile sınırlı olduğunu ortaya koymuştur.

Hamstring kas gerilmesi basketbol, futbol ve ragbi gibi birçok spor dalında sıklıkla karşılaşılan bir durumdur [133, 134]. Bu yaralanma tipi kasın gerilmesi ve çekilmesi sonucu meydana gelip uyluk arkası kaslarının birinde veya birkaçında meydana gelmektedir. Sporcuların eski performansına ulaşması uzun sürmektedir. Hamstring gerilmesi tipi yaralanmaların büyük bir kısmı sporcular maksimum hızda koşarken veya maksimum hızı civarında koşarken meydana geldiği bildirilmiştir [135]. Bu nedenle ivmelenme ve maksimum hızda koşu esnasında hamstring kaslarının biyomekanik

fonksiyonu tam olarak anlaşılması sakatlık riskini azaltılmasında çok önemlidir. Bu tez çalışmasında yapılan analizler göstermiştir ki hamstring kas grubu en yüksek kuvveti salınım sonu evresinde üretmekte ve bu evrede maksimum gerilime sahiptir. Bu nedenle hamstring kas grubunun yaralanmasının önlenmesinde eksantrik kasılma içeren güçlendirme egzersiz programlarına öncelik verilmelidir.

Bilgisayar destekli modellerin kullanılması ile birlikte farklı hareket koşullarında her kasa ait kas kuvveti, kas boyu gibi ölçülmesi oldukça zor olan biyomekanik değişkenler tahmin edilebilmektedir. Ayrıca, deneysel invaziv metotlarla kıyaslandığından etik çekinceler ve ölçümün sınırlı kaslarda yapılabilmesi gibi dezavantajlarından ötürü bilgisayar destekli kas- iskelet modeller tercih edilmektedir.

Bu çalışmada çeşitli kısıtlar ve varsayımlar bulunmaktadır. Bunlarda ilki denemelerde her sporcuya ait bir adet temsili deneme analiz edilmiştir. Her sporcu için birden fazla denemenin kullanılması ideal bir yöntem olmakla birlikte başarı bir denemenin başarı sayılabilmesi için alt ekstremitenin tek bir kuvvet platformuna temas etmesi ve döngüyü tamamlaması gerekmektedir. Bu nedenle temsili bir denemenin elde edilmesi için sporcunun birkaç deneme yapması gerekmektedir. Yorgun kaynaklı performans düşürdüğü bilindiğinden her sporcu için tek bir başarı deneme elde edilmesi yeterli sayılmıştır. İkincisi kısıtlama ise kas- iskelet sisteminin analizinde statik optimizasyon kullanılmış olup analiz esnasında tendon rijit kabulü yapılmıştır. Lin ve diğ. 2012 yılında yaptığı çalışma statik optimizasyon, hesaplanmış kas kontrolü (computed muscle control) ve Nöromüsküloskelet izleme (neuromusculoskeletal tracking) yöntemleri kullanılarak farklı yürüme ve koşma hızları için kestirilen kas kuvvetlerinin zamana bağlı parametrelerin ihmal edilmesinin yürüme ve koşma analizi sonucu elde edilen sonuçlara etkisinin olmadığını göstermiştir.

Analizlerde bilgisayar destekli programlar kullanmanın getirdiği bazı kısıtlamalar bulunmaktadır. Modellemede kullanılan kas parametrelerin belirlenmesi büyük sorun oluşturmaktadır. Örneğin diz ekleminin fleksiyon açısı 100 derece üzerine çıktığında diz ekleminin hareketi konusunda yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bu durum bu eklem etrafındaki kasların 100 derece fleksiyon açısından sonraki kas boyu değişimini belirsiz hale getirmektedir. Benzer şekilde diz fleksör ve ekstensör kaslarını moment kolu değeri



sadece 120 dereceye kadar literatürde mevcuttur. Koşu, squat hareketi gibi dizin hiperfleksiyon yaptığı hareket durumlarının modellenmesinde sorun oluşturmaktadır.

Tezde, statik optimizasyon analizi Opensim açık kaynak kodlu bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır. Fakat bu programın yapmış olduğu tendonların rijit kabulü, hesaplamalarda pasif kas kuvvetlerini ihmal gibi kabuller, koşu gibi pasif kuvvetlerin yüksek olması beklenen ve özellikle soleus ve gastrocnemius gibi uzun tendona sahip kasların kuvvet tahmininin yanıltıcı olmasına neden olabilir. Bu nedenle, bu tip geniş eklem açılarında ve yüksek güç gerektiren aktivitelerin incelenmesinde farklı analiz yöntemlerinin kullanılması daha gerçekçi sonuç elde edilmesini sağlayabilir.



## KAYNAKLAR

- [1]. Van Gent, R.N., Siem, D., Van Middelkoop, M., Van Os, A.G., Bierma-Zeinstra, S.M., Koes, B.W., 2007, Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review, *Br J Sports Med*, 41(8), 469-80; discussion 480.
- [2]. Dorn, T.W., 2012, *Computational Modelling Of Lower-Limb Muscle Function In Human Running*, Thesis (PhD), University of Melbourne.
- [3]. Satterthwaite, P., Norton, R., Larmer, P., Robinson, E., 1999, Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon, *Br J Sports Med*, 33(1), 22-6.
- [4]. Macera, C.A., Pate, R.R., Woods, J., Davis, D.R., Jackson, K.L., 1991, Postrace morbidity among runners, *Am J Prev Med*, 7(4), 194-8.
- [5]. Wen, D.Y., Puffer, J.C., Schmalzried, T.P., 1998, Injuries in runners: a prospective study of alignment, *Clin J Sport Med*, 8(3), 187-94.
- [6]. Novacheck, T.F., 1998, The biomechanics of running, *Gait Posture*, 7(1), 77-95.
- [7]. Hreljac, A., 1995, Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors, *Journal of Biomechanics*, 28(6), 669-77.
- [8]. James, S.L., Bates, B.T., Osternig, L.R., 1978, Injuries to runners, *Am J Sports Med*, 6(2), 40-50.
- [9]. Cavanagh, P.R., LaFortune, M.A., 1980, Ground reaction forces in distance running, *J Biomech*, 13(5), 397-406.
- [10]. Nigg, B.M., 2001, The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm, *Clin J Sport Med*, 11(1), 2-9.
- [11]. Schache, A.G., Blanch, P.D., Dorn, T.W., Brown, N.A., Rosemond, D., Pandy, M.G., 2011, Effect of running speed on lower limb joint kinetics, *Med Sci Sports Exerc*, 43(7), 1260-71.
- [12]. Dorn, T.W., Schache, A.G., Pandy, M.G., 2012, Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance, *Journal of Experimental Biology*, 215(11), 1944-1956.

- [13]. Schache, A.G., Dorn, T.W., Wrigley, T.V., Brown, N.A., Pandy, M.G., 2013, Stretch and activation of the human biarticular hamstrings across a range of running speeds, *Eur J Appl Physiol*, 113(11), 2813-28.
- [14]. Komi, P.V., Salonen, M., Jarvinen, M., Kokko, O., 1987, In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development, *Int J Sports Med*, 8 Suppl 1, 3-8.
- [15]. Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., Fukunaga, T., 1995, Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 71(6), 555-7.
- [16]. Komi, P.V., 2000, Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle, *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1197-206.
- [17]. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007, OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-50.
- [18]. Schache, A.G., Kim, H.J., Morgan, D.L., Pandy, M.G., 2010, Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury, *Gait Posture*, 32(1), 136-40.
- [19]. Hamner, S.R., Seth, A., Delp, S.L., 2010, Muscle contributions to propulsion and support during running, *J Biomech*, 43(14), 2709-16.
- [20]. Crowninshield, R.D., 1978, Use of optimization techniques to predict muscle forces, *Journal of Biomechanical Engineering*, 100, 88-92.
- [21]. Arslan, Y.Z., Jinha, A., Kaya, M., Herzog, W., 2013, Prediction of Muscle Forces Using Static Optimization for Different Contractile Conditions, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(3).
- [22]. Pandy, M.G., 2001, Computer modeling and simulation of human movement, *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3, 245-73.
- [23]. Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., De Zee, M., 2006, Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8), 1100-1111.
- [24]. Shippen, J.M., May, B., 2010, Calculation of muscle loading and joint contact forces during the rock step in Irish dance, *J Dance Med Sci*, 14(1), 11-8.
- [25]. Erdemir, A., Mclean, S., Herzog, W., Van Den Bogert, A.J., 2007, Model-based estimation of muscle forces exerted during movements, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(2), 131-54.

- [26]. Rajagopal, A., Dembia, C.L., Demers, M.S., Delp, D.D., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2016, Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait, *IEEE Trans Biomed Eng*, 63(10), 2068-79.
- [27]. Skalshoi, O., Iversen, C.H., Nielsen, D.B., Jacobsen, J., Mechlenburg, I., Soballe, K., Sorensen, H., 2015, Walking patterns and hip contact forces in patients with hip dysplasia, *Gait Posture*, 42(4), 529-33.
- [28]. Goudriaan, M., Jonkers, I., Van Dieen, J.H., Bruijn, S.M., 2014, Arm swing in human walking: what is their drive?, *Gait Posture*, 40(2), 321-6.
- [29]. Emanuele, U., Denoth, J., 2012, Power-cadence relationship in endurance cycling, *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 365-375.
- [30]. Toda, H., Nagano, A., Luo, Z., 2016, Age-related differences in muscle control of the lower extremity for support and propulsion during walking, *J Phys Ther Sci*, 28(3), 794-801.
- [31]. Rigney, S.M., Simmons, A., Kark, L., 2016, A prosthesis-specific multi-link segment model of lower-limb amputee sprinting, *J Biomech*, 49(14), 3185-3193.
- [32]. Arnold, E.M., Hamner, S.R., Seth, A., Millard, M., Delp, S.L., 2013, How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds, *Journal of Experimental Biology*, 216(11), 2150-2160.
- [33]. Dorn, T.W., Schache, A.G., Pandy, M.G., 2012, Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance, *J Exp Biol*, 215(Pt 11), 1944-56.
- [34]. Yu, B., Queen, R.M., Abbey, A.N., Liu, Y., Moorman, C.T., Garrett, W.E., 2008, Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting, *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3121-6.
- [35]. Schache, A.G., Dorn, T.W., Blanch, P.D., Brown, N.A., Pandy, M.G., 2012, Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting, *Med Sci Sports Exerc*, 44(4), 647-58.
- [36]. Chen, X., Delp, S.L., 2016, Human soleus sarcomere lengths measured using in vivo microendoscopy at two ankle flexion angles, *J Biomech*, 49(16), 4164-4167.
- [37]. Chen, X., Sanchez, G.N., Schnitzer, M.J., Delp, S.L., 2016, Changes in sarcomere lengths of the human vastus lateralis muscle with knee flexion measured using in vivo microendoscopy, *J Biomech*, 49(13), 2989-2994.
- [38]. Lai, A., Schache, A.G., Brown, N.A., Pandy, M.G., 2016, Human ankle plantar flexor muscle-tendon mechanics and energetics during maximum acceleration sprinting, *J R Soc Interface*, 13(121).

- [39]. Winter, D.A., 1983, Moments of force and mechanical power in jogging, *J Biomech*, 16(1), 91-7.
- [40]. Simpson, K.J., Bates, B.T., 1990, The Effects of Running Speed on Lower Extremity Joint Moments Generated during the Support Phase, *International Journal of Sport Biomechanics*, 6(3), 309-324.
- [41]. Arampatzis, A., Knicker, A., Metzler, V., Bruggemann, G.P., 2000, Mechanical power in running: a comparison of different approaches, *J Biomech*, 33(4), 457-63.
- [42]. Belli, A., Kyrolainen, H., Komi, P.V., 2002, Moment and power of lower limb joints in running, *Int J Sports Med*, 23(2), 136-41.
- [43]. Johnson, M.D., Buckley, J.G., 2001, Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting, *J Sports Sci*, 19(4), 263-72.
- [44]. Mann, R.A., Hagy, J., 1980, Biomechanics of walking, running, and sprinting, *Am J Sports Med*, 8(5), 345-50.
- [45]. Mero, A., Komi, P.V., 1987, Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal, *Medicine and science in sports and exercise*, 19(3), 266-274.
- [46]. Sasaki, K., Neptune, R.R., 2006, Differences in muscle function during walking and running at the same speed, *Journal of biomechanics*, 39(11), 2005-2013.
- [47]. Lin, Y.-C., Kim, H.J., Pandy, M.G., 2011, A computationally efficient method for assessing muscle function during human locomotion, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 27(3), 436-449.
- [48]. Pandy, M.G., Andriacchi, T.P., 2010, Muscle and Joint Function in Human Locomotion, *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12, 401-33.
- [49]. Arnold, E.M., Hamner, S.R., Seth, A., Millard, M., Delp, S.L., 2013, How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds, *The Journal of experimental biology*.
- [50]. Hamner, S.R., Seth, A., Steele, K.M., Delp, S.L., 2013, A rolling constraint reproduces ground reaction forces and moments in dynamic simulations of walking, running, and crouch gait, *Journal of Biomechanics*.
- [51]. Arnold, E.M., Hamner, S.R., Seth, A., Millard, M., Delp, S.L., 2013, How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds, *J Exp Biol*, 216(Pt 11), 2150-60.
- [52]. Nagahara, R., Naito, H., Morin, J.B., Zushi, K., 2014, Association of acceleration with spatiotemporal variables in maximal sprinting, *Int J Sports Med*, 35(9), 755-61.

- [53]. Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., Zushi, K., 2014, Kinematics of transition during human accelerated sprinting, *Biol Open*, 3(8), 689-99.
- [54]. Hunter, J.P., Marshall, R.N., McNair, P.J., 2004, Interaction of step length and step rate during sprint running, *Med Sci Sports Exerc*, 36(2), 261-71.
- [55]. Van Caekenberghe, I., Segers, V., Willems, P., Gosseye, T., Aerts, P., De Clercq, D., 2013, Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill, *Gait Posture*, 38(1), 125-31.
- [56]. Joseph Hamill Phd (Author), K.K.P.A., Timothy Derrick (Author), 2015, *Biomechanical Basis of Human Movement 4th Edition*.
- [57]. Marieb, E.N., Mallatt, J., 2002, *Human Anatomy and Physiology*, Pearson plc.
- [58]. Manal, K., Roberts, D.P., Buchanan, T.S., 2006, Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: Variations with sex, contraction intensity, and limb, *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 255-263.
- [59]. Hamill, J., Knutzen, K., Derrick, T.R., 2014, *Biomechanical Basis of Human Movement*, Lippincott Williams & Wilkins.
- [60]. Oatis, C.A., 2016, *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*, Lippincott Williams & Wilkins.
- [61]. Mendez, J., Keys, A., 1960, Density and composition of mammalian muscle, *Metabolism-Clinical and Experimental*, 9(2), 184-188.
- [62]. İnal, H.S., Mart 2013, *Spor ve Egzersizde Vücut Biyomekaniği*, Ankara, Papatya Yayıncılık Eğitim.
- [63]. Blix, M., 1894, Die Lange und die Spannung des Muskels., *Skandinavisches Archiv Für Physiologie*, 5, 173-206.
- [64]. Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J., 1966, The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres, *J Physiol*, 184(1), 170-92.
- [65]. Winter, D.A., 2009, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley.
- [66]. Hill, A.V., 1938, The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
- [67]. Edman, K.A., Elzinga, G., Noble, M.I., 1978, Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres, *J Physiol*, 281, 139-55.

- [68]. Lombardi, V., Piazzesi, G., 1990, The contractile response during steady lengthening of stimulated frog muscle fibres, *J Physiol*, 431, 141-71.
- [69]. Epstein, M., Herzog, W., 1998, *Theoretical Models of Skeletal Muscle: Biological and Mathematical Considerations*, Wiley.
- [70]. Lieber, R.L., Burkholder, T.J., 2002, Musculoskeletal soft tissue mechanics, *Biomechanics: Principles and applications*, 2-5.
- [71]. Alexander, R.M.N., 1988, *Elastic Mechanisms in Animal Movement*, Cambridge University Press.
- [72]. O'brien, M., 1997, Structure and metabolism of tendons, *Scand J Med Sci Sports*, 7(2), 55-61.
- [73]. Fratzl, P., Misof, K., Zizak, I., Rapp, G., Amenitsch, H., Bernstorff, S., 1998, Fibrillar structure and mechanical properties of collagen, *J Struct Biol*, 122(1-2), 119-22.
- [74]. Bennett, M.B., Ker, R.F., Imery, N.J., Alexander, R.M., 1986, Mechanical properties of various mammalian tendons, *Journal of Zoology*, 209(4), 537-548.
- [75]. Lemaire, K.K., Baan, G.C., Jaspers, R.T., Van Soest, A.J., 2016, Comparison of the validity of Hill and Huxley muscle-tendon complex models using experimental data obtained from rat m. soleus in situ (vol 219, pg 977, 2016), *Journal of Experimental Biology*, 219(14), 2228-2228.
- [76]. Zajac, F.E., 1989, Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Crit Rev Biomed Eng*, 17(4), 359-411.
- [77]. Matsubara, I., Elliott, G.F., 1972, X-ray diffraction studies on skinned single fibres of frog skeletal muscle, *J Mol Biol*, 72(3), 657-69.
- [78]. Randhawa, A., Jackman, M.E., Wakeling, J.M., 2013, Muscle gearing during isotonic and isokinetic movements in the ankle plantarflexors, *Eur J Appl Physiol*, 113(2), 437-47.
- [79]. Millard, M., Uchida, T., Seth, A., Delp, S.L., 2013, Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics, *J Biomech Eng*, 135(2), 021005.
- [80]. Thelen, D.G., 2003, Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults, *J Biomech Eng*, 125(1), 70-7.
- [81]. Winters, J.M., 1995, An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuro-musculoskeletal models, *Ann Biomed Eng*, 23(4), 359-74.

- [82]. Winters, T.M., Takahashi, M., Lieber, R.L., Ward, S.R., 2011, Whole muscle length-tension relationships are accurately modeled as scaled sarcomeres in rabbit hindlimb muscles, *Journal of Biomechanics*, 44(1), 109-15.
- [83]. Gollapudi, S.K., Lin, D.C., 2009, Experimental determination of sarcomere force-length relationship in type-I human skeletal muscle fibers, *J Biomech*, 42(13), 2011-6.
- [84]. Mashima, H., 1984, Force-velocity relation and contractility in striated muscles, *Jpn J Physiol*, 34(1), 1-17.
- [85]. Joyce, G.C., Rack, P.M., Westbury, D.R., 1969, The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements, *J Physiol*, 204(2), 461-74.
- [86]. Farley, C.T., Glasheen, J., McMahon, T.A., 1993, Running springs: speed and animal size, *J Exp Biol*, 185, 71-86.
- [87]. Farley, C.T., Gonzalez, O., 1996, Leg stiffness and stride frequency in human running, *J Biomech*, 29(2), 181-6.
- [88]. Lia, A., 2015, Muscle and Tendon Mechanical Interactions During Human Locomotion.
- [89]. Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Willems, E., Van Leemputte, M., Diels, R., Goris, M., 1995, Influence of high-resistance and high-velocity training on sprint performance, *Med Sci Sports Exerc*, 27(8), 1203-9.
- [90]. Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyrolainen, H., Komi, P.V., 2006, Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts, *J Sports Sci*, 24(2), 165-73.
- [91]. Mero, A., 1988, Force-Time Characteristics and Running Velocity of Male Sprinters during the Acceleration Phase of Sprinting, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59(2), 94-98.
- [92]. Mero, A., Komi, P.V., 1986, Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 55(5), 553-61.
- [93]. Corn, R.J., Knudson, D., 2003, Effect of elastic-cord towing on the kinematics of the acceleration phase of sprinting, *J Strength Cond Res*, 17(1), 72-5.
- [94]. Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Saez-De-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., Morin, J.B., 2015, Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion, *Scand J Med Sci Sports*, 25(5), 583-94.



- [95]. Bramble, D.M., Lieberman, D.E., 2004, Endurance running and the evolution of Homo, *Nature*, 432(7015), 345-52.
- [96]. Raichlen, D.A., Armstrong, H., Lieberman, D.E., 2011, Calcaneus length determines running economy: implications for endurance running performance in modern humans and Neandertals, *J Hum Evol*, 60(3), 299-308.
- [97]. Cavagna, G.A., Kaneko, M., 1977, Mechanical work and efficiency in level walking and running, *J Physiol*, 268(2), 467--81.
- [98]. Cavagna, G.A., Saibene, F.P., Margaria, R., 1964, Mechanical Work in Running, *J Appl Physiol*, 19, 249-56.
- [99]. Salo, A.I., Bezodis, I.N., Batterham, A.M., Kerwin, D.G., 2011, Elite sprinting: are athletes individually step-frequency or step-length reliant?, *Med Sci Sports Exerc*, 43(6), 1055-62.
- [100]. Cavagna, G.A., Willems, P.A., Franzetti, P., Detrembleur, C., 1991, The two power limits conditioning step frequency in human running, *J Physiol*, 437, 95-108.
- [101]. Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W.F., Ryushi, T., Takano, S., Mizuno, M., 2000, Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters, *J Appl Physiol (1985)*, 88(3), 811-6.
- [102]. Abe, T., Fukashiro, S., Harada, Y., Kawamoto, K., 2001, Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters, *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*, 20(2), 141-7.
- [103]. Handsfield, G.G., Knaus, K.R., Fiorentino, N.M., Meyer, C.H., Hart, J.M., Blemker, S.S., 2016, Adding muscle where you need it: non-uniform hypertrophy patterns in elite sprinters, *Scand J Med Sci Sports*.
- [104]. Handsfield, G.G., Meyer, C.H., Hart, J.M., Abel, M.F., Blemker, S.S., 2014, Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI, *J Biomech*, 47(3), 631-8.
- [105]. Seth, A., Pandy, M.G., 2007, A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement, *J Biomech*, 40(2), 356-66.
- [106]. Thelen, D.G., Anderson, F.C., 2006, Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1107-1115.
- [107]. Dr. Ir. H.J. Hermens , I.B.F., 2000, Determination of sensor location, <http://www.seniam.org/>.

- [108]. Li, G., Kernkamp, W.A., Rubash, H.E., 2016, In vitro and in vivo kinematics of total knee arthroplasty—a review of the research at the Orthopaedic Bioengineering Laboratory of the Massachusetts General Hospital (MGH), *Annals of Joint*, 1(9)
- [109]. Tanifuji, O., Sato, T., Kobayashi, K., Mochizuki, T., Koga, Y., Yamagiwa, H., Omori, G., Endo, N., 2011, Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees using single-plane fluoroscopy, *Journal of Orthopaedic Science*, 16(6), 710-718.
- [110]. Tanifuji, O., Sato, T., Kobayashi, K., Mochizuki, T., Koga, Y., Yamagiwa, H., Omori, G., Endo, N., 2013, Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees employing transepicondylar axis as an evaluation parameter, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 21(10), 2301-2308.
- [111]. Lin, Y.C., Dorn, T.W., Schache, A.G., Pandy, M.G., 2012, Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(2), 103-112.
- [112]. Buford, W.L., Jr., Ivey, F.M., Jr., Malone, J.D., Patterson, R.M., Peare, G.L., Nguyen, D.K., Stewart, A.A., 1997, Muscle balance at the knee--moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee, *IEEE Trans Rehabil Eng*, 5(4), 367-79.
- [113]. Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., Lieber, R.L., 2009, Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?, *Clin Orthop Relat Res*, 467(4), 1074-82.
- [114]. Ackland, D.C., Lin, Y.C., Pandy, M.G., 2012, Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle-tendon properties: a Monte-Carlo analysis, *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1463-71.
- [115]. Scovil, C.Y., Ronsky, J.L., 2006, Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters, *J Biomech*, 39(11), 2055-63.
- [116]. Raikova, R.T., Prilutsky, B.I., 2001, Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses, *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1243-55.
- [117]. Correa, T.A., Pandy, M.G., 2011, A mass-length scaling law for modeling muscle strength in the lower limb, *Journal of Biomechanics*, 44(16), 2782-9.
- [118]. Hicks, J.L., Uchida, T.K., Seth, A., Rajagopal, A., Delp, S.L., 2015, Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement, *J Biomech Eng*, 137(2), 020905.
- [119]. Lu, T.W., O'connor, J.J., 1999, Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints, *J Biomech*, 32(2), 129-34.

- [120]. Challis, J.H., 1995, A procedure for determining rigid body transformation parameters, *Journal of Biomechanics*, 28(6), 733-7.
- [121]. Amirudin, A.N., Parasuraman, S., Kadirvel, A., Khan, M.A., Elamvazuthi, I., 2014, Biomechanics of Hip, Knee and Ankle joint loading during ascent and descent walking, *Procedia Computer Science*, 42, 336-344.
- [122]. Kuo, A.D., 1998, A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations, *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(1), 148-59.
- [123]. Cahouet, V., Luc, M., David, A., 2002, Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution, *J Biomech*, 35(11), 1507-13.
- [124]. Nagano, A., Gerritsen, K.G., Fukashiro, S., 2000, A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study, *J Biomech*, 33(10), 1313-8.
- [125]. Farris, D.J., Sawicki, G.S., 2012, Human medial gastrocnemius force-velocity behavior shifts with locomotion speed and gait, *Proc Natl Acad Sci U S A*, 109(3), 977-82.
- [126]. Pandy, M.G., 1999, Moment arm of a muscle force, *Exerc Sport Sci Rev*, 27, 79-118.
- [127]. Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2001, Dynamic optimization of human walking, *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the ASME*, 123(5), 381-390.
- [128]. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990, Measurement of lower extremity kinematics during level walking, *J Orthop Res*, 8(3), 383-92.
- [129]. Chumanov, E.S., Heiderscheit, B.C., Thelen, D.G., 2007, The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting, *J Biomech*, 40(16), 3555-62.
- [130]. Frishberg, B.A., 1983, An analysis of overground and treadmill sprinting, *Med Sci Sports Exerc*, 15(6), 478-85.
- [131]. Weyand, P.G., Sternlight, D.B., Bellizzi, M.J., Wright, S., 2000, Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements, *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991-1999.
- [132]. Weyand, P.G., Sandell, R.F., Prime, D.N., Bundle, M.W., 2010, The biological limits to running speed are imposed from the ground up, *J Appl Physiol (1985)*, 108(4), 950-61.

- [133]. Ekstrand, J., Hagglund, M., Walden, M., 2011, Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer), *Am J Sports Med*, 39(6), 1226-32.
- [134]. Fuller, C.W., Laborde, F., Leather, R.J., Molloy, M.G., 2008, International Rugby Board Rugby World Cup 2007 injury surveillance study, *Br J Sports Med*, 42(6), 452-9.
- [135]. Askling, C.M., Tengvar, M., Saartok, T., Thorstensson, A., 2007, Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings, *Am J Sports Med*, 35(2), 197-206.



## EKLER

**EK 1.** Kas-İskelet modelinde kullanılan her kasa ait kas maksimum izometrik kas kuvvet değerleri ile literatürde kullanılan parametrelerin kıyası

Sembol	Kasın ismi	Eklem	Kasın Fonksiyonu	Fo (Opensim)	Fo (Ward,2009)	Fo (Rajagopal 2016)	Model Parametreleri
<b>GLUT_MED1</b>	Gluteus Medius (anterior)	Kalça	Kalça abdüktör Kalça fleksör Kalça internal rotator	819,0	1014	1093	2457
<b>GLUT_MED2</b>	Gluteus Medius (middle)	Kalça	Kalça abdüktör	573,0	1014	765	1719
<b>GLUT_MED3</b>	Gluteus Medius (posterior)	Kalça	Kalça abdüktör Kalça external rotator Kalça ekstansör	653,0	1014	871	1959
<b>GLUT_MIN1</b>	Gluteus Minimus (anterior)	Kalça	Kalça abdüktör Kalça fleksör Kalça internal rotator	270,0	-	374	810
<b>GLUT_MIN2</b>	Gluteus Minimus (middle)	Kalça	Kalça abdüktör	285,0	-	395	855
<b>GLUT_MIN3</b>	Gluteus Minimus (posterior)	Kalça	Kalça abdüktör Kalça external rotator Kalça ekstansör	323,0	-	447	969
<b>SEMIMEM</b>	Semimembranosus	Kalça, Diz	Kalça ekstansör Kalça addüktör Diz fleksör	1288,0	552	2201	3864
<b>SEMITEN</b>	Semitendinosus	Kalça, Diz	Kalça ekstansör Kalça addüktör Diz fleksör	410,0	144	591	1230
<b>BIFEMLH</b>	Biceps Femoris (long head)	Kalça, Diz	Kalça ekstansör Kalça addüktör Diz fleksör	896,0	339	557	2688
<b>BIFEMSH</b>	Biceps Femoris (short head)	Diz	Diz fleksör	804,0	153	603	2412
<b>SAR</b>	Satorius	Kalça, Diz	Kalça fleksör Kalça abdüktör Diz fleksör	156,0	57	249	468
<b>ADD_LONG</b>	addüktör Longus	Kalça	Kalça fleksör Kalça ekstansör Kalça addüktör	627,0	195	917	1881
<b>ADD_BREV</b>	addüktör Brevis	Kalça	Kalça fleksör Kalça addüktör	429,0	150	626	1287

<b>ADD_MAG1</b>	addüktör Magnus (superior)	Kalça	Kalça ekstansör Kalça addüktör	381,0	615	597	1143
<b>ADD_MAG2</b>	addüktör Magnus (middle)	Kalça	Kalça ekstansör Kalça addüktör	343,0	615	597	1029
<b>ADD_MAG3</b>	addüktör Magnus (inferior)	Kalça	Kalça ekstansör Kalça addüktör	488,0	615	597	1464
<b>TFL</b>	Tensor Faciae Latae	Kalça, Diz	Kalça abdüktör Kalça fleksör Kalça internal rotator Diz fleksör	233,0	-	411	699
<b>PECT</b>	Pectineus	Kalça	Kalça fleksör Kalça addüktör	266,0	-	-	798
<b>GRAC</b>	Gracilis	Kalça, Diz	Kalça fleksör Kalça addüktör Diz fleksör	162,0	66	281	486
<b>GLUT_MAX1</b>	Gluteus Maximus (superior)	Kalça	Kalça abdüktör Kalça ekstansör	573,0	1002	984	1719
<b>GLUT_MAX2</b>	Gluteus Maximus (middle)	Kalça	Kalça ekstansör	819,0	1002	1406	2457
<b>GLUT_MAX3</b>	Gluteus Maximus (inferior)	Kalça	Kalça ekstansör	552,0	1002	948	1656
<b>ILLACUS</b>	Illacus	Kalça	Kalça fleksör Kalça internal rotator	1073,0	297	1021	3219
<b>PSOAS</b>	Psoas	Kalça	Kalça fleksör Kalça internal rotator	1113,0	231	1427	3339
<b>QUAD_FEM</b>	Quadratus Femoris	Kalça	Kalça external rotator	381,0	-	-	1143
<b>GEM</b>	Gemelli	Kalça	Kalça external rotator	164,0	-	-	492
<b>PERI</b>	Periformis	Kalça	Kalça abdüktör Kalça external rotator	444,0	-	1030	1332
<b>RECT_FEM</b>	Rectus Femoris	Kalça, Diz	Kalça fleksör Diz ekstansör	1169,0	405	2192	3507
<b>VAS_MED</b>	Vastus Medialis	Diz	Diz ekstansör	1294,0	618	2748	3882
<b>VAS_INT</b>	Vastus Intermedius	Diz	Diz ekstansör	1365,0	501	1697	4095
<b>VAS_LAT</b>	Vastus Lateralis	Diz	Diz ekstansör	1871,0	1053	5149	5613
<b>MED_GAS</b>	Gastrocnemius (medial)	Diz, Ayak Bileği	Diz fleksör Ayak Bileği plantafleksör	1558,0	633	3116	4674
<b>LAT_GAS</b>	Gastrocnemius (lateral)	Diz, Ayak Bileği	Diz fleksör Ayak Bileği plantafleksör	683,0	291	1575	2049
<b>SOLEUS</b>	Soleus	Ayak Bileği	Ayak Bileği plantafleksör	3549,0	1554	6195	10647
<b>TIB_POST</b>	Tibialis Posterior	Ayak Bileği	Ayak Bileği plantafleksör Ayak Bileği inverter	1588,0	432	1730	4764
<b>FLEX_DIG</b>	fleksör Digitorus Longus	Ayak Bileği	Ayak Bileği plantafleksör Ayak Bileği inverter	310,0	132	423	930

<b>FLEX_HAL</b>	fleksör Hallucis Longus	Ayak Bileği	Ayak Bileği plantafleksör Ayak Bileği inverter	322,0	207	908	966
<b>TIB_ANT</b>	Tibialis Anterior	Ayak Bileği	Ayak Bileği dorsifleksör Ayak Bileği inverter	905,0	327	1227	2715
<b>PER_BREV</b>	Peroneus Brevis	Ayak Bileği	Ayak Bileği plantafleksör Ayak Bileği everter	435,0	147	521	1305
<b>PER_LONG</b>	Peroneus Longus	Ayak Bileği	Ayak Bileği plantafleksör Ayak Bileği everter	943,0	312	1115	2829
<b>PER_TERT</b>	Peroneus Tertius	Ayak Bileği	Ayak Bileği dorsifleksör Ayak Bileği everter	180,0	-	-	540
<b>EXT_DIG</b>	ekstansör Digitorum Longus	Ayak Bileği	Ayak Bileği dorsifleksör Ayak Bileği everter	512,0	168	603	1536
<b>EXT_HAL</b>	ekstansör Hallucis Longus	Ayak Bileği	Ayak Bileği dorsifleksör Ayak Bileği inverter	162,0	81	286	486
<b>ERCSPN</b>	Erector Spinae	Sırt	Sırt ekstansör Sırt internal rotator (sağ) Sırt external rotator (sol) sağ lateral bending (sağ) sol lateral bending (sol)	200,0	-	-	7500
<b>INTOBL</b>	Internal Obliques	Sırt	Sırt fleksör Sırt internal rotator (sağ) Sırt external rotator (sol) sağ lateral bending (sağ) sol lateral bending (sol)	900,0	-	-	2700
<b>EXTOBL</b>	External Obliques	Sırt	Sırt fleksör Sırt internal rotator (sol) Sırt external rotator (sağ) sağ lateral bending (sağ) sol lateral bending (sol)	900,0	-	-	2700

## EK 2. Melbourne Üniversitesi Etik Kurul Onayı

23 May 2014

Dr Anthony Schache  
Mechanical Engineering  
The University of Melbourne

Dear Dr Anthony Schache

I am pleased to advise that the EHEAG has approved the following Project.

Project title: **Lower-limb muscle function when increasing running speed (i.e. accelerating).**  
 Researchers: **Schache A, Korkmaz N, Lai A, Brown N, Pandey M**  
 Ethics ID: **1441768**

The Project has been approved for the period: **23 May 2014 to 31 December 2014.**

It is your responsibility to ensure that all people associated with the Project are made aware of what has actually been approved.

Research projects are normally approved to 31 December of the year of approval. Projects may be renewed yearly for up to a total of five years upon receipt of a satisfactory annual report. If a project is to continue beyond five years a new application will normally need to be submitted.

Please note that the following conditions apply to your approval. Failure to abide by these conditions may result in suspension or discontinuation of approval and/or disciplinary action.

(a) **Limit of Approval:** Approval is limited strictly to the research as submitted in your Project application.

(b) **Amendments to Project:** Any subsequent variations or modifications you might wish to make to the Project must be notified formally to the Human Ethics Advisory Group for further consideration and approval before the revised Project can commence. If the Human Ethics Advisory Group considers that the proposed amendments are significant, you may be required to submit a new application for approval of the revised Project.

(c) **Incidents or adverse affects:** Researchers must report immediately to the Advisory Group and the relevant Sub-Committee anything which might affect the ethical acceptance of the protocol including adverse effects on participants or unforeseen events that might affect continued ethical acceptability of the Project. Failure to do so may result in suspension or cancellation of approval.

(d) **Monitoring:** All projects are subject to monitoring at any time by the Human Research Ethics Committee.

(e) **Annual Report:** Please be aware that the Human Research Ethics Committee requires that researchers submit an annual report on each of their projects at the end of the year, or at the conclusion of a project if it continues for less than this time. Failure to submit an annual report will mean that ethics approval will lapse.

(f) **Auditing:** All projects may be subject to audit by members of the Sub-Committee.

Please quote the ethics registration number and the name of the Project in any future correspondence.



On behalf of the Ethics Committee I wish you well in your research.

Yours sincerely



Dr Sherah Kurnia – Chair  
Engineering Human Ethics Advisory Group

cc:

HEAG Administrator - Engineering  
HEAG Chair - Engineering



## EK 3. Deneyleerde kullanılan ileticinin (transmitter) özellikleri

### Transmitter Specifications

#### Power Requirements

- 3.7V Lithium Ion rechargeable battery
- Includes a battery charger for 110-240 VAC 50/60 Hz

#### Battery

- Detachable battery cassette allows for virtually unlimited run time
- Unit does not need to be taken "out of service" to recharge batteries
- Smart battery technology for improved fuel gauging and monitoring the battery condition
- Single battery pack runs for up to 8 hours

#### Output & Transmission Frequency

(Depending on country)

- Up to 100 mW (depending on antenna and country allowance)
- DSSS 2412-2464 MHz on (up to) 11 selectable radio channels
- Up to 300 feet (100 meters) in line-of-sight recordings

#### Transmitter Data Acquisition System

- 16-bit resolution on all analog inputs
- Eight times over-sampling at 1500 Hz, four times at 3000 Hz
- Final sample rates 1,500 or 3,000 samples/ second/ channel

#### Telemetric Data Channels

- 4 to 16 analog input ports per transmitter
- All analog input ports accept a +/- 5 Volt input signal range and provide a supply of +/- 5 Volt power
- Selectable low pass filter 500, 1000, 1500 Hz
- 2 additional digital input ports (e.g. Foot Switches, TTL Marker, Data Logger Control)
- Additional sync port (e.g. Wireless Sync System)
- Alternative Data logger option operated via Flash memory card

#### EMG Preamplifier Leads

- No notch (50/60 Hz) filters are used
- 1st order high-pass filters set to 10 Hz +/- 10% cutoff
- Baseline noise < 1 uV RMS
- Input impedance > 100 MOhm
- CMR > 100 dB
- Input range +/- 10 mV
- Base gain 500
- Cable length 4 ft/122cm
- Snap-style or Pinch-style terminal electrode connections

#### Dimensions

- 5.14" L x 2.75" W x 1.38" H/ 13 cm x 7 cm x 3.5 cm
- Weight: 14 oz./ 397 g

For more detailed technical specifications on the **Mini-Receiver** and the **Analog Input/Output 2400R Receiver**, please refer to our Receiver data sheets



Slide-In Battery Charger with battery condition and capacity monitor



Depending on the need, the Multi-Mode FootSwitch System may be connected to the Telemyo G2 Transmitter "Digital In" or EMG ports.



EMG preamplifier cables with snap style connectors shown.



Optional Datalogger Control with Start&Stop and Marker Function

## ÖZGEÇMİŞ

Kışisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Nuray KORKMAZ CAN
Doğum Yeri	KARTAL
Doğum Tarihi	21.08.1983
Uyruđu	<input checked="" type="checkbox"/> T.C. <input type="checkbox"/> Diğer:
Telefon	0212 473 70 70 – Dh: 18032
E-Posta Adresi	nkorkmaz@istanbul.edu.tr
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Fakülte	Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Makine Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	2005

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fenbilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Makine Mühendisliği
Programı	Makine Mühendisliği
Mezuniyet Tarihi	2009

Doktora	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Makine Mühendisliği
Programı	Makine Mühendisliği
Mezuniyet Tarihi	2017

Makale ve Bildiriler
Özer H.Ö., Sayin A., Korkmaz N., Yağız N., 2016, Sliding Mode Control Optimized by Genetic Algorithm for Building Model, <i>Journal of Vibration Engineering &amp; Technologies</i> , 4, 13-19.
Walter J., Korkmaz N., Fregly B.J., Pandy M., 2015, Contribution of tibiofemoral joint contact to net loads at the knee in gait, <i>Journal of Orthopaedic Research</i> , 33, 1054-1060.

- Özer H.Ö., Sayin A., Korkmaz N., Yağiz N., 2015, Sliding Mode Control Tuned by Multi Objective Genetic Algorithm for a Half Vehicle, *International Journal of Scientific and Technological Research*, 1(9), 42-54.
- Özer H.Ö., Sayin A., Korkmaz N., Yağiz N., 2014, Genetic Algorithm Integrated Sliding Mode control of A Vehicle, *11th World Congress on Computational Mechanics, 5th European Conference on Computational Mechanics* , Barcelona, *ISPANYA*, 3857-3868
- Özer H.Ö., Sayin A., Korkmaz N., Yağiz N., 2013, Sliding Mode Control Optimized by Genetic Algorithm for Building Model, *11 th International Conference on Vibration Problems* , Lizbon, *PORTEKIZ*, 1-10
- Korkmaz N., Ceryan N., 2011, Example for the prediction of the Unconfined Compressive strength of Weathered Rocks Using the Weathering Indices Based on P-Wave Velocity, *11th International Multidisciplinary Scientific GeoConference, Albena, BULGARISTAN*, 347-354