

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN HAREKETİNİN BİYOMEKANİK MODELİ İÇİN
YER TEPKİ KUVVETLERİNİN KESTİRİMİ

Nihat Şükrü ÖZGÖREN

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2023

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN HAREKETİNİN BİYOMEKANİK MODELİ İÇİN
YER TEPKİ KUVVETLERİNİN KESTİRİMİ

Nihat Şükrü ÖZGÖREN

Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Ü. Serdar ARITAN

ANKARA

2023

**İNSAN HAREKETİNİN BİYOMEKANİK MODELİ İÇİN
YER TEPKİ KUVVETLERİNİN KESTİRİMİ**

Nihat Şükrü ÖZGÖREN

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN

Bu tez çalışması 07/07/2023 tarihinde jürimiz tarafından “Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı”nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Sadettin KİRAZCI*

Orta Doğu Teknik Üniversitesi Eğitim Fakültesi

Üye: *Prof. Dr. Fatih YAŞAR*

Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi

Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Senih GÜRSES*

Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi

Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Arif Mithat AMCA*

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ÇELİK*

Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunmaz ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir.⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

07/07/2023

(imza)

Nihat Şükrü ÖZGÖREN

i

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan iş birliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir.
* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

(imza)

Ar. Gör. Nihat şükrü ÖZGÖREN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince her zaman çağın ötesinde yol gösterici fikirleri ve önerileriyle bu çalışmaya değerli katkılar sunan danışmanım, Biyomekanik Araştırma Grubunun lideri Serdar ARITAN'a teşekkür ederim.

Biyomekanik Araştırma Grubu üyesi Arif Mithat AMCA bu çalışmada deney düzeneğinin kurulması, verilerin toplanması ve veri analizi aşamalarında beni hiç yalnız bırakmadığı gibi motivasyonumu kaybettiğim zamanlarda desteğini esirgemedi. Fedakarlıklarınız unutulmaz. Her şey için teşekkürler.

Çalışma sürecinde yaşadığım türlü güçlükleri aşmam için ilgi ve anlayışla yanımda olmaya gayret gösteren sevgili arkadaşım Deniz DURDUBAŞ, eşsiz dostluğun için teşekkür ederim.

Sevgili aileme, canım kardeşim Ayhan Emre ÖZGÖREN'e, babam Erdoğan ÖZGÖREN'e 9 senelik bu süreçte sağladıkları manevi destekleri için teşekkür ederim.

Kız arkadaşım Hira Göksu ALBAYRAK, doktora maceramın son düzlüğünde ipi göğüslerken sevginle ve anlayışınla bana verdiğin destek için minnettarım.

Çağdaş ve vicdanlı bir insan olmamı sağlayan annem, Emine Dilek AKÇAKAYALIOĞLU. Bu doktora tezi bilimsel ve kültürel anlamda benim sana verebileceğim en büyük hediyedir. Umarım ömrüm boyunca seni onurlandırmayı başarırım. Seni özledim.

ÖZET

Özgören, N.Ş., İnsan Hareketinin Biyomekanik Modeli İçin Yer Tepki Kuvvetlerinin Kestirimi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2023. Bu çalışmanın amacı insan vücudunun alt ekstremitelerini temsil eden bir biyomekanik model geliştirmek ve bu model yardımıyla yer tepki kuvvetlerinin (YTK) kestirimidir. Bu amaçla alt ekstremitelere bağlantılı üyeler katı cisim modeli (BM_{MS}) MATLAB/Simulink ortamında oluşturuldu. Ayak üyeleri ile zemin arasındaki yüzey-temas ilişkisi Simscape/Multibody kütüphaneleri kullanılarak modellendi. Çalışmanın deneysel bölümünde bir katılımcının squat, yürüme ve yüksekten serbest düşerek konma hareketleri VICON optik hareket yakalama sistemi kullanılarak kaydedildi. Kinematik değişkenler Nexus CGM2 modeli kullanılarak hesaplandı ve YTK bir Kistler kuvvet platformu kullanılarak ölçüldü. BM_{MS} 'de tanımlanan yüzey-temas parametreleri en iyileştirilerek hareketlerin ters dinamik benzeşimi gerçekleştirildi. Ters dinamik benzeşimle kestirimi yapılan sürtünme (SK_k) ve yer tepki kuvvetleri (YTK_k), kuvvet platformu ile kaydedilen sürtünme (SK_d) ve yer tepki kuvvetleri (YTK_d) ile karşılaştırıldı. Çalışmanın son aşamasında BM_{MS} 'te izlenen modelleme prensipleri izlenerek OpenSim benzeşim ortamında alt ekstremiteler kas-iskelet sistemi oluşturuldu (BM_{OS}). Yürüme hareketi için BM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimi gerçekleştirilerek eklem torkları hesaplandı ve BM_{MS} 'nin benzeşimiyle hesaplanan değerlerle karşılaştırıldı. Çalışmanın bulguları BM_{MS} 'nin YTK değerlerini kuvvetli doğrusal ilişki ile %6'dan az hata ile kestirdiğini ortaya koymakla beraber SK değerlerini kestirmekte yetersiz olduğunu göstermektedir. BM_{MS} ve BM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan eklem torklarının nicelik ve davranış bakımından yüksek benzerlik göstermesi model çıktılarını doğrulamaktadır. BM_{MS} 'nin, biyomekanik özellikleri ve temas modeli geliştirildiğinde insan hareketinin dinamik benzeşiminde faydalı bir araç olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, modelleme, ters dinamik, temas, yer tepki kuvvetleri.

ABSTRACT

Özgören, N.Ş., Estimation of Ground Reaction Forces for a Biomechanical Model of Human Motion, Hacettepe University Graduate School Health Sciences, Sport Sciences and Technology Program Doctor of Philosophy Thesis, Ankara, 2023. This study aims to build a biomechanical model of the human body's lower extremity and to estimate ground reaction forces by utilising this model. For this purpose, the linked-segment rigid body model of the lower extremity (BM_{MS}) was built in MATLAB/Simulink. The contact forces between the model's feet and ground were modelled using Simscape/Multibody libraries. In the experimental part of the study, a participant's squat, walking and free-fall landing movements were recorded using the VICON optical motion capture system. The kinematic variables were calculated using the Nexus CGM2 model, and a Kistler force plate was used to measure the ground reaction forces during the motions. The ground-contact parameters of BM_{MS} were optimised for the inverse dynamics simulation of the motions. The estimated frictional (FF_E) and ground reaction forces (GRF_E) were compared to the frictional (FF_M) and ground reaction forces (GRF_M) measured and recorded via the force plate. In the last stage of the study, the lower extremity musculoskeletal system (BM_{OS}) was built in the OpenSim simulation environment following the same modelling principles as BM_{MS} . The joint torques obtained via the inverse dynamics simulations performed in both MATLAB and OpenSim were calculated for the walking motion of the participant. The study's findings showed that BM_{MS} is consistently accurate in estimating GRF_M with less than 6% error and strong linear correlation but incapable of estimating the FF_M . The magnitude and trend in joint torque behaviours, calculated via simulations of BM_{MS} and BM_{OS} , showed substantial similarity, indicating that validation of the model was achieved. BM_{MS} is considered a helpful tool in the dynamic simulation of human movement when sufficient development is made in its biomechanical properties and ground-contact model.

Keywords: Biomechanics, modelling, inverse dynamics, contact, ground reaction forces.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xviii
1. GİRİŞ	1
1.1. Çalışmanın Kapsamı	1
1.2. Çalışmanın Amacı	4
1.3. Çalışmanın Sınırlılıkları ve Varsayımlar	4
1.4. Çalışmanın Önemi	4
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. İnsan Hareketinin İncelenmesi	5
2.2. Biyomekanikte Hareket Analizi	12
2.2.1. Hareketin Yakalanması	13
2.2.2. Hareketin Kinematik Analizi	15
2.2.3. Hareketin Kinetik Analizi	17
2.3. İnsan Vücudunun Biyomekanik Modeli	19
2.3.1. Katı Cisim Modeli	20

2.3.2. Kas – İskelet Modeli	25
2.4. Yer Tepki Kuvvetlerinin Ölçülmesi ve Kestirimi	28
2.4.1. Aşağıdan-Yukarıya ve Yukarıdan-Aşağıya Yaklaşımlar	29
2.4.2. Temas Dinamiğinin Modellenmesi	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	34
3.1. Katılımcı	34
3.2. Hareket Yakalama ve Yer Tepki Kuvvetlerinin Ölçümü	35
3.2.1. Optik Hareket Yakalama Sisteminin Kurulması	35
3.2.2. Hareket Yakalama Alanının Belirlenmesi	36
3.2.3. Hareket Yakalama Alanında Kuvvet Platformunun Kurulması	37
3.2.4. Hareket Yakalama Alanının ve Kuvvet Platformunun Kalibrasyonu	38
3.2.5. Aktörün İşaretlenmesi	41
3.2.6. Hareketlerin Yakalanması	44
3.3. Verilerin İşlenmesi	47
3.3.1. Optik Sistem Veri İşleme	48
3.3.2. Kuvvet Platformu Veri İşleme	54
3.4. Biyomekanik Modelleme	55
3.4.1. MATLAB/Simulink Ortamında Biyomekanik Modelin Oluşturulması	55
3.4.2. OpenSim Ortamında Kas-İskelet Sisteminin Modellenmesi	89
3.5. Deney ve Ters Dinamik Benzeşim Sonuçlarının Karşılaştırılması	96
3.5.1. Pelvis Konum Değerleri	96
3.5.2. Sürtünme ve Yer Tepki Kuvvetleri	96
3.5.1. Eklem Tork Değerleri	97
4. BULGULAR	98

4.1. Yüzey-Temas Parametreleri	98
4.2. Pelvis Konum Değerleri	99
4.3. Sürtünme ve Yer Tepki Kuvvetleri	104
4.4. Eklem Tork Değerleri	112
5. TARTIŞMA	116
5.1. Pelvis Konum Değerleri ve Yüzey-Temas Parametreleri	116
5.2. Sürtünme ve Yer Tepki Kuvvetleri	119
5.3. Eklem Tork Değerleri ve Yüzey-Temas Modelinin Doğrulanması	121
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	125
6.1. Sonuçlar	125
6.2. Öneriler	127
7. KAYNAKLAR	128
8. EKLER	
EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni	
EK-2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu	
EK-3: Dijital Makbuz	
EK-4: Sözlük	
EK-5: Kinematik değişkenler ve yer tepki kuvvetleri	
EK-6: OpenSim’de HY01_01 hareketinin benzeşiminde kullanılan dosyalar	
EK-7: Gönüllü Katılım Formu	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER ve KISALTMALAR

2B	İki boyutlu
3B	Üç boyutlu
BM_{Ms}	MATLAB/Simulink'te oluşturulan biyomekanik model
BM_{Os}	OpenSim'de oluşturulan biyomekanik model
CGM	Conventional gait model
DLC	Distal lateral calcaneus
DMC	Distal medial calcaneus
GKS	Global koordinat sistemi
HY	Hareket yakalama
ISK_d	DeneySEL sürtünme kuvveti ile hesaplanan itme miktarı
ISK_k	Kestirilen sürtünme kuvveti ile hesaplanan itme miktarı
IYTK_d	DeneySEL yer tepki kuvveti ile hesaplanan itme miktarı
IYTK_k	Kestirilen yer tepki kuvveti ile hesaplanan itme miktarı
LKS	Lokal koordinat sistemi
MT1	Birinci metatarsophalangeal eklem
MT5	Beşinci metatarsophalangeal eklem
SD	Serbestlik derecesi
SK	Sürtünme kuvveti
SK_d	DeneySEL sürtünme kuvveti
SK_k	Kestirilen sürtünme kuvveti
YTK	Yer tepki kuvveti
YTK_d	DeneySEL yer tepki kuvveti
YTK_k	Kestirilen yer tepki kuvveti

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. (a) Da Vinci'nin not defterinden bir anatomik çizim ve (b) Borelli'nin " <i>De Motu Animalum</i> " isimli kitabından bir kesit.	6
2.2. Marey'in <i>Yürüyen Adam</i> kronofotografisi (1884).	7
2.3. Muybridge'nin <i>Merdiven İnen Kadın</i> isimli fotoğraf dizisi (1887).	8
2.4. Yürüme hareketini temsil eden üç boyutlu fiziksel model.	9
2.5. Geriye salto hareketinin yakalanması, sayısallaştırılması ve analizi.	11
2.6. Dinamik problemler. An ve ark. (23)'ten uyarlanmıştır.	12
2.7. İnsan vücudunun anatomik düzlemleri ve yönleri.	13
2.8. Sekiz kameralı bir optik hareket yakalama sistemiyle görüntüsü kaydedilen yansıtıcı işaretlerin yapılandırma sonrası 3B konumları.	14
2.9. Hareketin yakalanması ve ters kinematik yöntemle eklem açılarının hesaplanması, işlenmesi ve değerlendirilmesi süreci.	15
2.10. Global koordinat sistemi ve üyelerin merkezinde tanımlanan lokal koordinat sistemleri. Vaughan ve ark. (24)'ten uyarlanmıştır.	16
2.11. Ters dinamik analiz prosedürü. Uchida ve Delp (26)'den uyarlanmıştır.	18
2.12. (a) Whitsett'in ve (b) Hanavan'ın geometrik insan vücudu modeli.	22
2.13. (a) Yeadon modeli ve (b) modelin yarım burgulu öne salto hareketinin benzeşiminde kullanılması.	23
2.14. Dempster'in kadvraları parçalara ayırma ve ölçüm prosedürleri.	24
2.15. Zajac tarafından geliştirilen Hill tipi kas-tendon eyleyicisinin üç temel bileşeni. Görsel Carbone (50)'den uyarlanmıştır.	27
2.16. (a) AnyBody TLEM ve (b) OpenSim Gait 2354 kas-iskelet modeli.	28
2.17. Kuvvet platformunun temsili gösterimi. Çizgiler ve oklar ölçülebilen kuvvet ve momentleri göstermektedir.	29
2.18. Uzun atlama hareketinde yerden çıkış evresini temsil eden yedi üyeli katı cisim modelinin serbest cisim diyagramı.	30
2.19. Hunt ve Crossley temas modeli. da Silva ve ark. (66)'tan uyarlanmıştır.	33
2.20. Ayak ve zemin arasındaki teması temsil eden yay-damper modeli. Flores ve ark. (60)'tan uyarlanmıştır.	33
3.1. Çalışmada verilerin toplanması, işlenmesi ve analizinin akış şeması.	34
3.2. Kameraların güç ve veri aktarım düzeneğinin şematik gösterimi.	36

3.3.	Kameraların görüş alanının belirlenmesi için hareket alanına yerleştirilen yansıtıcı işaretler.	37
3.4.	Hareket yakalama ve kuvvet ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi.	38
3.5.	Vicon kalibrasyon çubuğu ve global koordinat sisteminin eksenleri.	39
3.6.	(a) Kalibrasyon hassasiyet testi ve (b) kalibrasyon hata sıklık dağılımı.	40
3.7.	Kalibrasyon işlemlerinin ardından Nexus yazılımında hareket yakalamak için belirlenen hassas ölçüm alanının 3B görüntüsü.	40
3.8.	Üzerinde yük bulunmayan kuvvet platformundan okunan dikey kuvvet değerinin 10 saniye boyunca değişimi.	41
3.9.	Nexus'un CGM2 modelinde bulunan yansıtıcı işaretlerin insan iskeleti üzerindeki yerleşiminin (a) önden ve (b) arkadan görünümü.	42
3.10.	Nexus'un CGM2 modelinde bulunan yansıtıcı işaretlerin aktör üzerindeki yerleşiminin (a) önden ve (b) arkadan görünümü.	42
3.11.	Deney sırasında HY01 hareketi.	46
3.12.	Deney sırasında HY02 hareketi.	46
3.13.	Deney sırasında HY03 hareketi.	46
3.14.	Kuvvet platformunun ve ölçülen parametrelerin şematik gösterimi.	47
3.15.	(a) İşaretlerin 3B konumlarının yapılandırılması, (b) işaretlerin etiketlenmesi ve (c) işaret bulutuna iskelet yerleştirilmesi.	49
3.16.	Hareketler sırasında aktörün üzerinde bulunan ve ölçeklenen CGM2 modeli kullanılarak etiketlenen yansıtıcı işaretler.	50
3.17.	HY01 hareketinde yansıtıcı işaretlerin etiket bulutuna iskelet oturtulması.	51
3.18.	HY02 hareketinde yansıtıcı işaretlerin etiket bulutuna iskelet oturtulması.	51
3.19.	HY03 hareketinde yansıtıcı işaretlerin etiket bulutuna iskelet oturtulması.	51
3.20.	Nexus yazılımında (a) kutunun ve (b) kuvvet platformunun üzerindeki yansıtıcı işaretlerin etiketlenmesi.	52
3.21.	HY03 hareketi sırasında pelvisin dikey eksenindeki ham ve filtreli konum verisinin zamana bağlı değişimi.	53
3.22.	HY03 hareketi sırasında tibia üyesinin fleksiyon/ekstansiyon eksenindeki ham ve filtreli açılma değişimi.	53
3.23.	Uygulanan Savitzky-Golay filtrenin HY03 hareketi sırasında kaydedilen dikey eksenindeki yer tepki kuvveti üzerindeki etkisi.	54
3.24.	Simulink ortamında <i>World Frame</i> bloğu ve pelvis bağlantısı.	56

3.25.	Simulink ortamında Pelvis-Femur-Tibia-Ayak üyelerinin bağlantısı.	57
3.26.	Simulink ortamında HY03 hareketi için kutunun modellenmesi ve <i>World Frame</i> ile bağlantısı.	57
3.27.	Alt ekstremitede bulunan eklemlerde gerçekleşen açısız hareketler.	58
3.28.	Simulink ortamında oluşturulan 7 üyeli katı cisim modeli.	59
3.29.	Ölçekleme sonrasında Pelvis kütle merkezinin konumu.	62
3.30.	Temas noktalarının (a,b) ayakta temsil ettiği noktalar ve (c,d) biyomekanik modelde bulunan ayak üyesindeki yerleşimleri.	63
3.31.	Simulink'te <i>Transform Sensor</i> kullanılarak temas noktaları ile zemin yüzeyi arasındaki uzaklıkların ölçülmesi.	64
3.32.	Ayak tabanına konumlandırılan dört temas noktasının hesaplanan denkleştirme uzaklıkları ile zemin yüzeyine ötelenmesi.	65
3.33.	<i>Spatial Contact Force</i> bloğu ile iki geometri arasındaki temasın modellenmesi.	66
3.34.	Simulink'te temas noktaları ile yer düzlemi arasındaki bağlantının <i>Spatial Contact Force</i> blokları ile kurulması.	67
3.35.	Simulink'te ayak tabanına yerleştirilen küreler ile kutu arasındaki bağlantının <i>Spatial Contact Force</i> blokları kullanılarak kurulması.	68
3.36.	Simulink'te <i>Spatial Contact Force</i> bloğunda tanımlanan parametreler ve varsayılan değerleri.	70
3.37.	Simulink'te hareketin ters dinamik benzeşimiyle sürtünme ve yer tepki kuvvetlerinin hesaplanması işleminin akış şeması.	74
3.38.	Simulink'te sağ kalça eklemine hareketlendirmek için oluşturulan bağlantıların blok diyagram şeması.	75
3.39.	Simulink'te pelvisi <i>World Frame</i> ile bağlayan eklem açısız hareketini sağlamak için oluşturulan bağlantıların blok diyagram şeması.	76
3.40.	Simulink'te <i>Spatial Contact Force</i> blokları kullanılarak sağ ayak üyesi için toplam yer tepki kuvvetinin ve sürtünme kuvvetinin kaydedilmesi.	77
3.41.	Simulink'te HY01 hareketinin ters dinamik benzeşimi.	78
3.42.	Simulink'te HY02 hareketinin ters dinamik benzeşimi.	78
3.43.	Simulink'te HY03 hareketinin ters dinamik benzeşimi.	78
3.44.	Geçiş bölgesi genişliğinin fazla olması halinde temas noktalarının zemin yüzeyinin altına çöküşü.	79
3.45.	HY02 hareketi sırasında pelvisin deneysel ve benzeşimden elde edilen (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki konumları.	80

3.46.	Simulink'te yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirilmesi işleminin akış şeması.	80
3.47.	<i>Parameter Estimation Toolbox</i> 'ta en iyileştirme girdilerinin tanımlanması.	81
3.48.	Simulink <i>Parameter Estimation Toolbox</i> 'ta parametre en iyileştirme ayarlarının yapılması.	82
3.49.	HY01_01 hareketinde basınç merkezinin konumu.	83
3.50.	Simulink'te transvers düzlemde basınç merkezi ile ayak üyelerinin kütle merkezleri arasındaki uzaklığın ölçülmesi.	84
3.51.	Simulink'te basınç merkezinin transvers düzlemdeki konumunun görselleştirilmesi.	85
3.52.	Dikey ekseninde ölçülen toplam yer tepki kuvvetinin sağ ve sol ayak üyelerine paylaştırılması.	86
3.53.	Simulink'te hareketin ters dinamik benzeşimiyle eklem torklarının hesaplanması işleminin akış şeması.	86
3.54.	<i>External Force and Torque</i> bloğu kullanılarak yer tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun modele girdi olarak sağlanması.	87
3.55.	Simulink'te yukarıdan-aşağıya yaklaşımla yer tepki kuvvetlerinin kestirilmesi.	89
3.56.	OpenSim'de oluşturulan kas-iskelet modelinde yer alan üyelerin ve yansıtıcı işaretlerin (a) önden ve (b) arkadan görünümü.	90
3.57.	<i>Scale Tool</i> kullanılarak modelin ölçeklenmesinin akış şeması.	91
3.58.	<i>IK Tool</i> kullanılarak eklem açılarının hesaplanması işleminin akış şeması.	93
3.59.	<i>IK Tool</i> kullanılarak yansıtıcı işaret bulutuna iskelet oturtulması.	94
3.60.	<i>ID Tool</i> kullanılarak eklem açılarının hesaplanması işleminin akış şeması.	94
3.61.	OpenSim'de yer tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun calcaneus geometrisinin kütle merkezinden uygulanması.	95
4.1.	HY01_01 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.	99
4.2.	HY01_02 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.	99
4.3.	HY01_03 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.	99
4.4.	HY02_01 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.	100

- 4.5.** HY02_02 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri. 100
- 4.6.** HY02_03 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri. 100
- 4.7.** HY03_01 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri. 101
- 4.8.** HY03_02 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri. 101
- 4.9.** HY03_03 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri. 101
- 4.10.** HY01 hareketinin tekrarlarında deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle elde edilen (a) sürtünme ve (b) yer tepki kuvvetleri. 104
- 4.11.** HY02 hareketinin tekrarlarında deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle elde edilen (a) sürtünme ve (b) yer tepki kuvvetleri. 105
- 4.12.** HY03 hareketinin tekrarlarında deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle elde edilen (a) sürtünme ve (b) yer tepki kuvvetleri. 105
- 4.13.** HY01 hareketinin tekrarlarında (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerinde yukarıdan-aşağıya yöntemle kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri. Mavi çizgiler deneysel, kırmızı çizgiler kestirilen değerleri göstermektedir. 110
- 4.14.** HY02 hareketinin tekrarlarında (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerinde yukarıdan-aşağıya yöntemle kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri. Mavi çizgiler deneysel, kırmızı çizgiler kestirilen değerleri göstermektedir. 110
- 4.15.** HY03 hareketinin tekrarlarında (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerinde yukarıdan-aşağıya yöntemle kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri. Mavi çizgiler deneysel, kırmızı çizgiler kestirilen değerleri göstermektedir. 111
- 4.16.** HY01_01 hareketinde (a) sağ ve (b) sol kalça eklem torklarının zamana bağlı değişimi. 113
- 4.17.** HY01_01 hareketinde (a) sağ ve (b) sol diz eklemi fleksiyon/ekstansiyon torklarının zamana bağlı değişimi. 113
- 4.18.** HY01_01 hareketinde (a) sağ ve (b) sol ayak bileği eklemi dorsi/plantar fleksiyon torklarının zamana bağlı değişimi. 114

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. CGM2 modelinde yer alan yansıtıcı işaretlerin etiket isimleri ve yerleştirildikleri anatomik noktaların tanımı.	43
3.2. İncelenen hareketlerin sahne isimleri ve tanımları.	44
3.3. Aktör kalibrasyonu için ölçülen antropometrik parametreler ve tanımları.	48
3.4. Simulink'te oluşturulan biyomekanik modelde yer alan eklemlerin hareket eksenleri.	58
3.5. Dempster alt ekstremitte vücut üye parametreleri.	60
3.6. Simulink'te oluşturulan biyomekanik modelde yer alan üyelerin antropometrik özellikleri.	61
3.7. Temas noktalarının zeminle temasını sağlamak için hesaplanan denkleştirme uzaklıkları.	65
3.8. Modelin yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirme öncesi başlangıç değerleri.	73
3.9. OpenSim'de oluşturulan biyomekanik modelde yer alan üyelerin antropometrik özellikleri.	92
4.1. Yüzey-temas parametrelerinin her bir hareketin tekrarları için en iyileştirilen değerleri.	98
4.2. HY01 hareketinde pelvis üyesinin konumu için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.	103
4.3. HY02 hareketinde pelvis üyesinin konumu için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.	103
4.4. HY03 hareketinde pelvis üyesinin konumu için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.	103
4.5. HY01 hareketinde sürtünme ve yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.	106
4.6. HY02 hareketinde sürtünme ve yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.	106
4.7. HY03 hareketinde sürtünme ve yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.	106
4.8. HY01 hareketinin tekrarlarında deneysel ve benzeşimden hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata.	108

- 4.9.** HY02 hareketinin tekrarlarında deneysel ve benzeşimden hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata. 108
- 4.10.** HY03 hareketinin tekrarlarında deneysel ve benzeşimden hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata. 108
- 4.11.** HY01 hareketinde yukarıdan-aşağıya yöntemle ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri. 111
- 4.12.** HY03 hareketinde yukarıdan-aşağıya yöntemle ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri. 112
- 4.13.** HY01_01 hareketinde BBM ve BBM ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan eklem torkları arasındaki doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri. 115
- 4.14.** HY01_01 hareketinde BBM_{MS} 'nin ve BBM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata. 115

1. GİRİŞ

1.1. Çalışmanın Kapsamı

Günümüzde spor hareketlerinin en iyileştirilmesi, yaralanma mekanizmalarının anlaşılması, rehabilitasyon, medikal ve askeri teçhizat geliştirilmesi ve bilgisayar grafiğinde hareketin canlandırılması gibi çeşitli alanlarda insan hareketinin üç boyutlu (3B) analizi çalışmaları yapılmaktadır. Bu çalışmalarda hareketin kaydedilmesi, kaydedilen harekette konum ve eklem açısı gibi kinematik değişkenlerin ölçülmesi ve hareketin kinetik analizinin yapılması için çeşitli hareket analiz sistemleri kullanılmaktadır (1). Bu sistemler kinematik ve kinetik parametreleri kaydetmek için kuvvet platformu, ivme ölçer ve optik kamera gibi farklı donanımların yanı sıra hesaplamalar ve analizler için geliştirilen bilgisayar yazılımlarını içermektedir.

Bilgisayar yazılımlarında insan vücudunu temsil eden bir biyomekanik model oluşturulduktan sonra (2) kinematik değişkenler kullanılarak ters dinamik yöntemle eklem torkları hesaplanabilmektedir (3). Çeşitli hareket analizi yazılımlarında vücuttaki kasların dinamik davranışı da oluşturulan biyomekanik modellerde yer almaktadır (4). Böylece bir hareket sırasında eklem torklarını meydana getiren kaslardaki içsel kuvvetlerin kestirilmesi mümkün olmaktadır (5). Ters dinamik yaklaşımla eklem torklarını ve kas kuvvetlerini hesaplayabilmek için vücuda etki eden dışsal kuvvetlerin bilinmesi gerekmektedir (6). Günlük yaşamda veya spor ortamında insan vücuduna etki eden başlıca dışsal kuvvet yer tepki kuvvetidir (YTK).

Hareket sırasında YTK'yı ölçmek için kuvvet platformu gibi ekipmanlara ihtiyaç duyulur. Bu ekipmanlar oldukça maliyetli olmalarının yanı sıra ısıya ve neme karşı duyarlıdır ve saha ölçümlerinde kullanımları zahmetlidir. Bu güçlüğü aşmak için ters dinamik hesaplamada hareket denklemlerinin girdisi olan YTK, çeşitli yöntemlerle tahmin edilmektedir. Bağlantılı üyeler olarak düşünülen insan vücudunun mekanik modelinde her bir üyenin kütlesi ve ivmesi çarpılarak YTK kestirilebilir (7) fakat bu yöntemle hesaplanan YTK vücuda etki eden tüm dışsal kuvvetlerin toplamını ifade etmektedir. Başlıca iki diğer yaklaşım ise YTK'nın yukarıdan-aşağıya (*top-down*) ve aşağıdan-yukarıya (*bottom-up*) gibi yöntemlerle de tahmin edilmesidir. Bu

yöntemlerde karşılaşılan başlıca sorun deneysel verideki ölçüm hatalarından ve sistemin aşırı belirlenmiş (*overdetermined*) olmasından kaynaklanan artık torklardır. Bu yöntemlerde eklem torklarında ortaya çıkan artık değerlerinin kaynağını tespit etmek mümkün değildir. Dinamik tutarsızlıkları önlemek için bu artık torklar çeşitli en iyileştirme yöntemleri ile vücut üyelerine paylaştırılarak minimize edilmektedir (8). YTK'nın kestirimi için kullanılan bir diğer yöntem, oluşturulan biyomekanik modelin ayak üyeleri ile zemin yüzeyi arasında bir dinamik temas modeli oluşturularak temas parametrelerinin en iyileştirilmesidir (9). Bu yöntemle iki ayağın da aynı anda zeminle temas ettiği hareketlerde, temas anındaki YTK her iki ayak için de tahmin edilebilmektedir.

Bu çalışma kapsamında insan vücudunun alt ekstremitelerini temsil eden bir biyomekanik benzeşim modeli oluşturuldu. Bu modelde ayak üyeleri ile zemin yüzeyi arasındaki temas ilişkisi modellendi. Bir katılımcının squat, yürüme ve yüksekte serbest düşerek konma hareketleri optik hareket yakalama sistemi kullanılarak kaydedildi. Hareketler sırasında YTK bir 3B kuvvet platformu kullanılarak kaydedildi. Hareketlerden elde edilen kinematik bilgi kullanılarak modelde yüzey-temas ilişkisini temsil eden temas parametrelerinin en iyileştirilmesi yapıldı. Yüzey-temas parametreleri modele girdi olarak tanımlandı ve hareketlerin ters dinamik benzeşimi gerçekleştirildi. Benzeşimin çıktıları olan yer tepki kuvvetleri (YTK_k), kuvvet platformu ile doğrudan ölçülen yer tepki kuvvetleri (YTK_d) ile karşılaştırıldı. Toplam 6 bölümden oluşan bu doktora tezinin her bir bölümünün içeriği aşağıdaki gibidir:

Bölüm 2 - GENEL BİLGİLER'de, insan hareketinin incelenmesinde kullanılan yaklaşımların kısa bir tarihsel incelemesi, biyomekanik disiplinde insan hareketinin önemi ve hareketin ölçülmesi, kinematik ve kinetik analizi için kullanılan yöntemler özetlenmektedir. Doğrudan ölçülemeyen eklem kuvvet ve torklarının kestiriminde kullanılan güncel yaklaşımlar biyomekanik bilgisayar benzeşim modelleri tanıtılmaktadır. Son olarak ters dinamik yöntemle eklem torklarının hesaplanabilmesi için gereken yer tepki kuvvetlerinin ölçümünde ve kestiriminde kullanılan yöntemler yer almaktadır.

Bölüm 3 - GEREÇ ve YÖNTEM'de, incelenen hareketleri gerçekleştirerek çalışmaya katılan aktöre ait bilgiler, bu çalışmada kullanılan gereçler, verilerin toplanmasında izlenen yol ve verilerin analizinde kullanılan yaklaşımlardan bahsedilmektedir. Çalışmanın yöntem bölümünde özetle; hareketlerin yakalanmasında ve 3B kinematik verinin elde edilmesinde, bağlantılı üye katı cisim modelinin oluşturulmasında, modelin yüzey-temas ilişkisinin kurulmasında, temas parametrelerinin belirlenmesinde ve en iyileştirilmesinde ve hareketlerin ters dinamik benzeşimleriyle YTK'nın kestirilme sürecinde takip edilen prosedürler anlatılmaktadır. OpenSim ortamında kas-iskelet sisteminin oluşturulma ve bu sistemin ters dinamik benzeşiminin gerçekleştirilerek eklem torklarının ve kas kuvvetlerinin hesaplanması için izlenen yol detaylı olarak tarif edilmektedir.

Bölüm 4 - BULGULAR'da, çalışmada takip edilen yöntemle elde edilen bulgular, tablolar ve şekiller eşliğinde sunulmaktadır. Hareketlerin ters dinamik benzeşimiyle elde edilen ve çalışmanın ana bulguları olan yüzey-temas parametreleri, pelvis konum değerleri ve YTK_k ile YTK_d arasındaki farklar bu bölümde gösterilmektedir. Bununla beraber model ile kestirimi yapılan sürtünme kuvvetleri (SK_k) ile deneysel olarak ölçülen sürtünme kuvvetleri (SK_d) de bu bölümde karşılaştırılmaktadır. Son olarak, OpenSim ortamında oluşturulan kas-iskelet modelinin YTK_d girdisi ile işletilerek eklem torklarının hesaplanması, hesaplanan eklem torklarının biyomekanik benzeşim modelinin çıktıları ile karşılaştırılması bu bölümde yer almaktadır.

Bölüm 5 - TARTIŞMA'da, çalışmanın bulguları literatür kapsamında tartışılmaktadır. Modelin yüzey-temas ilişkisinin kurulmasında karşılaşılan zorluklar ve bu zorlukların aşılabilmesi için çözüm önerileri belirtilmektedir. Elde edilen sonuçların önemi, geliştirilen yöntemin uygulanabilirliğiyle beraber çalışmanın zayıf ve kuvvetli yönleri karşılaştırılarak araştırma sonuçlarının vadettiği gelişmeler vurgulanmaktadır.

Bölüm 6 - SONUÇ ve ÖNERİLER'de; çalışmanın sonuçları genel hatlarıyla özetlenmektedir. Sonuçlardan yapılan çıkarımlarla birlikte takip eden araştırmalar için sunulan öneriler bu bölümde yer almaktadır.

1.2. Çalışmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı MATLAB/Simulink ortamında insanın çeşitli yer değiştirme hareketleri sırasında yer tepki kuvvetlerini kestirecek bir biyomekanik model oluşturulması ve kestirimi yapılan yer tepki kuvvetlerinin deneysel olarak ölçülen değerlerle karşılaştırılarak doğrulanmasıdır.

1.3. Çalışmanın Sınırlılıkları ve Varsayımlar

Bu çalışma bir katılımcının squat, yürüme ve yüksekten serbest düşerek konma hareketlerinin 3B kinematik analizi ve ters dinamik benzeşimiyle sınırlıdır. Çalışmada vücut üyelerinin katı cisimler olduğu varsayılarak insan vücudunun alt ekstremitelerini temsil eden yedi üyeli katı cisim modeli oluşturuldu. Ayak üyeleri dikdörtgen prizma, alt bacak, üst bacak ve pelvis üyeleri silindir olarak kabul edildi. Üyelerin birbirlerine sürtünmesiz eklemlerle bağlandığı ve ortak bir nokta etrafında bu eklemler aracılığıyla dönme hareketi yaptıkları kabul edildi. Pelvisi global koordinat sistemine bağlayan altı serbestlik dereceli eklem öteleme hareketi yapabilen tek eklem olduğu varsayıldı. Ayak üyeleri ile zemin-yüzeyi arasındaki temas dinamiğinin, yay-damper mekanik elemanları ile temsil edildiği ve ayak tabanının zemin yüzeyi ile dört noktada temas ettiği varsayıldı.

1.4. Çalışmanın Önemi

Kestirimi yapılan yer tepki kuvvetlerinin doğrulanması ile MATLAB/Simulink ortamında insan hareketi için ters dinamik ve dinamik çözümler sağlayan bir biyomekanik model elde edilecektir. Bu modelde ayak üyelerinin zemin yüzeyi ile ilişkisini kuran dinamik temas modelinin geliştirilerek YTK'nın hareket boyunca kestirilmesi, insan hareketinin en iyileştirilmesinde önemli parametrelerden biri olan eklem torklarının, YTK'nın deneysel olarak ölçülemediği durumlarda da hesaplanabilmesini sağlayacaktır. Buradan hareketle bu modelin spor biyomekaniği, rehabilitasyon, klinik ve askeri araştırmalarda hareket analizi amacıyla kullanılarak bu alanlara katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

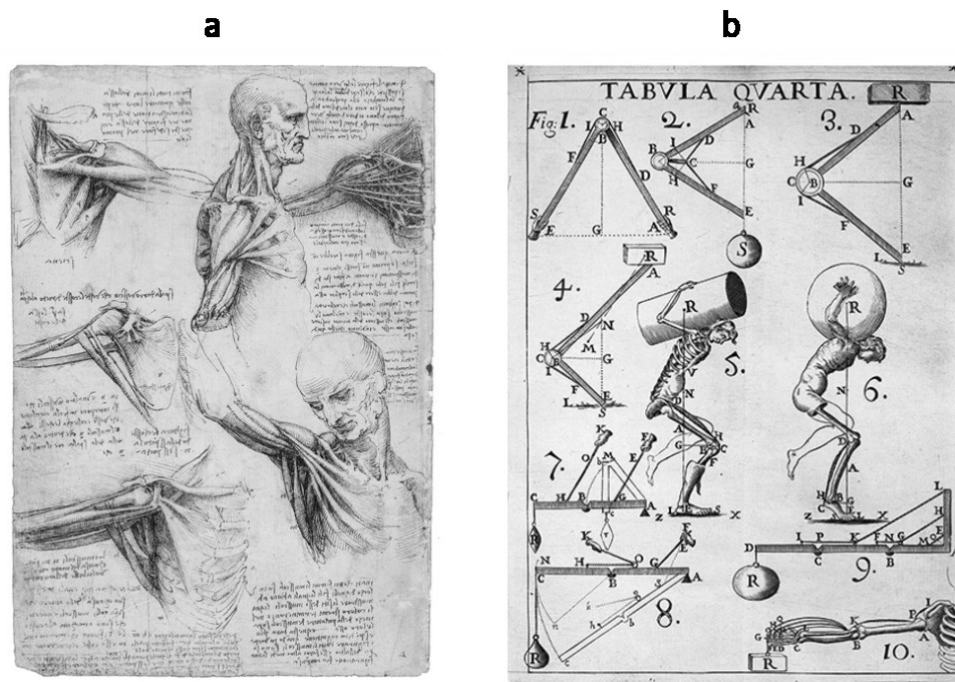
2. GENEL BİLGİLER

2.1. İnsan Hareketinin İncelenmesi

İnsan var olduğundan beri beslenmek amacıyla avlanırken, daha iyi bir yaşam alanı arayışı için yer değiştirirken veya korunmak amacıyla bir düşmandan kaçarken hareket halinde olmuştur. Böylece hareket eden insanlar tehlikelerden uzaklaşıp ve iyi beslenip diğer insanlara göre daha uzun yaşamışlardır. Dolayısıyla hareket, insan yaşamın temelini oluşturmaktadır. İnsanın hareket ederek daha iyi ve uzun yaşama mücadelesi günümüzde birçok alanda karşımıza çıkmaktadır. İnsanlar hareket kabiliyetini spor ortamında rekabet etmek, zinde kalmak için egzersiz yapmak veya var olan bir fiziksel problemin üstesinden gelmek için rehabilitasyon gibi amaçlarla kullanmaktadır. İnsan hareketini anlama, ifade etme ve geliştirme isteği neticesinde insan vücudu ve hareketi tarih boyunca farklı disiplinlerin ilgi odağı olagelmiştir.

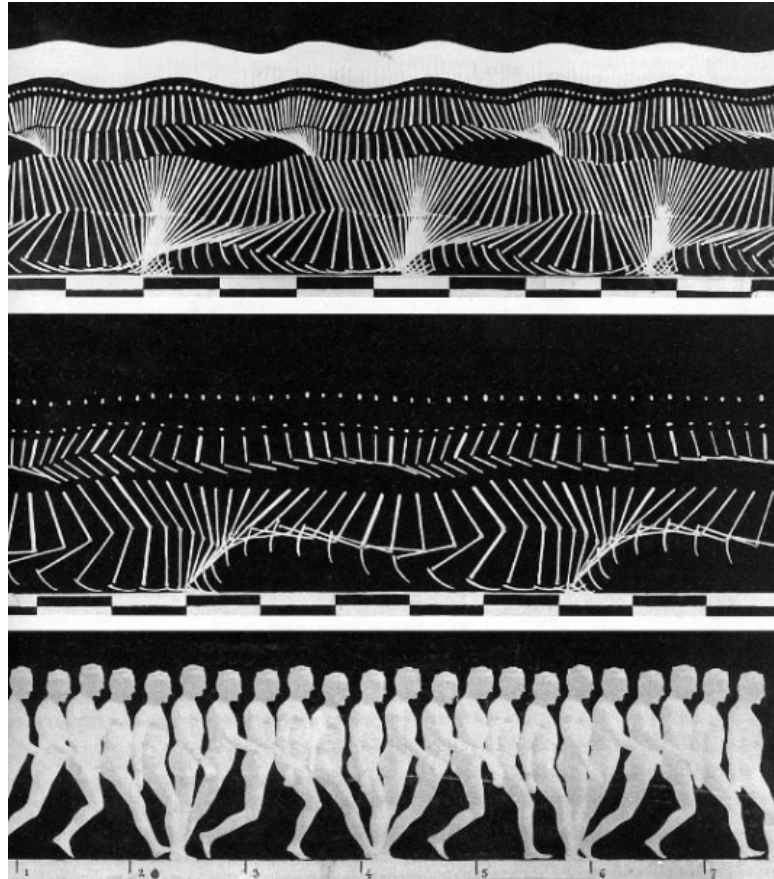
Antik Yunanistan'da *Aristotélēs*, hayvanların yürüme hareketinin genel prensiplerini inceleyen ilk kitabı (*Hayvanların Hareketi Üzerine*) yazmıştır. Antik Roma, İtalya ve Mısır'da da insan vücudu görsel sanatlar yoluyla heykel gibi gerçekçi sembollerle betimlenmiştir. Yüzyıllar sonra, 14. ve 17. yüzyıllar arasında yaşanan Rönesans döneminde insan vücudunun yalnızca deri yüzeyinin incelenmesinin yeterli olmadığı düşünülmüş ve bedenin iç yapısı merak edilmiştir. Bu dönemde yapılan birçok çizimde ve heykelde farklı statik ve dinamik postürlere sahip insan vücudu betimlenmiştir. Bu heykelleri antik dönemden ayıran özellikleri kasıldığında şekil değiştiren kasların ve buna bağlı değişen eklem pozisyonlarının o andaki görünümünün doğal ve gerçekçi betimlenmesidir. Rönesans döneminde yaşanan bir diğer önemli gelişme ise matematiğin sanatla birleşiyor olmasıdır. Örneğin, *Vitruvian Man* (1490) isimli meşhur çizimi ile Leonardo Da Vinci insan vücudunu geometrik bir figür olarak düşündüğünü göstermiş, insan vücudunun anatomik çizimlerini yaparak (Şekil 2.1a) kas-iskelet sisteminin mekanik fonksiyonlarını incelemiştir. Bunun yanı sıra Albrecht Dürer'in (10) ve Giovanni Paolo Lomazzo'nun (11) gerçekleştirdikleri antropometrik ölçümler ve uzuvları bir bütünün belirli oranlardaki parçaları olarak tarif etmeleri insan vücuduna matematiksel yaklaşımın örneklerindedir.

İnsan hareketine bilimsel yöntemlerle yaklaşan ilk kişi Giovanni Alfonso Borelli'dir. Borelli, Galileo Galilei tarafından mekanik alanında geliştirilen analitik ve geometrik yöntemleri biyolojik bir varlık olan insana uygulamıştır. İnsan vücudundaki içsel kuvvetleri hesaplayan ilk bilim insanı olarak günümüzde insan hareketi modellemelerinin temelini oluşturan bir düşünceyi ortaya koymuştur: Kaslar belirli matematiksel prensiplere göre davranırlar ve kemikler de kaldıraç görevi görerek hareket etmemizi sağlarlar. Yayınlanan *De Motu Animalum* (12) isimli kitabında (Şekil 2.1b) katı cisim mekaniğine dayanarak kas ve tendonlardaki toplam kuvvetlerin dışsal kuvvetlerden daha büyük olduğunu belirtmiştir. Tarihte ilk yürüme analizi deneyini yapan Borelli'nin çalışmaları eylemsizlik prensibi bilinmediği için statik durumlarla sınırlı kalmış olsa da yürüme, koşma ve sıçrama gibi dinamik durumların mekanik prensiplerle açıklanmasının ilk basamağıdır. Borelli'den sonra 19. yüzyılın ortalarına kadar insan hareketi çalışmalarında kayda değer bir gelişme yaşanmamış olsa da modern dinamiğin kurucusu Isaac Newton'un hareket yasaları (13) insan hareketinin anlaşılmasına büyük katkı sunacaktır.



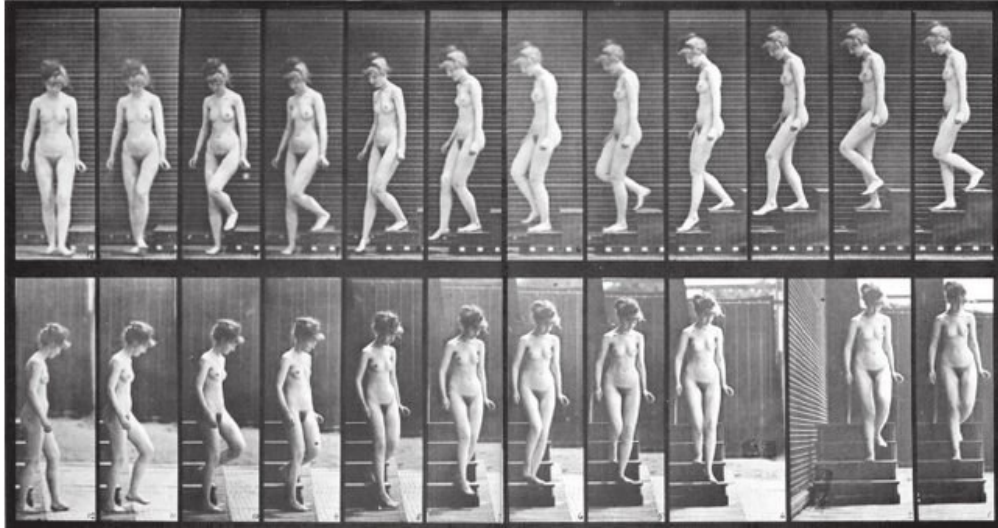
Şekil 2.1. (a) Da Vinci'nin not defterinden bir anatomik çizim ve (b) Borelli'nin "*De Motu Animalum*" isimli kitabından bir kesit.

Aydınlanma çağında yaşanan bilimsel gelişmeler insan hareketi çalışmalarında görsel (nitel) değerlendirmelerden sayısal (nicel) ölçümlere geçişi hızlandırmıştır. Hareketin ölçülebilir sayısal değerlerle analiz edilebilmesi için harekete dair verilerin kaydedilmesi gerekmektedir. Bu anlamda hayvanların ve insanların yürüme hareketiyle ilgilenen Jules Etienne Marey (14), çoklu pozlama özelliğine sahip fotoğraf makinesi ve daha sonra video kamera kullanarak çeşitli hareket yakalama çalışmaları yapmıştır. *Kronofotografi* adı verilen yöntemle hareketin aşamalarını belirli zaman aralıklarıyla yakalayıp incelemiştir. Marey, hareketi yapan kişinin uzuvlarının üzerine yansıtıcı işaretler yerleştirilerek yürüme (Şekil 2.2), koşma ve sırtla yüksek atlama gibi çeşitli hareketleri fotoğraflayarak kaydetmiştir. Bu yöntem günümüzde insan hareketini kaydetmek için kullanılan optik hareket yakalama sistemlerine öncülük etmiştir.



Şekil 2.2. Marey'in *Yürüyen Adam* kronofotografisi (1884).

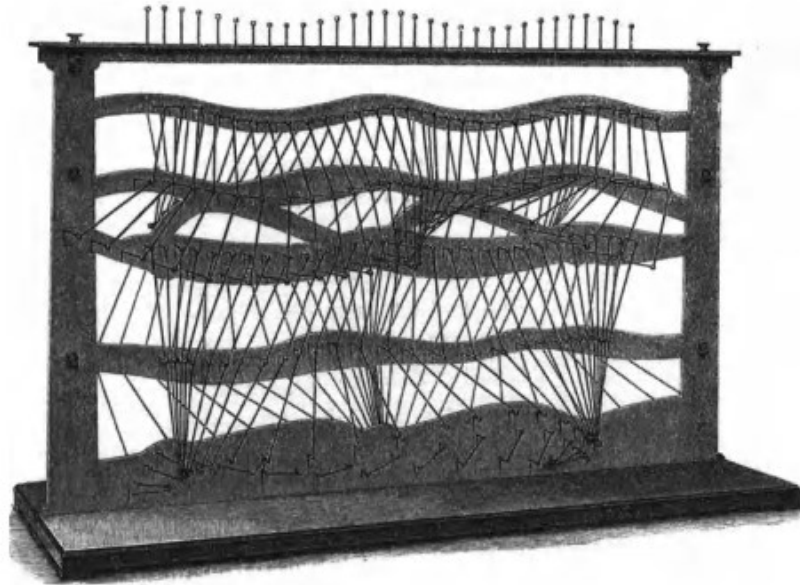
Yine aynı dönemde Marey'in çalışmalarından esinlenen Eadweard James Muybridge kaydedilen bir dizi fotoğrafı gösteren bir cihaz icat ederek insan hareketi çalışmalarında kullanmıştır. Marey ile birlikte *Kronofotografi* yönteminin öncülerinden olan Muybridge de yürüme, basamak inme ve çıkma gibi çeşitli hareketlere ilgi duymuş ve bu hareketleri kaydetmiştir (15). Belirli zaman aralıklarında çektiği fotoğraf serisi bir araya geldiğinde "hareketli görüntü" (*motion pictures*) oluşturmaktadır. Bu anlamda Muybridge ve Marey'in insan hareketini yakalamak ve kaydetmek için kullandıkları teknikler günümüz hareket yakalama alanının temellerini oluşturmaktadır.



Şekil 2.3. Muybridge'nin *Merdiven İnen Kadın* isimli fotoğraf dizisi (1887).

İnsan hareketini analiz etmek için hareketi sayısallaştırmak ve nicel olarak ifade etmek gerekmektedir. Newton'un hareket yasalarının insan hareketi için de geçerli olduğunu düşünen Marey, insan hareketini yakalamak, kaydetmek ve sayısallaştırmak için kronofotografi yöntemi dışında kendi tasarladığı çeşitli sensörler de kullanarak iki boyutlu (2B) ölçümler yapmıştır. Yer tepki kuvvetlerinin dikey bileşenini ölçebilen pnömatik bir kuvvet platformu tasarlayıp kronofotografi ile birlikte yürüme hareketinin kinetiğini incelediği çalışma (16) bu ölçümlere iyi bir örnektir. Zaman içerisinde hareketin kinematik ve kinetik parametreleri 3B ortamda ölçülmeye ve analiz edilmeye başlanmıştır.

İnsan hareketini ilk defa 3B olarak inceleyen bilim insanları Otto Fischer ve Wilhelm Braune'dir. İnsan vücudunun eylemsizlik özelliklerini hesaplamak için çalışmalar yapan Braune (17) ile birlikte Fischer, birden fazla kamera kullanarak yürüme hareketini kaydetmişlerdir. Farklı kameraların kaydettiği 18 cm x 24 cm boyutundaki fotoğraflar üzerinde 0.001 mm hassasiyetle işaretlemeler yaparak insan vücut üzerindeki belirli anatomik noktaları 3B yapılandırmışlardır. Buradan hareketle yürüme hareketi yapan bir insanı temsil eden fiziksel model tasarlanmıştır (Şekil 2.4). Anatomik noktaların konum bilgisini elde eden Fischer vücut üyelerinin kütle merkezi pozisyonlarını da hesaplayarak ters dinamik çözümle alt ekstremitte eklemlerindeki momentleri hesaplamıştır (18). Braune ve Fischer'in bu incelemesi uzun süre boyunca insan hareketinin kinematiği konusunda tanımlayıcı bir çalışma olmuştur. Kuvvet sensörlerinin geliştirilmesiyle birlikte hareket sırasındaki kinetik değişkenler de ölçülebilir hale gelmiştir. Yürüme hareketinin anlaşılması için yer tepki kuvvetlerinin üç yöndeki bileşenlerinin de bilinmesi gerektiğini düşünen Jules Amar, bir 3B kuvvet platformu kullanarak (19) gerçekleştirdiği deneylerden edindiği kinetik bilgiyi birinci dünya savaşı sırasında yaralanan askerler için rehabilitasyon yöntemleri geliştirmede kullanmıştır.

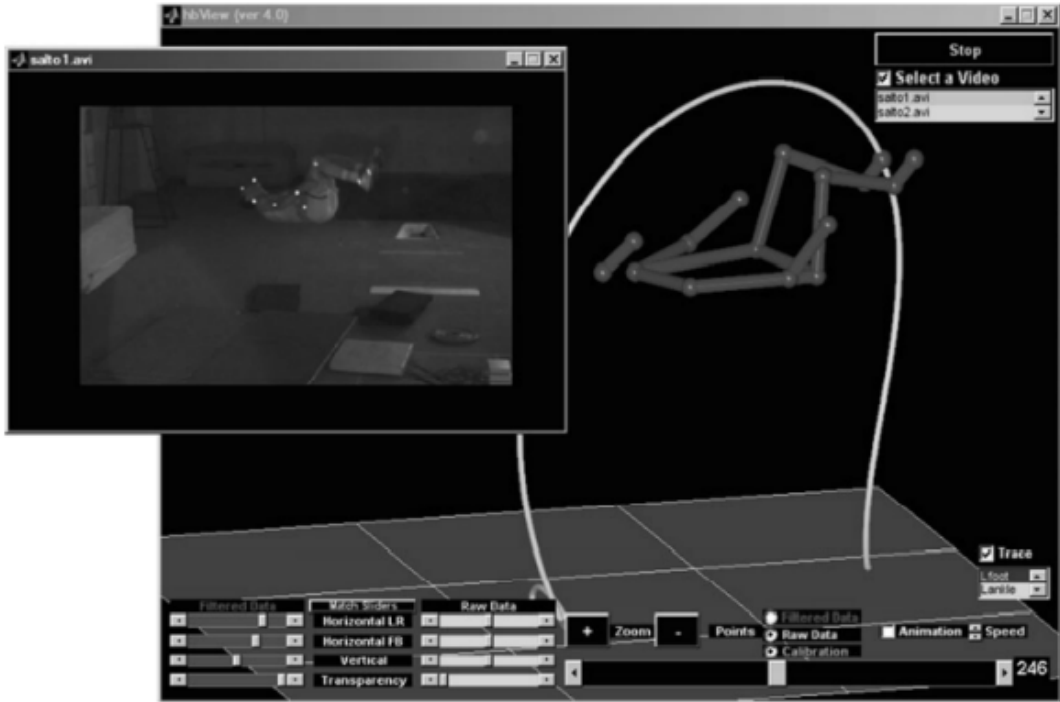


Şekil 2.4. Yürüme hareketini temsil eden üç boyutlu fiziksel model.

İnsan vücudu üzerine etki eden iç ve dış kuvvetleri ve bu kuvvetlerin meydana getirdiği etkileri mekanik yasaları ve yöntemlerine göre inceleyen bir bilim dalı olan biyomekanik alanındaki araştırmalar anatomi ve fizyoloji bilgilerinin derinleşmesiyle birlikte ilerleme kaydetmiştir. Örneğin, bir fizyolog olan Archibald Vivian Hill, 1938 yılında insan vücudunun hareketini sağlayan iskelet kaslarının çalışma prensibini bir mekanik model ile açıklamıştır (20). Kasların yapısı ve fonksiyonları konusundaki mevcut bilgi derinleşmiş olsa da günümüz biyomekanik araştırmalarına konu olan istemli hareketler sırasında kasların mekanik davranışını anlamak için bu model temel alınmaktadır. Kayda değer bir diğer çalışma 1955 yılında Wilfrid Taylor Dempster tarafından yapılmıştır. Dempster, kadavralar üzerinde vücut üyelerinin kütle, kütle merkezi konumu, hacim ve eylemsizlik momenti gibi özelliklerin ölçüm yöntemlerini geliştirerek insan hareketinin biyomekanik analizi için gereken bu parametreleri oransal olarak ifade etmiştir (21).

Bilimsel ve teknolojik gelişmelerle birlikte hareket analizi çalışmalarının kapsamı genişlemiş ve araştırmalar derinlik kazanmıştır. Günümüzde spor hareketlerinin en iyileştirilmesi, yaralanma mekanizmalarının anlaşılması, rehabilitasyon, medikal ve askeri teçhizatın geliştirilmesi ve bilgisayar grafiğinde hareketin canlandırılması gibi çeşitli alanlarda ve farklı amaçlarla insan hareketinin 3B analizi çalışmaları yapılmaktadır. Bu çalışmalarda hareketin kaydedilmesi, kaydedilen harekette konum ve eklem açısı gibi değişkenlerin ölçülmesi ve hareketin kinematik ve kinetik analizinin yapılması için çeşitli hareket analiz sistemleri kullanılmaktadır. Bu sistemler kinematik ve kinetik parametreleri kaydetmek için kuvvet platformu, ivme ölçer ve optik kamera gibi farklı donanımların yanı sıra hesaplamalar ve analizler için geliştirilen bilgisayar yazılımlarını içermektedir. Video kameralarla kaydedilen bir hareketin analizi için geliştirilen HUBAG yazılımı (Şekil 2.5) güncel 3B hareket analizi yazılımlarına bir örnektir (22). Bu yazılım kullanılarak video kamera aracılığıyla kaydedilen görüntülerde, vücut üzerindeki anatomik noktalara yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin konum bilgisi elde edilir. Noktaların 3B konum değerlerinin elde edilmesi harekete ait kinematik parametrelerin zamana bağlı değişimlerinin hesaplanabilmesini sağlamaktadır (Bölüm 2.2.2 - Hareketin Kinematik Analizi). İnsan

vücudunu temsil eden bir biyomekanik model (Bölüm 2.3 - İnsan Vücudunun Biyomekanik Modeli) oluşturulduktan sonra bu kinematik değişkenler kullanılarak ters dinamik yöntemle eklem torqları hesaplanabilmektedir (Bölüm 2.2.3 - Hareketin Kinetik Analizi). Çeşitli hareket analizi yazılımlarında vücuttaki kasların dinamik davranışı da oluşturulan biyomekanik modellerde yer almaktadır (Bölüm 2.3.2 - Kas – İskelet Modeli). Böylece bir hareket sırasında eklem torqlarını meydana getiren kaslardaki içsel kuvvetlerin kestirilmesi mümkün olmaktadır.



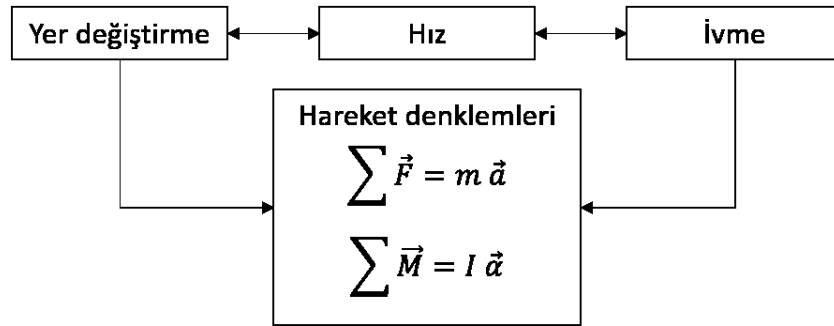
Şekil 2.5. Geriye salto hareketinin yakalanması, sayısallaştırılması ve analizi.

Bu bölümde bahsedildiği üzere insan hareketi yüzyıllardır gözlemlenmekte ve incelenmektedir. Farklı disiplinlerden pek çok kişinin (sanatçılar, bilim insanları, mühendisler vb.) insan vücudunu ve hareketini anlama çabasının neticesinde ve teknolojik gelişmelerin katkısıyla modern çağın hareket analizi yöntemleri gelişerek biyomekanik alanındaki hareket yakalama ve analiz teknikleri günümüzdeki seviyeye ulaşmıştır. Bölüm 2.2’de (Biyomekanikte Hareket Analizi) biyomekanik disiplininde insan hareketinin 3B kinematik ve kinetik analiz yöntemleri ele alınmaktadır.

2.2. Biyomekanikte Hareket Analizi

Biyomekanik alanındaki hareket analizi çalışmaları genellikle ortaya konan hareketin kendisi (kinematik) ve hareketin nedenleri (kinetik) ile ilgili olmak üzere iki bölüme ayrılmaktadır. Kinematik branşı harekete neden olan kuvvetleri göz ardı ederek meydana gelen hareketin kendisi ile ilgilenmektedir. Kinematik analizde, hareket eden insan vücudunu meydana getiren üyelerin doğrusal ve açısal pozisyonlarının zamana bağlı değişimleri ve türevleri (hız ve ivme) incelenir. Bölüm 2.2.2'de (Hareketin Kinematik Analizi) görüntüsü kaydedilen yansıtıcı işaretlerin konum bilgisi kullanılarak kinematik değişkenlerin nasıl hesaplandığı anlatılmaktadır. Kinematik hesaplamalar, Bölüm 2.2.3'te (Hareketin Kinetik Analizi) anlatılan hareketin kinetik analizinde ters dinamik hesaplamaların ilk adımıdır.

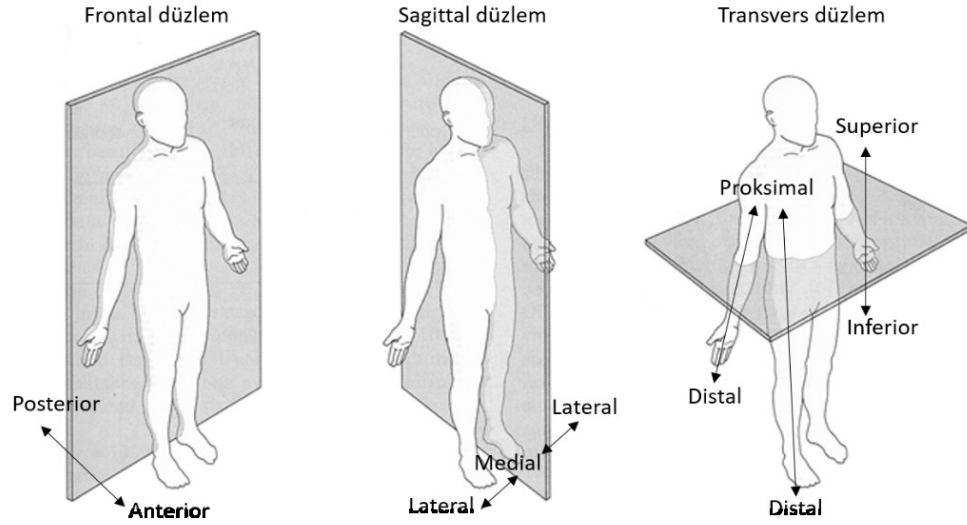
Mekaniğin bir alt dalı olan kinetik branşı, cisimler üzerine etki ederek harekete neden olan kuvvetleri inceler. Kinetik analizde, hareketin kinematik değişkenleri, ölçülen dışsal kuvvetler ve vücut üyelerinin eylemsizlik özellikleri kullanılarak vücudun hareketine neden olan içsel kuvvetler ve eklem torkları hesaplanmaktadır. Kinetik branşında bu yönetime *ters dinamik analiz* adı verilir. Bunun tam tersi olarak belirli kuvvetlerin etkisi altında ortaya çıkan hareketin kinematiği de hesaplanabilir. Bu yönetime ise *dinamik analiz* adı verilir. Genel hareket denklemleri, ortaya çıkan hareket ve bu harekete neden olan kuvvetler arasındaki ilişkiyi ortaya koydukları için iki yönde kullanılabilirler (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Dinamik problemler. An ve ark. (23)'ten uyarlanmıştır.

2.2.1. Hareketin Yakalanması

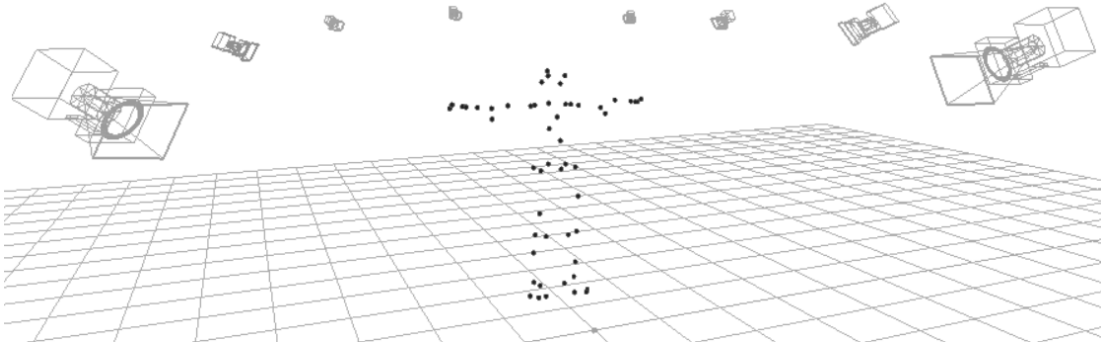
İnsan vücudunun hareketini tarif edebilmek için hareket düzlemleri ve eksenleri kullanılmaktadır. Şekil 2.7’de standart anatomik duruş pozisyonunda insan vücudunun hareket düzlemleri ve başlıca anatomik yönler gösterilmektedir. Birçok spor hareketi birden fazla düzlemde gerçekleşirken bazı spor dallarında hareketin simetrik olduğu varsayılarak tek bir düzlemde gerçekleştiği kabul edilmektedir.



Şekil 2.7. İnsan vücudunun anatomik düzlemleri ve yönleri.

Hareketin kinematik değişkenlerini hesaplayabilmek için hareketin yakalanarak kaydedilmesi gerekmektedir. İnsan hareketini yakalamak için kullanılan en temel araç video kameralardır fakat bunun dışında farklı yöntemler de geliştirilmiştir. Örneğin floroskopi yöntemi ile kemiklerin gerçek zamanlı X-ray görüntüleri kaydedilebilmektedir. Hassas kinematik ölçümler için kullanılan bir diğer yöntem ise cerrahi müdahale ile kemiklere iğne işaretleyiciler yerleştirip hareket sırasında optik sistemlerle bu işaretleyicilerin görüntüsünün kaydedilmesidir. İnvaziv (*invasive*) bir yöntem olması bakımından bu uygulama birçok araştırma için kullanışsızdır. Hareketi yakalamak için kullanılan güncel yöntemlerden biri Eylemsizlik Ölçüm Ünitesidir (IMU: *Inertial Measurement Unit*). Bir IMU sistemi vücut bölümlerinin oryantasyon ve pozisyon değişikliklerini jiroskop, ivme ölçer ve manyetometre değerlerinin birleştirilmesiyle insan hareketini yakalamaktadır.

Günümüzde bilinen en güvenilir hareket yakalama yöntemi optik kamera sistemleri ile hareket halindeki insanın kaydedilmesidir. Güncel optik hareket yakalama sistemleri laboratuvar ve klinik ortamlar için ideal olan yansıtıcı işaret tabanlı sistemlerdir. Bu sistemlerde insan vücudu üzerindeki belirli anatomik noktalara yerleştirilen yansıtıcı işaretler görüntülenir ve kaydedilir. Tek bir düzlemde gerçekleşen hareketler için genellikle tek bir kamera kullanılarak yansıtıcı işaretlerin görüntüsü kaydedilir. İşaretlerin görüntü üzerindeki pozisyonları bulunduktan sonra kamera kalibrasyonu yapılarak her bir noktanın 2B konumu hesaplanır.

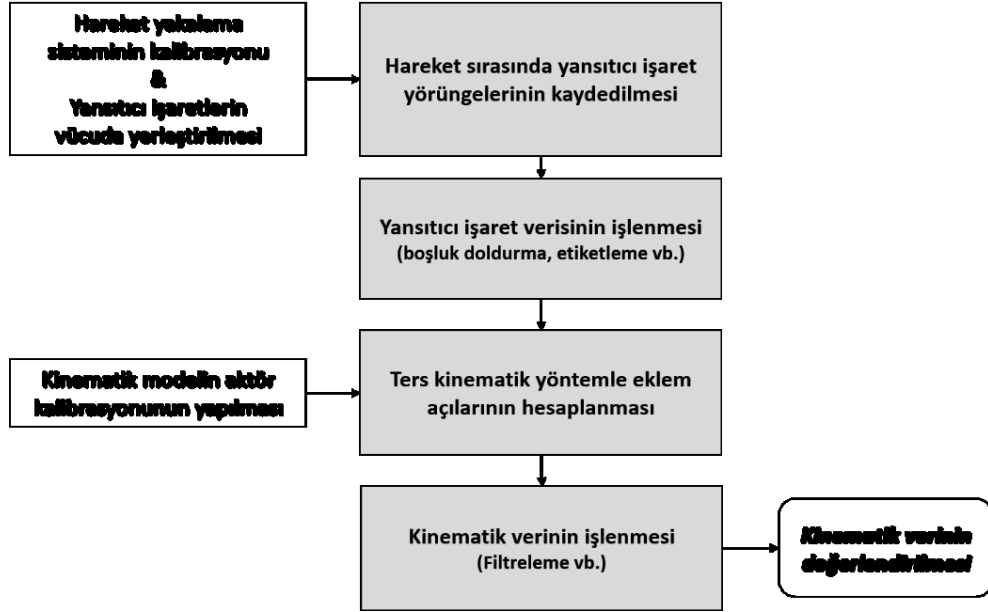


Şekil 2.8. Sekiz kameralı bir optik hareket yakalama sistemiyle görüntüsü kaydedilen yansıtıcı işaretlerin yapılandırma sonrası 3B konumları.

3B hareket yakalama sistemlerinde ise birden fazla kameranın kaydettiği görüntülerdeki yansıtıcı işaretlerin konumları 3B koordinat sisteminde yapılandırılır. Optik kamera sistemleri yakın-kızılötesi (NIR: *near-infrared*) spektrumda ve görünür dalga boyunda çalışanlar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Modern 3B hareket yakalama sistemlerinde NIR kameralar kullanılmaktadır. Bu sistemlerde hareket yakalama işleminden önce hareketin gerçekleşeceği alanın kalibrasyonu yapılarak kameraların 3B laboratuvar koordinat sistemindeki relatif (göreceli) pozisyonları bulunur. Hareket yakalama işlemi sırasında her bir kamera, işaret yansımalarının 2B resim düzlemindeki lokal konum bilgilerini kaydeder. En az iki kamera tarafından görüntüsü kaydedilen yansıtıcı işaretlerin 2B konum bilgileri eşlenir ve kalibrasyon parametreleri kullanılarak 3B konum bilgileri elde edilir (Şekil 2.8). Yansıtıcı işaretlerin 3B konum bilgisi kullanılarak yer değiştirme, üye ve eklem açıları, açısal hız ve ivmeleri gibi kinematik değişkenler hesaplanabilmektedir.

2.2.2. Hareketin Kinematik Analizi

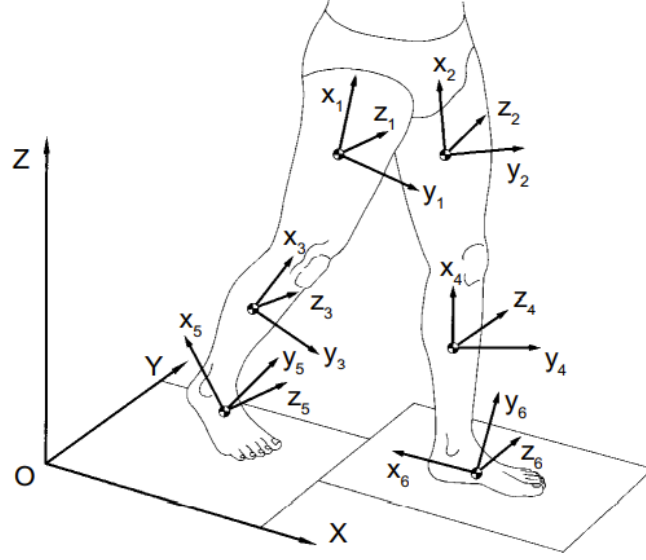
Hareketin kinematik değişkenlerinin hesaplanmasındaki olası hataları en aza indirmek için ölçüm sırasında yansıtıcı işaretlerin konum bilgisinin hatasız bir şekilde kaydedilmesi gerekir. Yansıtıcı işaretler, analiz edilecek hareketin özelliklerine ve ilgilenilen vücut bölümüne göre belirli anatomik noktalara yerleştirilir. Bu noktalar genellikle deri yüzeyinde, hareketin en az olduğu noktalar olarak belirlenir. Hareketin görüntüsü kaydedildikten sonra yansıtıcı işaretlerin 3B konum bilgisi kullanılarak eklem ve üye açıları hesaplanır. Bu işlem *ters kinematik* adı verilen bir yöntem kullanılarak gerçekleştirilir. Hareketin yakalanması ve ters kinematik yöntemle eklem açılarının hesaplanması süreci Şekil 2.9'da özetlenmektedir.



Şekil 2.9. Hareketin yakalanması ve ters kinematik yöntemle eklem açılarının hesaplanması, işlenmesi ve değerlendirilmesi süreci.

Kalibrasyonu yapılan hareket yakalama alanının *global koordinat sistemi* (GKS) adı verilen sabit bir koordinat sistemi vardır. Kinematik modelde bulunan her bir üye için *lokal koordinat sistemi* (LKS) adı verilen sabit bir koordinat sistemi tanımlanır (Şekil 2.10). Eklem merkezlerinin konumuyla üyelerin LKS'lerinin pozisyonu ve yönelimi yansıtıcı işaretlerin 3B konum bilgisi kullanılarak hesaplanır. Ardından her bir üyenin LKS'sinin GKS'ye göre üç ekseninde (X, Y, Z) öteleme ve dönme miktarını hesaplayabilmek için dönüşüm matrislerinden faydalanılır. Dönüşüm matrisleri

kullanılarak iki üyenin LKS'si arasında *Euler açıları* adı verilen ve eksenlerde belirli bir dönme sıralaması belirten relatif açılar hesaplanabilmektedir.



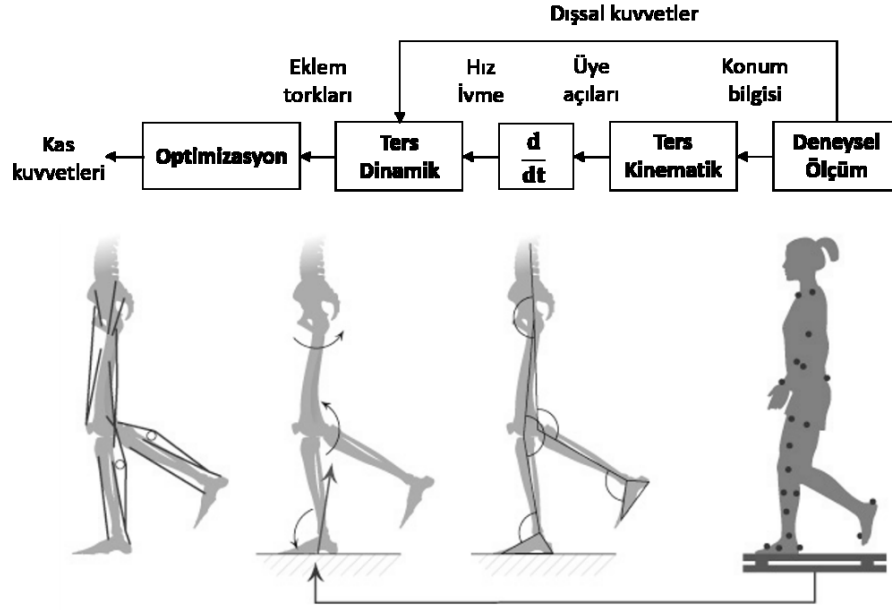
Şekil 2.10. Global koordinat sistemi ve üyelerin merkezinde tanımlanan lokal koordinat sistemleri. Vaughan ve ark. (24)'ten uyarlanmıştır.

Günümüzde birçok hareket analizi yazılımında ters kinematik yöntemle üye ve eklem açılarının hesaplanması standart hale gelmiştir. Bu yazılımlarda bulunan veya oluşturulan kinematik modellerde vücut üyeleri genellikle altı serbestlik derecesine (*degrees of freedom*) sahip (X, Y, Z) eksenlerinde doğrusal ve açısal hareket yapabilen katı cisimler olarak kabul edilirler. Genellikle üye uzunluğu, geometrisi ve eklemlerin açısal hareket aralığı gibi değişkenler sınırlayıcı parametreler olarak ele alınır. Sınırlayıcı parametreler üye uzunğunun ve geometrisinin değişmesini ve eklemlerin anatomik sınırların dışında bir açısal hareket yapmasını engelleyerek çözüm kümesini daraltırlar. Kişinin üzerine yerleştirilen işaretlerin 3B konum bilgisi ile kinematik modelde yer alan sanal işaretler arasındaki mesafeler minimize edilir ve üyelerin geometrisi kişiye göre ölçeklenir. Modern hareket analizi yazılımlarında (Vicon Nexus gibi) yansıtıcı işaretlerin 3B konum bilgisini kullanarak ters kinematik hesaplama yapan ve birbirine eklemlerle bağlı, insan iskeletini temsil eden katı cisimler oluşturan çözücüler mevcuttur. Bu çözücüler kullanılarak hesaplanan eklem açılarının biyomekanik modelleme yapılacak ortama aktarılması gerekmektedir.

2.2.3. Hareketin Kinetik Analizi

Biyomekanik modelleme ile hareketin kinetik analizinde temel olarak iki tip yaklaşım bulunmaktadır. Bunlar *dinamik* ve *ters dinamik* analiz yaklaşımlarıdır. Dinamik problemde sistemi hareketlendiren kuvvetler belirtilir ve bu kuvvetlerin etkisi altında ortaya çıkan hareket incelenir. Klasik bir dinamik analizde eklem torkları modelin girdileri iken eklem açılarının zamana bağlı değişimleri ise modelin çıktılarıdır. Dinamik hesaplamaların girdisi olan eklem torkları kas ve bağ doku kuvvetleri, kemiklerin birbirlerine uyguladıkları kuvvetler, eklem kapsülündeki kuvvetler gibi tüm içsel kuvvetlerin toplamıdır (25). Endirekt yöntemlerle bu kuvvetleri ölçmek mümkün olmayacağı için dinamik hesaplamalarda sadelik amacıyla modelin eyleyicileri yalnızca kaslar olarak kabul edilirler. Bu nedenle dinamik analizde modelin doğru girdisi elektromiyografi (EMG) yöntemiyle ölçülebilen kasların sinirsel aktivitesi olmalıdır.

Biyomekanikte doğrudan ölçülebilmesi mümkün olmayan kas ve eklem kuvvetleri matematiksel yöntemlerle hesaplanmaktadır. Diğer yandan hareketin kendisi deneysel olarak ölçülebilmektedir (Bölüm 2.2.1 - Hareketin Yakalanması). Kinematik veriler kullanılarak üyeler arasındaki kuvvetlerin ve torkların hesaplanması ters dinamik problemin çözümüyle mümkündür. Ters dinamik hesaplamalar için modellenen sistemin fiziksel özelliklerinin, kaydedilen harekete ait kinematik değişkenlerin ve sisteme etki eden dışsal kuvvetlerin bilinmesi gerekmektedir (Şekil 2.11). Ters dinamik yöntemde genellikle mekanik bir sistem olarak düşünülen insan vücudunun üyeleri parçalara ayrılarak bu parçalar arasındaki etkileşim incelenir. Örneğin vücudun alt ekstremitesi pelvis kemiği, üst bacaklar, alt bacaklar ve ayaklar olarak yedi parçadan oluşan bir sistem olarak düşünülebilir. Anatomik noktaların konum değerleri kullanılarak ters kinematik yöntemle hesaplanan eklem açıları bu üyelerin lokal koordinat sistemleri arasındaki açılardır. Kasların kasılmasıyla belirlenen açılarda hareket eden eklemler boyunca etki eden kuvvetleri ve eklemler etrafında oluşan torkları hesaplayabilmek için üyelerin kütle ve eylemsizlik özelliklerinin hesaplanarak bir biyomekanik model oluşturulması gerekmektedir (Bölüm 2.3 - İnsan Vücudunun Biyomekanik Modeli).



Şekil 2.11. Ters dinamik analiz prosedürü. Uchida ve Delp (26)'den uyarlanmıştır.

Modelleme için kullanılan yaklaşımdan bağımsız olarak ters dinamik hesaplamalar için öncelikle hareket denklemleri ifade edilmelidir. Biyomekanik sistemlerin dinamiği klasik mekanik prensiplerine dayanmaktadır. Bir dinamik sistemin hareket denklemlerini ifade etmekte kullanılan çeşitli yöntemler (Lagrange metodu, Kane metodu, D'Alembert metodu gibi) mevcuttur. Özyinelemeli çözüm (*iterative solution*) imkanıyla ters dinamik hesaplamalar için oldukça kullanışlı olan *Newton-Euler* eşitlikleri biyomekanik alanında hareket denklemlerini ifade etmek amacıyla tercih edilen bir yöntemdir. Newton'un ikinci hareket yasası (Eşitlik (2.1)), bir cisme etki eden kuvvetlerin toplamının cismin doğrusal momentumundaki değişim miktarına eşit olduğunu ifade etmektedir (27). Euler'in ikinci eşitliğinde ise Newton'un hareket yasaları açısal harekete uygulanarak katı cisme etki eden momentlerin toplamının cismin açısal momentumuna eşit olduğu ifade edilmektedir (Eşitlik (2.2)).

$$\sum \vec{F} = \frac{d}{dt}(m\vec{v}) = m\vec{a} \quad (2.1)$$

$$\sum \vec{T} = \frac{d}{dt}(I\vec{\omega}) \quad (2.2)$$

Eşitlik (2.1) ve Eşitlik (2.2)'den de anlaşılacağı üzere ters dinamik çözüm için birden fazla parametreye ihtiyaç vardır. Bu parametreler üyelerin kütle, eylemsizlik momenti, kütle merkezinin konumu gibi antropometrik özellikleri; doğrusal hız ve ivme, açısal hız ve ivme gibi kinematik özellikleri ve yer tepki kuvvetleri gibi sisteme etki eden dışsal kuvvetlerdir. Bu parametreleri tanımlayarak ters dinamik hesaplamaların yapılabilmesi için öncelikle bir modele ihtiyaç vardır (Bölüm 2.3 - İnsan Vücudunun Biyomekanik Modeli). Belirli kabuller doğrultusunda insan vücudunun biyolojik ve mekanik özelliklerini temsil eden bir biyomekanik model oluşturulduktan sonra bu model dinamik veya ters dinamik yöntemle işletilerek hareketin benzeşimi gerçekleştirilir.

2.3. İnsan Vücudunun Biyomekanik Modeli

İnsan vücudu 208 kemik ve 640 kastan oluşan kompleks bir yapıdır. Biyomekanik analizlerde bu nedenle insan vücudunu temsil eden ve gerçeğin sadeleştirilmiş hali olan bir modele ihtiyaç duyulur. Modellemede yapılacak sadeleştirme miktarı ise incelenecek hareketin özelliklerine göre değişiklik gösterir. Örneğin, vücudun sağ ve sol tarafının sagittal düzlemde simetrik olarak kabul edilebildiği hareketleri (durarak uzun atlama gibi) incelemek için vücudun 2B düzlemsel modelinin oluşturulması yeterli olacaktır. Birden fazla düzlemde gerçekleşen hareketlerde (jimnastikte burgulu salto gibi) ise vücudun, 2B modele göre daha fazla serbestlik derecesine (SD) sahip 3B mekanik modeli oluşturulur. Gerçekte birçok yapıdan (kemik, kas, kıkırdak doku, bağ doku, yağ doku vb.) oluşan vücut üyelerinin fiziksel özellikleri mekanik elemanlarla temsil edilmektedir. Bu anlamda insan vücudunun biyomekanik modelleri *katı cisim modelleri* (Bölüm 2.3.1 - Katı Cisim Modeli), ve *kas-iskelet modelleri* (Bölüm 2.3.2 - Kas – İskelet Modeli) olarak ikiye ayrılmaktadır. Vücudun katı cisim modellerinde üyeler belirli bir geometriye ve eylemsizlik özelliğine sahipken kas-iskelet modellerinde bu üyelerin hareketini sağlayan, kasıldıklarında şekil değiştiren kaslar yer almaktadır.

Her ne kadar gerçekliğin belirli bir oranda sadeleştirilmiş hali olsalar da modeller için hareket denklemlerinin elle yazılması ve çözülmesi uzun zaman

almaktadır. Günümüzde biyomekanik modelleme için gerekli tüm hesaplamalar bilgisayarlar kullanılarak yapılmaktadır. Sistemin hareket denklemleri belirli bir düzene getirildiğinde yazılan kodlar ile çözülebildiği gibi mevcut yazılımların benzeşim paket programları da kullanılabilir. Örneğin Qualysis Track Manager veya Vicon Nexus yazılımları içerisinde vücudun katı cisim kinematik modellerini barındırırken OpenSim ve AnyBody benzeşim programlarında kas ve tendon gibi vücudun elastik bileşenleri de modellenebilmektedir. Bunların dışında, MATLAB'ın içinde yer alan bir blok diyagram ortamı olan Simulink, dinamik sistemlerin modellenmesinde kullanılmakta ve insan hareketinin benzeşimine imkân sunmaktadır. Simulink'in Simscape kütüphaneleri kullanılarak diğer yazılım programlarında olduğu gibi insan vücudunun bağlantılı üyeler modeli oluşturulabilmektedir. Hem dinamik hem ters dinamik çözüme imkân vermesi, kullanıcıya kendi modelini oluşturma serbestliği sağlaması, benzeşim sonuçlarının doğrudan MATLAB ortamına aktarılıyor olması analiz ve grafikleme işlemleri bakımından Simulink'in avantajlarından biridir.

2.3.1. Katı Cisim Modeli

Modellemede katı cisim, Euler tarafından ortaya konan temel unsurlardan biridir (28). Euler, eklemleri ve sınırlılıklarını modellemek için serbest cisim prensibini kullanarak tepki kuvvetlerini hesaplamış ve katı cismin açısal hareket denklemlerini ifade etmiştir. Gerçekte hiçbir cisim tamamen katı olmamasına rağmen spor biyomekaniğinde üyelerin hareket esnasındaki şekil değiştirmeleri göz ardı edilerek insan vücudu birbirlerine eklemlerle bağlı katı cisimlerden oluşan bir sistem olarak düşünülebilir. Bu sistem genel olarak *bağlantılı üye modeli (linked-segment)* olarak adlandırılır. Sistemde yer alan ve katı cisimler olarak kabul edilen üyeler insan vücudunun temel fiziksel özelliklerini temsil ederler. İnsan vücudunun katı cisim 3B bağlantılı üyeler modelinin temel özellikleri üye uzunluğu, üye kütlesi, üye kütle merkezinin konumu ve üye eylemsizlik momenti gibi parametrelerdir. Katı cisimlerin açısal hareketinde kütlelerin dönmeye karşı gösterdiği direnç eylemsizlik momenti olarak tanımlanır ve eklem kuvvet ve momentlerinin hesaplanmasında kullanılır.

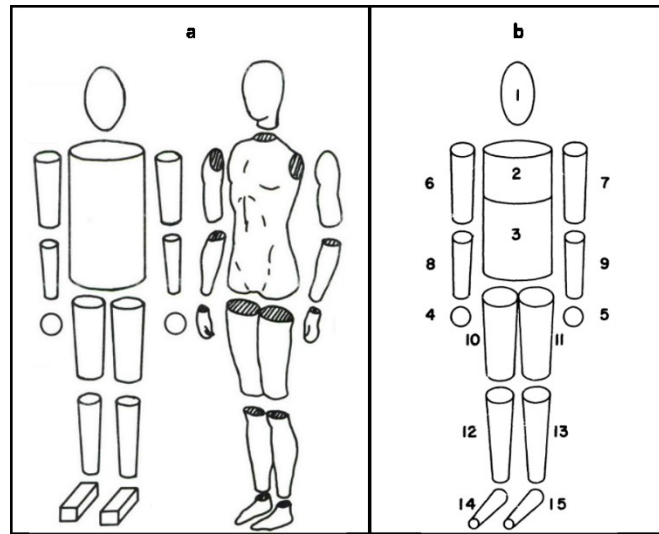
(2.2)). Vücut üye parametrelerini belirlemek amacıyla farklı teknikler kullanılarak kinematik ölçüm, matematiksel modelleme ve görüntüleme çalışmalarının yanı sıra kadavralar üzerinde doğrudan deneysel ölçümler yapılmıştır.

Vücut üyelerinin eylemsizlik özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan elektronik tarama ve görüntüleme yöntemlerinde farklı teknikler mevcuttur. Örneğin Jensen (29) fotogrametri yöntemiyle ergenlik öncesi evrede bulunan üç erkeğin vücudunu fotoğraflamıştır. Bu fotoğrafları sayısallaştırdıktan sonra tüm vücudu 2 cm genişliğinde eliptik alanlara ayırarak toplamda 16 üye ile temsil etmiştir. Bir diğer görüntüleme çalışmasında Mungiole ve Martin (30) manyetik rezonans görüntüleme aracıyla yetişkin erkeklerin sağ alt bacak üyesini 2.5 cm aralıklarla görüntüleyerek bu görüntüler üzerinden üyenin kütle, kütle merkezi konumu ve transvers eksendeki eylemsizlik momentini hesaplamışlardır. Benzer bir çalışmada Durkin ve Dowling (31), farklı cinsiyetlerden 100 kişinin tüm vücut taramasını yaparak 5 üyenin (ökol, el, üstbacak, altbacak ve ayak) eylemsizlik parametrelerini hesaplamak için kısaca DEXA (dual energy x-ray absorptiometry) adı verilen bir yöntem kullanmışlardır. Farklı teknikler ve yaklaşımlar kullanılmış olsa da bu görüntüleme çalışmalarının amacı, katı cisim olarak kabul edilen vücut üyelerinin eylemsizlik özelliklerinin belirlenmesidir.

Vücut üyelerinin eylemsizlik momentini tahmin etmek için kullanılan kinematik tekniklerden biri Hatze'nin (32) geliştirdiği osilasyon (salınım) tekniğidir. Bu teknik temel olarak distal noktasından bir yay aracılığıyla gerinim ölçere bağlı bulunan üyenin serbest bırakılmasıdır. Serbest bırakılan üyenin, yer çekimi ivmesinin etkisiyle dönme eksenini olan proksimal noktası etrafında dönerken yarattığı salınım miktarı ölçülerek eylemsizlik özellikleri ve eklemün sönümlenme katsayısı hesaplanır. Üye parametrelerini hesaplamak için kullanılan bir diğer kinematik teknik *ani serbest bırakma yöntemi* (*quick-release*) olarak adlandırılır (33). Newton'un hareket yasalarına dayanan bu yöntemde (2.2) herhangi bir kas kasılması olmaksızın serbest bırakılan bir üyenin aniden ivmelenmesini etkileyen tek unsurun o üyenin dönmeye karşı gösterdiği direnç olduğu kabul edilir. Böylece üye serbest bırakılmadan hemen önce uygulanan kuvvetin bilinmesi ve üyenin serbest kaldıktan sonraki açısal ivme miktarının ölçülmesiyle dönme eksenini etrafındaki eylemsizlik momenti

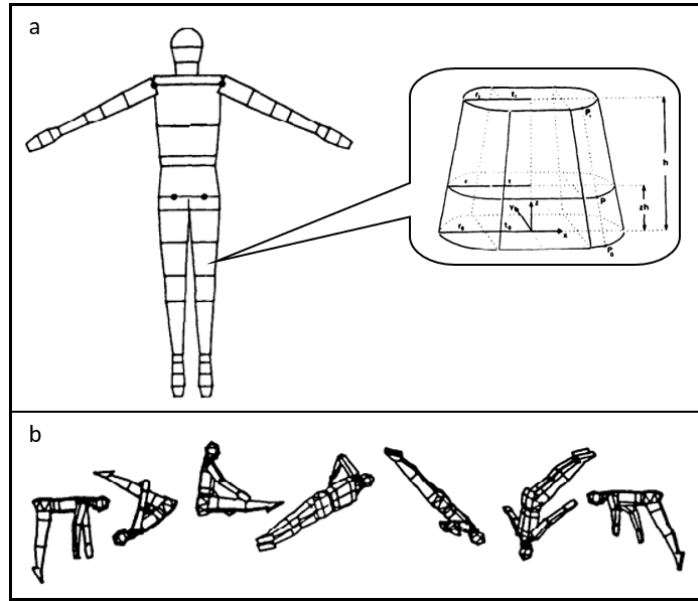
hesaplanabilmektedir. Mekanik olarak etkili bir ölçüm yöntemi olsa da vücutta bulunan distal üyeler (baş, el, ayak, alt bacak ve önkol gibi) haricinde uygulaması oldukça güç olduğundan tercih edilmemektedir.

Vücut üyelerinin matematik modelleri kişilerden alınan antropometrik ölçümler kullanılarak belli kabuller doğrultusunda oluşturulan geometrik modellerdir. Whittsett (34) ve Hanavan'ın (35) öncülük ettiği matematik modellerde vücut üyeleri katı cisimler olarak kabul edilen, birbirlerine menteşe eklemlerle bağlı basit geometrik şekillerdir (Şekil 2.12). Her iki modelde de kütlein üye içerisinde homojen olarak dağıldığı kabul edilirken eller küre, kollar ve bacaklar ise dairesel kesik koniler ile temsil edilmektedir. Whittsett modelinde gövde tek parça eliptik silindir ve ayaklar dikdörtgenler prizmasıdır. Hanavan modelinde ise gövde iki adet eliptik silindirle ve ayaklar dairesel kesik koniler ile temsil edilmektedir. Böylece her bir üyenin kütle merkezi konumu ve eylemsizlik momenti bu geometrik şekli ifade eden eşitlikler kullanılarak hesaplanabilmektedir. Geometrik modellere bir diğer örnek de Hatze (36) modelidir. Hatze, Hanavan'ın yöntemlerini geliştirerek insan vücudunun 42 SD'ye sahip 17 üyeli bir katı cisim modelini oluşturmuştur. Bu model kullanılarak bir kişinin temsil edilebilmesi için 242 antropometrik ölçüme ihtiyaç duyulmaktadır. Hanavan modelinden farklı olarak Hatze modelinde vücudun sağ ve sol tarafındaki üyeler simetrik olarak kabul edilmez ve omuzlar ayrı birer üye olarak yer alır.



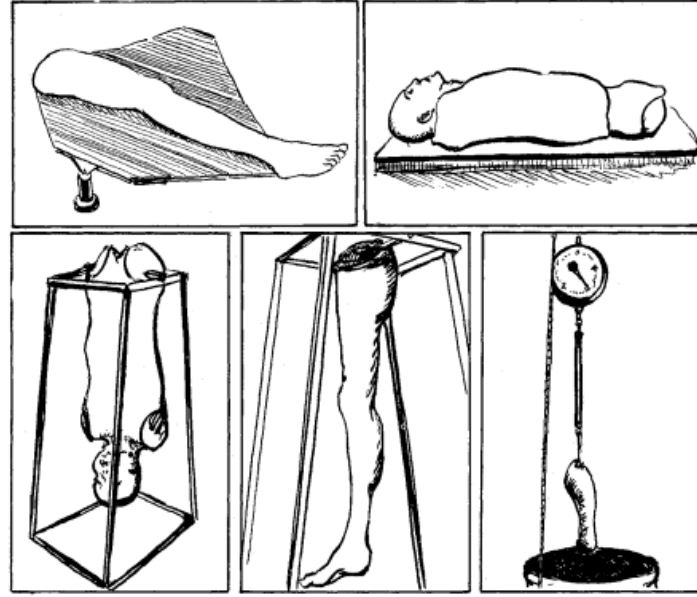
Şekil 2.12. (a) Whittsett'in ve (b) Hanavan'ın geometrik insan vücutu modeli.

Vücutun matematiksel eylemsizlik modellerine iyi bir örnek de Yeadon (37) modelidir. Toplam 40 parçaya ayrılmış 11 üyeden oluşan katı cisim modelinde boyunda, el ve ayak bileğinde açılabilir hareket olmadığı kabul edilmektedir. Üyeleri meydana getiren parçaların geometrisini belirlemek için 95 antropometrik ölçüme ihtiyaç vardır. Bu ölçümlerden faydalanarak üyelerin kütle, kütle merkezi konumu ve kütle merkezi etrafındaki eylemsizlik momenti hesaplanmaktadır. Bu model, doğrudan ölçüm imkânına sahip olan tek parametreyi, vücut kütlelerini, %2.3 oranında hata payıyla tahmin etmektedir. Antropometrik ölçümlerdeki ve hareketin kaydedilmesindeki hassasiyete bağlı hatalar olsa da Yeadon, bu model ile çeşitli hareketlerin bilgisayar benzeşimini gerçekleştirerek (Şekil 2.13) elde ettiği sonuçlarla kaydedilen gerçek performanslar arasında iyi bir uyum olduğunu belirtmektedir.



Şekil 2.13. (a) Yeadon modeli ve (b) modelin yarım burgulu öne salto hareketinin benzeşiminde kullanılması.

Kadavrular kullanılarak yapılan çeşitli deneysel çalışmalar (38, 39) olmakla birlikte bu alana en önemli katkı Dempster (21) tarafından sunulmuştur. Dempster toplam sekiz kadavra üzerinde eklemlerin dönme merkezi konumunu hesaplamıştır. Daha sonra özel teknikler kullanarak vücudu 27 parçaya bölüp üyelerin hacim, uzunluk ve kütle değerlerini ölçmüştür (Şekil 2.14). Üyeleri askıya alarak ve bir sarkaç yöntemi kullanarak üyelerin kütle merkezi konumunu ve eylemsizlik momentlerini belirlemiştir.



Şekil 2.14. Dempster'in kadavraları parçalara ayırma ve ölçüm prosedürleri.

Sonuç olarak vücut üye parametrelerini kişinin vücut kütlesine ve üye uzunluğuna oransal olarak ifade etmiş ve bu parametreleri bir tablo halinde sunmuştur. Güncel spor biyomekaniği çalışmalarında doğrudan ölçümlerle elde edilen bu oransal değerler kullanılarak vücut üyelerinin eylemsizlik özellikleri hesaplanmaktadır. Kadavra çalışmalarından elde edilen bu ve benzeri tablolarda, eylemsizlik özellikleri ölçülen üyelerin proksimal ve distal noktalar anatomik olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle modelde yer alan üyelerin kütle ve eylemsizlik momenti gibi parametreleri hesaplanırken bu tanımların dikkate alınması gerekir.

Bu bölümde bahsedildiği üzere insan hareketinin kinematik ve kinetik analizi için oluşturulmuş farklı katı cisim modelleri ve bu modellerdeki üyelerin eylemsizlik parametrelerini elde etmek için çeşitli yöntemler mevcuttur. İlgilenilen harekete göre vücudun farklı bölümlerini temsil eden bağlantılı üye modelleri oluşturulabileceği gibi insanın yürüme, sıçrama ve basamak çıkma gibi temel yer değiştirme hareketlerinin benzeşimi için genellikle alt ekstremite üyelerinden oluşan kinematik modeller kullanılmaktadır. Bu modeller gerçeğin sadeleştirilmiş temsilidir ve duruma göre ilgilenilen hareketin temel mekanik yapısını incelemek için yeterlidir.

2.3.2. Kas – İskelet Modeli

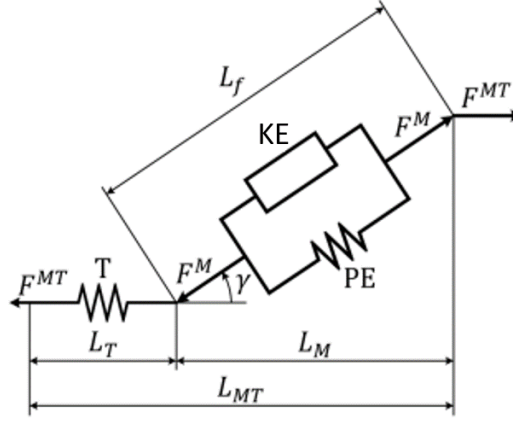
Klasik mekanik modelleme yaklaşımıyla oluşturulan bağlantılı üye modelleri, vücut üyelerinin katı cisimler oldukları varsayımına dayanmaktadır. Bu varsayım bir cismin belirli bir kuvvet uygulandığında ancak şekil değiştirmeyerek hareket ettiği durumlarda kabul edilebilir. Örneğin yürüme gibi aktivitelerde kemikler katı cisimler olarak kabul edilmektedir. Bunun tam tersi olarak bir cisim belirli bir kuvvetin etkisi altında şekil değiştirerek hareket ediyorsa bu cisim şekil değiştirebilen özelliklere sahip olarak modellenmelidir. Örneğin kas, bağ ve tendon gibi yumuşak dokular biyomekanik benzeşim modellerinde yer aldıklarında uygun mekanik özelliklere sahip şekil değiştirebilen üyeler olarak tanımlanırlar.

Hareket sırasında vücutta yer alan bir kısım yumuşak dokunun davranışını modellemek için kullanılan yaklaşımlardan biri salınan kütle (*wobbling mass*) yaklaşımıdır (40). Bu yaklaşımda vücut üyesinde bulunan yumuşak dokular doğrusal olmayan pasif yaylarla katı cisim olarak kabul edilen kemiğe bağlanmaktadır. Böylece yumuşak dokunun şekil değiştirmeye bu yaylar aracılığıyla elastik sertlik veya direnç göstermesi sağlanmaktadır. Böylece özellikle çarpışma içeren hareketler sırasında eklemlere etki eden kuvvetlerin daha tutarlı hesaplanması mümkün olmaktadır (41). Diğer taraftan modelde salınan kütleler kullanılması ile hesaplanması gereken parametre ve çözülmesi gereken hareket denklemlerinin sayısı artmaktadır. Bu durum modelin ters dinamik benzeşim süresini uzattığı için salınan kütle yaklaşımının yalnızca gerektiği durumlarda ve vücudun belirli bölgeleri için kullanılması önerilmektedir (42). İnsan vücudundaki yumuşak dokunun gerçek davranışının benzeşim modeline dahil edilebilmesi için dokuyu temsil eden birbirine bağlı yayların sertlik parametrelerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu parametrelerin belirlenmesinde sonlu elemanlar yöntemi (*finite element method*) kullanılmaktadır. Bu yöntemle vücut üyesinin mekanik özellikleri belirlenebilmesine rağmen yumuşak dokunun viskoelastik malzeme yapısının elde edilebilmesi için özel bir deney düzeneği ve cihaz donanımı gerektiği için oldukça zahmetlidir (43). Bu nedenle biyomekanik benzeşim modellerinde yumuşak dokunun davranışı genellikle gerçeğin oldukça sade bir temsili olarak yer almakta veya göz ardı edilmektedir.

İnsan vücudunun biyomekanik benzeşim modellerinde katı cisim olarak kabul edilen üyeler birbirlerine genellikle sürtünmesi ihmal edilen eklemlerle bağlanmaktadır. Modelde, komşu iki üye bağlantılarını sağlayan eklemin merkezinin etrafında dönme hareketi gerçekleştirdikleri kabul edilmesi gerçeğin sadeleştirilmiş halidir. Gerçekte insan hareketi sırasında eklemlerin ani dönme merkezinin (*instantaneous center of rotation*) değişmektedir (44). Bunun yanı sıra modellenen eklemlerin fleksiyon-ekstansiyon, abdüksiyon-addüksiyon ve iç-dış rotasyon gibi anatomik hareketleri gerçekleştirebilmeleri için uygun SD'ye sahip olmaları gerekmektedir. Bağlantılı üye modellerinde yer alan eklemlerin gerçeğe daha yakın bir temsil sağlaması için sertlik ve sönümlenme gibi mekanik empedans özelliklerinin de ölçülmesi ve parametrelerle ifade edilmesi gerekmektedir (45). Agonist ve antagonist kasların kasılmasıyla, şekil değiştirmesiyle ve uygulanan kuvvetle birlikte değişiklik gösteren eklem mekanik empedansının ölçülmesi de yumuşak dokunun modellenmesi gibi özel teçhizat ve deney düzeneği gerektirdiği için bu değerler genellikle hareketin kinematiğine bağlı olarak kestirilmektedir (46). Benzer şekilde eklemlerdeki stres dağılımlarının hesaplanması (47) veya hareket sırasında eklemlere etki eden kuvvetlerin gerçekçi kestirimi için eklem geometrisinin bilgisayarlı tomografi verileri kullanılarak matematiksel modelinin geliştirilmesi gibi araştırmalar (48) özel teknik donanımlar gerektirmektedir. Bu nedenlerle insan hareketinin biyomekanik benzeşiminde iskelet sistemi basitleştirilerek modellenmektedir.

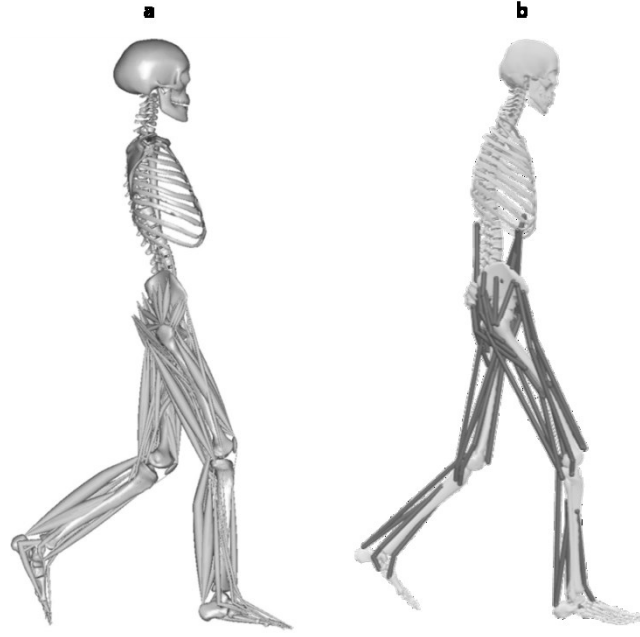
Bir kas-iskelet modeli insan kas-iskelet sistemini oluşturan kasların, eklemlerin ve kemiklerin sadeleştirilmiş matematiksel ifadesidir. Kas-iskelet modelleri genellikle iki ana bileşenden oluşmaktadır: kas-iskelet geometrisi ve kas-tendon eyleyicisi (*actuator*). Bir kas-iskelet modelindeki vücut üyelerinin geometri, kütle ve eylemsizlik gibi mekanik karakteristikleri (Bölüm 2.3.1 - Katı Cisim Modeli) katı cisimler olarak temsil edilmektedir. Modellerdeki kas-tendon eyleyicileri bir eklemi kat ederek en az iki kemiğe bağlanır. Eyleyicinin kemikler üzerindeki origo ve insersiyon noktalarının bilinmesi ve eklem geometrisinin tanımlanmasıyla birlikte eyleyicilerin anatomik eklemlerde oluşturdukları torklar hesaplanabilmektedir.

Literatürde en çok kullanılan kas-tendon eyleyicisi modeli Hill (20) tarafından önerilen farklı uzunluk, yük ve uyarın koşullarında bir kasın kasılma dinamiğini açıklayan kas modelidir. Zajac (49) tarafından geliştirilen en popüler Hill tipi kas modeli üç bileşenden oluşmaktadır: bir *aktif kasılabilir eleman (KE)*, konnektif dokunun pasif sertliğini temsil eden bir *pasif elastik eleman (PE)* ve doğrusal olmayan yay olarak modellenen seri bağlı bir *tendon elastik eleman (T)*.



Şekil 2.15. Zajac tarafından geliştirilen Hill tipi kas-tendon eyleyicisinin üç temel bileşeni. Görsel Carbone (50)'den uyarlanmıştır.

OpenSim ve AnyBody gibi benzeşim programları Eklem kuvvet ve torklarının yanı sıra maksimal izometrik kas kuvveti (F^M), kas pennasyon açısı (γ), kas fibril uzunluğu (L_f) ve tendon uzunluğu (L_T) gibi parametreler belirtildiğinde kas-tendon kuvvetinin (F^{MT}) hesaplanmasına olanak sağlamaktadır. Kas-tendon eyleyicisi içeren tüm benzeşim modellerinin bir dezavantajı bu her bir kas parametresinin kişiye özel olarak invaziv olmayan yöntemlerle ölçülemiyor olmasıdır. Şekil 2.16'da günümüzde insan hareketinin dinamik benzeşiminde sıklıkla kullanılan, 169 kas-tendon eyleyicisi içeren AnyBody TLEM modeli ve 92 kas-tendon eyleyicisine sahip OpenSim Gait 2354 modeli gösterilmektedir. Hareket sırasında kas fonksiyonunun bilinmesiyle bir kasın mekanik özellikleri değiştirildiğinde gerçekleşen kinematik değişimler gözlenmekte (51), risk faktörleri değerlendirilerek yaralanma sonrası rehabilitasyon süreci kolaylaştırılmakta (52) ve insan hareketine yardımcı olan dış iskelet gibi cihazların geliştirilmesine (53) katkı sunulmaktadır.



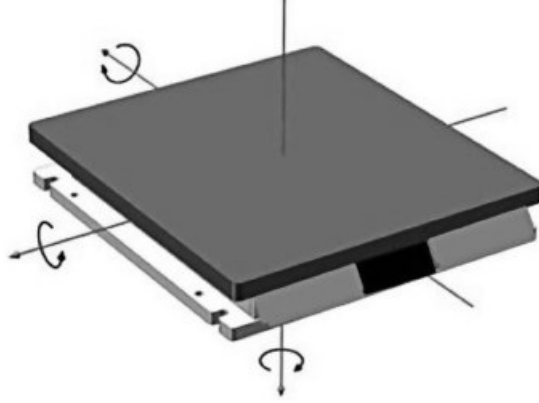
Şekil 2.16. (a) AnyBody TLEM ve (b) OpenSim Gait 2354 kas-iskelet modeli.

2.4. Yer Tepki Kuvvetlerinin Ölçülmesi ve Kestirimi

Eşitlik (2.1) ve Eşitlik (2.2) göz önüne alındığında dinamik sistemde yer alan üyelerin kütleleri ve ivmeleri bilinirse *Newton-Euler* hareket denklemleri kullanılarak her bir üyeye etki eden kuvvetler ve torklar hesaplanabilmektedir. Araştırma konusu olan hareketin özelliklerine göre yer çekimi dışında hava sürtünmesi ve yer tepki kuvvetleri gibi dışsal kuvvetler de kişiye etki ediyor olabilir. Ters dinamik hesaplamalar ile tutarlı ve doğru sonuç alabilmek için bu kuvvetlerin yönünün ve miktarının tahmin edilmesi veya ölçülmesi gerekmektedir. İncelenen birçok insan hareketinde genellikle hava sürtünmesi ihmal edilebilir ve yer çekimi ivmesi 9.81 m/s^2 olarak kabul edilebilir. YTK ise genellikle kuvvet platformu kullanarak deneysel olarak ölçülmekte ya da matematiksel yöntemlerle tahmin edilmektedir.

Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen deneylerde ayak ile zemin arasındaki kuvvetleri ölçmek için genellikle kuvvet platformları kullanılmaktadır. Kuvvet platformları içerisinde yük sensörleri barındıran düz ve katı platformlardır. Yük sensörleri platform üzerinde etki eden kuvvetler neticesinde oluşan yer değiştirmeleri voltaja çeviren gerinim ölçer (*strain gauge*) veya piezoelektrik kristallerden oluşmaktadır. Genellikle platformun her bir köşesinde bulunan her bir yük sensörü üç

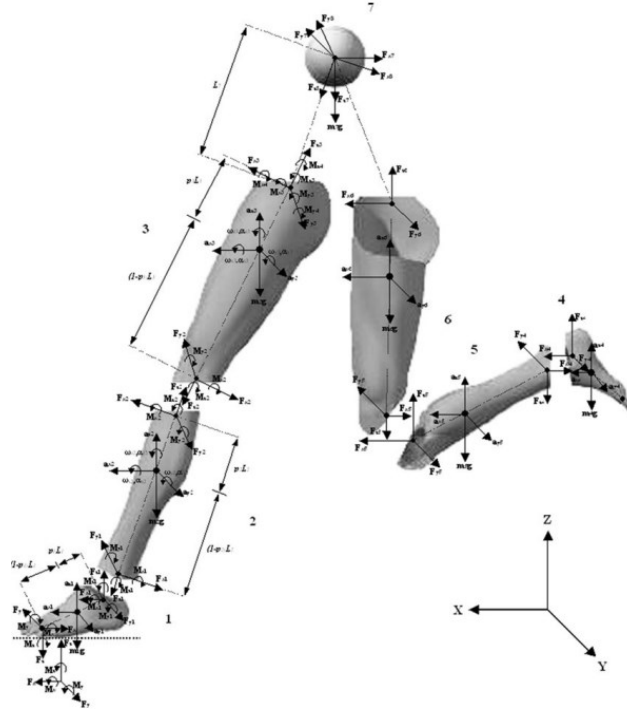
eksende kuvvet ölçümü yapmaktadır. Böylece toplam 12 bağımsız ölçüm değeri bir araya gelerek bileşke kuvvet değeri ve platform merkezine göre oluşan moment hesaplanmaktadır (54). Şekil 2.17’de 3B bir kuvvet platformu ile temas edildiğinde ölçülebilen kuvvetler ve momentler temsili olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.17. Kuvvet platformunun temsili gösterimi. Çizgiler ve oklar ölçülebilen kuvvet ve momentleri göstermektedir.

2.4.1. Aşağıdan-Yukarıya ve Yukarıdan-Aşağıya Yaklaşımlar

Bağlantılı üye modellerinin aşağıdan-yukarıya ve yukarıdan-aşağıya yaklaşımlarla ters dinamik analizi, eklem kuvvet ve torklarının karşılaştırılması prosedürüdür. Yukarıdan-aşağıya yaklaşımda ters dinamik analiz kinematik modelin en distalinde bulunan üyeden başlarken aşağıdan-yukarıya yaklaşımda ayak üyelerinden başlayarak en distalde bulunan üyeye doğru ilerler. Eşitlik (2.1) ve Eşitlik (2.2)’den yararlanarak her bir eklemdaki tepki kuvvetleri ve torklar hesaplanabilir. Hesaplama işlemi ayaklardan başladığında ölçülen YTK bilindiği sürece Newton’un üçüncü hareket yasasına göre (27) ayak bileğindeki kuvvetler ve torklar hesaplanabilmektedir. Alptekin ve Arıtan (55) bu yöntemi takip ederek uzun atlama hareketinin yerden çıkış evresinde ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde etki eden kuvvet ve torkları hesaplamışlardır (Şekil 2.18). Bu yöntemi uygulamak için YTK’nın deneysel olarak ölçülmesi ve hassas bir hesaplama yapılabilmesi için ayak tabanında tam olarak temasın gerçekleştiği noktanın bilinmesi gerekmektedir (7).



Şekil 2.18. Uzun atlama hareketinde yerden çıkış evresini temsil eden yedi üyeli katı cisim modelinin serbest cisim diyagramı.

Yukarıdan-aşağıya yaklaşımda hareket denklemleri önce en distalde bulunan üye için çözümlenerek proksimal ekleme etki eden kuvvet ve torklar hesaplanır. Bu hesaplama yapılırken yer çekimi dışında hiçbir dışsal kuvvetin etki etmediği varsayılarak bu işlem ayak üyelerine doğru devam eder. Sonuç olarak ayak bileğinde etki eden torklar, ayak üyesinin açısal hareketini sağlamaktadır. Dolayısıyla ayak üyesine etki eden kuvvetlerin, ölçülen YTK değerleriyle aynı olması beklenmektedir. İdeal bir mekanik sistemde yukarıdan-aşağıya ve aşağıdan-yukarıya yaklaşımlarla hesaplanan eklem torklarının aynı olması gerekmektedir. de Looze ve ark. (56) ağırlık kaldırma hareketi sırasında vücudun yedi üyeli bağlantılı üye katı cisim modelini oluşturarak yukarıdan-aşağıya yaklaşımla YTK'yı kestirmişlerdir. Sonuç olarak kestirilen YTK ile kuvvet platformu ile ölçülen YTK arasındaki korelasyon katsayıları dikey bileşen için 0.88, antero-posterior bileşen için 0.32 olarak elde edilmiştir. Kısacası yukarıdan-aşağıya ters dinamik yaklaşım YTK'nın kestirimi için tutarlı bir yöntem olarak değerlendirilmemekle birlikte bu yöntemde, vücut üye parametrelerinin (kütle, eylemsizlik momenti, uzunluk vb.) oldukça önemli olduğu tartışılmaktadır (57).

Yukarıdan-aşağıya yaklaşımla yer tepki kuvvetleri modelde yer alan üye kütlelerinin, üyelerin üç eksendeki doğrusal ivme vektörleri ile çarpılması ve yer çekimi vektörünün çıkartılması ile elde edilir. Böylece ayak üyelerine etki eden toplam net YTK tahmin edilerek kuvvet platformu ile ölçülen değerlerle karşılaştırılabilmektedir. Hesaplanan YTK'nın hangi ayak üyesine etki ettiği belirsiz olduğu için bu yöntemde hesaplanan toplam YTK iki ayağa birden etki eden toplam YTK olarak değerlendirilir. Bu yöntem eklem merkezi hesaplamalarından, dolayısıyla moment kolu uzunluğundaki hatalardan etkilenmediği için (56) kuvvet kestiriminde tork hesabına göre daha tutarlı bir kestirim yöntemi olarak değerlendirilmektedir (7). Yine de tahmin edilen YTK tüm vücut üyelerini içerdiği için üyelerin ivme değerlerinin hesaplanmasındaki hatalardan etkilenmektedir.

Kingma ve ark. (7) tarafından gerçekleştirilen ağırlık kaldırma hareketinin 3B analizinde bu yöntemle kestirilen ve ölçülen YTK'ların dikey bileşenleri arasındaki korelasyon katsayısı 0.93 olarak belirtilirken Domone (58) aynı yöntemle golf vuruşunda sopanın salınımı sırasında kestirilen ve ölçülen YTK'lar arasındaki korelasyon katsayılarını antero-posterior yönde 0.96, dikey yönde 0.99 ve medio-lateral yönde 0.84 olarak hesaplamaktadır. Sonuç olarak üye kütleleri ve ivme değerleri kullanılarak YTK'nın üç eksendeki bileşenlerinin tahmin edilmesi ve ölçülen değerler ile karşılaştırılması kabul gören bir yöntemdir.

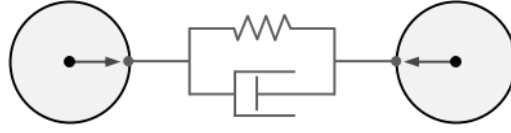
2.4.2. Temas Dinamiğinin Modellenmesi

Başlangıçta ayrık durumda olan iki cismin birbiri ile temas etmesi durumunda bir temas mekaniği problemi ortaya çıkmaktadır. Bu problemi modellemek ve analiz etmek için sonlu elemanlar veya çoklu üye sistem yaklaşımları kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar yaklaşımı temas probleminin analizinde kullanılan en güçlü yöntem olmasına rağmen özel deney düzenekleri gerektirdiği için oldukça zahmetlidir. Örneğin, Meireles ve ark. (59)'ın çalışmasında sonlu elemanlar yöntemiyle femur kemiğinin geometrisi ve malzeme yapısı modellenmiş ve patellofemoral artroplasti ile diz eklemine yerleştirilen protezin farklı yükler altındaki etkisini incelemek amacıyla özel bir test/ölçüm düzeneği kurulmuştur. Diğer yandan, mekanik sistemlerin temas

dinamiğinin modellenmesinde çoklu üyeler yaklaşımı birden fazla temas durumunun sağlanabilmesi ve hızlı bilgisayar benzeşimlerine imkan vermesi nedeniyle sonlu elemanlar yöntemine göre daha etkili ve avantajlı olmaktadır (60).

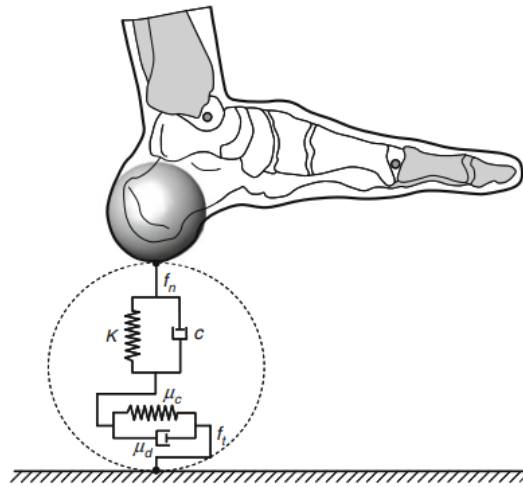
Kullanılan yaklaşımdan bağımsız olarak birbiri ile temas eden cisimlerin hareketini belirlemek için temas dinamiğinin modellenmesinde iki temel adım gerekmektedir. Bu adımlar temas anının/süresinin ve temas sırasında etki eden kuvvetlerin belirlenmesidir. Hareket halindeki cisimlerin temas modelinde cisimlerin hangi anda, hangi noktalardan birbirlerine temas ettikleri ve temas sırasında cisimlerin birbirleri ile iç içe geçme (*penetration*) miktarı temas kuvvetlerini etkilemektedir. Çoklu üyeler yaklaşımında temas dinamiğini modellemede yaygın olarak kullanılan yöntem temas kuvvetlerinin, cisimlerin birbirleri ile iç içe geçme miktarının sürekli fonksiyonu olarak ifade edilmesidir. Katı cisim çarpışmalarında analizi sadeleştirmek ve çözümü basitleştirmek amacıyla genellikle küreler kullanılmaktadır. İki kürenin birbiri ile temasının tek bir noktada ve temas anında bu noktada iç içe geçme miktarı ile ifade edilen bir deformasyon gerçekleştiği kabul edilmektedir (61).

Temas ve çarpışma, temas yüzeylerinin geometrisi ve temas halinde bulunan cisimlerin ilişkisini temsil eden parametrelerden biri olan malzeme yapısı gibi birçok faktöre bağlı olduğu için en karmaşık problemlerden bir tanesidir (62). Bu nedenle insan hareketinin biyomekanik modellerinde genellikle üyeler ve eklemler sürtünme, kayganlık ve içsel temas kuvvetleri gibi fiziksel ve mekanik özellikleri göz ardı edilerek ideal elemanlar olarak tanımlanmaktadır (63). Ayak ile zemin arasındaki doğrusal olmayan (*nonlinear*) elastik temas ilişkisi ise genellikle Hertz (64) teorisi temel alınarak geliştirilen çeşitli modeller kullanılarak kurulmaktadır. Çoklu üye modellerinin bilgisayar benzeşimlerinde en sık kullanılan model yay ve damper elemanlarına sahip Hunt-Crossley (65) temas-kuvvet modelidir (Şekil 2.19). Bu model yardımıyla yay sertlik katsayısı, damper sönümlenme katsayısı, iç içe geçme miktarı ve temas hızı bilindiği sürece iki yüzey arasındaki normal kuvvet hesaplanabilmektedir.



Şekil 2.19. Hunt ve Crossley temas modeli. da Silva ve ark. (66)'tan uyarlanmıştır.

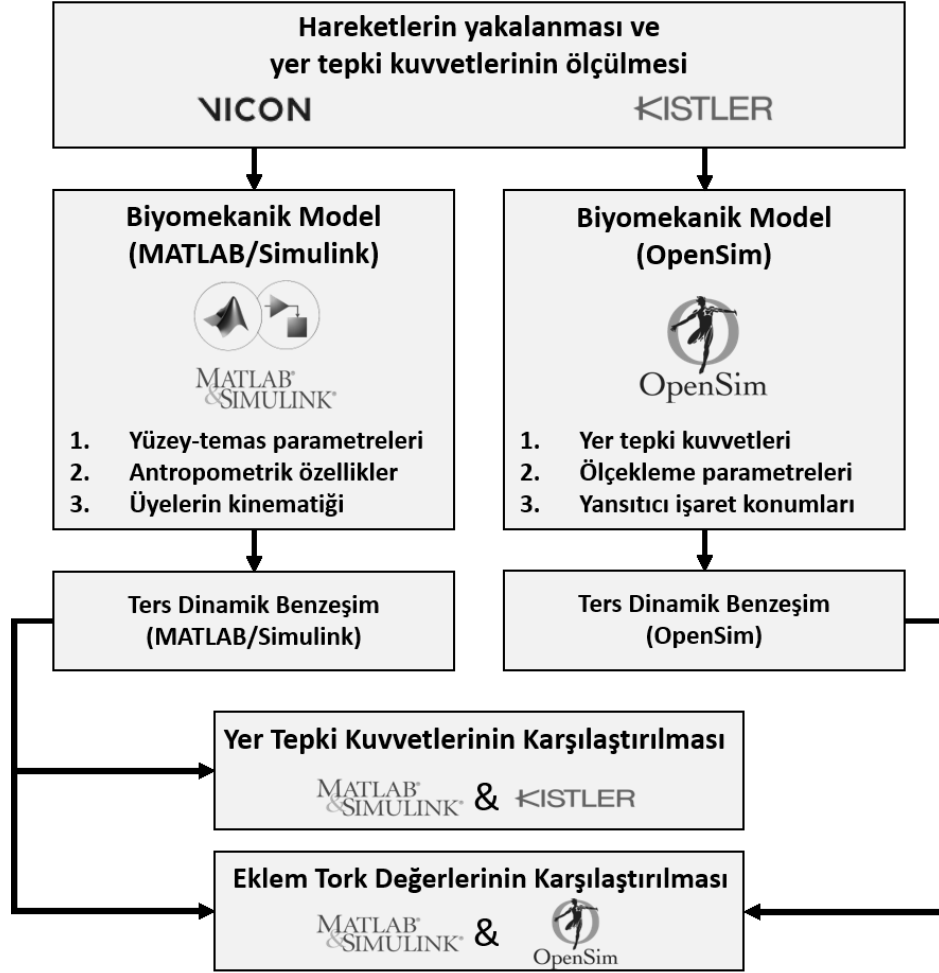
Temas sırasında normal kuvvetin yanı sıra sürtünme kuvvetlerinin hesaplanabilmesi için temas eden geometrilerin o andaki teğetsel hızlarının da bilinmesi gerekmektedir. Moreira ve ark. (67) yürüme hareketinde ayağın yerle teması sırasında normal kuvvetle birlikte transvers düzlemdeki sürtünme kuvvetini de hesaplamak için Şekil 2.20'de gösterilen modeli kullanmıştır. İnsan vücudunun çoklu üye katı cisim modellerinin oluşturulabildiği MATLAB/Simulink ortamında, genellikle robotik uygulamaları için bu tip temas modelleri kullanılmaktadır (68). İnsan hareketinde yer tepki kuvvetlerini bu tip bir temas modeli ile hesaplayabilmek için öncelikle bir biyomekanik modele ihtiyaç duyulur. Temas modelinin tutarlı bir şekilde çalışabilmesi için temas nokta sayısı, temas noktalarındaki sertlik ve damper sönümlenme katsayılarının, iç içe geçme miktarının, temas anındaki normal ve teğetsel hızların ve yüzeyler arasındaki sürtünme katsayılarının başlangıç değerlerinin bilinmesi veya bu parametrelerin en iyileştirilmesi gerekmektedir. Simulink/Simscape kütüphanelerinde bulunan mekanik elemanlar bu parametrelerin, oluşturulan biyomekanik modelin girdileri olarak tanımlanmasını ve böylece hareket sırasında temas kuvvetlerinin hesaplanabilmesini sağlamaktadır.



Şekil 2.20. Ayak ve zemin arasındaki teması temsil eden yay-damper modeli. Flores ve ark. (60)'tan uyarlanmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmanın yöntem bölümünde yer verilen; verilerin toplanması, işlenmesi ve analizi için izlenen yolun akış şeması 'de gösterilerek özetlenmektedir.



Şekil 3.1. Çalışmada verilerin toplanması, işlenmesi ve analizinin akış şeması.

3.1. Katılımcı

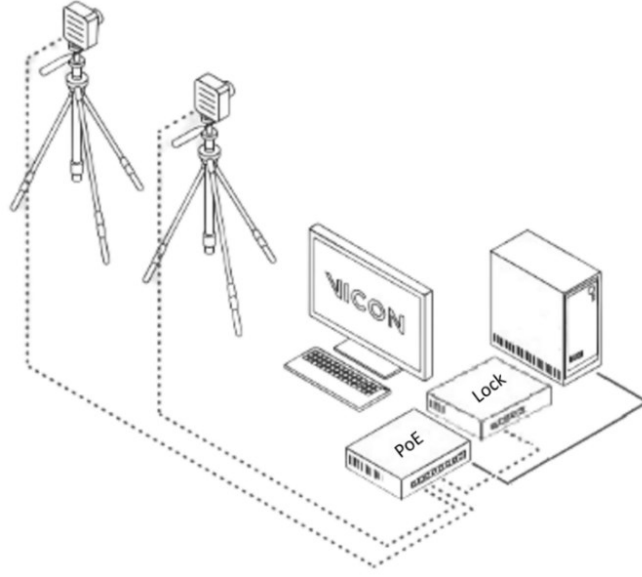
Bu çalışmaya herhangi bir sağlık problemi olmayan, daha önce artistik jimnastik milli takımında yarışmış, 33 yaşında 1 erkek katılarak belirlenen hareketlerin yakalanması için aktörlük yaptı. Katılımcıya her hareket yakalama seansından önce deney düzeneği tanıtılarak gerçekleştirilecek ölçümler hakkında bilgi verildi. Katılımcı, çalışmaya gönüllü olarak katıldığını beyan ederek EK-7: Gönüllü Katılım Formu'nda yer alan formu imzaladı.

3.2. Hareket Yakalama ve Yer Tepki Kuvvetlerinin Ölçümü

MATLAB/Simulink ortamında insan vücudunun ve hareketinin biyomekanik benzeşim modelini (BM_{MS}) oluşturmak ve bu model için kestirimi yapılan yer tepki kuvvetlerinin doğrulanması için deneysel olarak hareketin yakalanması ve yer tepki kuvvetlerinin ölçülmesi gerekmektedir. Bu bölümde hareketin yakalanarak bilgisayarda kaydedilmesi için takip edilen prosedürler açıklanmaktadır. Bu çalışmada hareketlerin yakalanması ve yer tepki kuvvetlerinin ölçülmesi için Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesinde bulunan Biyomekanik Laboratuvarında deney düzeneği kuruldu.

3.2.1. Optik Hareket Yakalama Sisteminin Kurulması

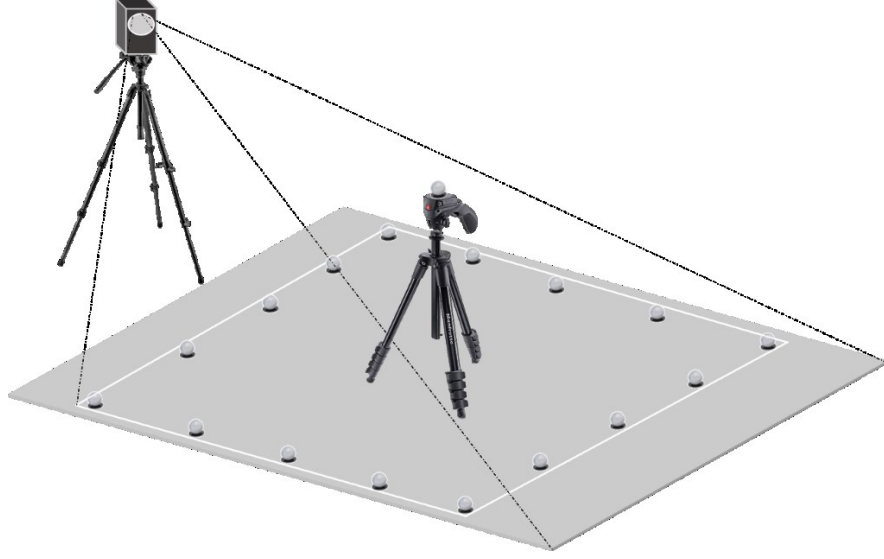
Belirlenen hareketlerin kinematik verilerinin toplanmasında 8 adet Vantage (model V5) ve 2 adet Vue model kameradan oluşan Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, BK) optik sistemi kullanıldı. Vantage kızılötesi kameralar 5 mega piksel çözünürlükte saniyede 420 kare görüntü kaydedebilmektedir. Vue model kameralar ise 2.1 mega piksel çözünürlüğe sahip ve tam çözünürlükte (1920x1080 piksel) saniyede 100 kare görüntü kaydedilmektedir. Kameraların hareket yakalama alanındaki konum ve yüksekliklerini ayarlamak için 10 adet tripod (Manfrotto, İtalya) kullanıldı. Kameralardan bilgisayara veri akışı ve güç aktarımı Gigabit PoE (*power over ethernet*) teknolojisi kullanan 16 kanallı bir adet ağ anahtarı (*ethernet switch*) üzerinden ağ (*ethernet*) kabloları (versiyon Cat5) kullanılarak sağlandı. Kameraların senkronizasyonunu (eş zamanlı görüntü yakalamaları) sağlamak için bütün kameralar ağ anahtarı üzerinden Vicon Lock Lab bağlantı cihazının PoE girişine ethernet kablo ile bağlandı. Kameralar ile masaüstü bilgisayar (Dell, ABD) arasındaki kontrol Vicon Nexus yazılımı (sürüm 2.12) kullanılarak sağlandı ve yakalanan hareketler bu yazılım aracılığıyla görüntülendi ve bilgisayara kaydedildi. Şekil 3.2'de örnek olarak iki kameranın PoE ve Lock Lab bağlantısı şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Kameraların güç ve veri aktarım düzeneğinin şematik gösterimi.

3.2.2. Hareket Yakalama Alanının Belirlenmesi

Kameraların görüş alanını belirlemek için hareketlerin başlangıç ve bitiş noktalarına karar verildi ve hareket alanının derinliği, genişliği ve yüksekliği ölçüldü. Belirlenen hareketlerin yakalanması için 3 metre uzunluğa, 2 metre genişliğe ve 1.5 metre yüksekliğe sahip bir hacim hassas ölçüm alanı olarak belirlendikten sonra kameralar hareket alanının sınırlarına yerleştirildi ve tripodlar yardımıyla yükseklikleri ayarlandı. Hedeflenen hareket alanının her bir eksenindeki sınırlarına yansıtıcı işaretler yerleştirildi ve bu yansıtıcı işaretlerin görüntüleri referans alınarak kameraların görüş alanı ayarlandı. Bir kameranın görüş alanının ayarlanma işlemi şematik olarak Şekil 3.3'te gösterilmektedir. Her bir kameranın görüş alanı ayarlandıktan sonra kameraların yakınlaştırma (*zoom*), diyafram ve netlik ayarları yapıldı. Bu işlem tamamlandıktan sonra hareket alanında bulunan yansıtıcı işaretler kaldırıldı.



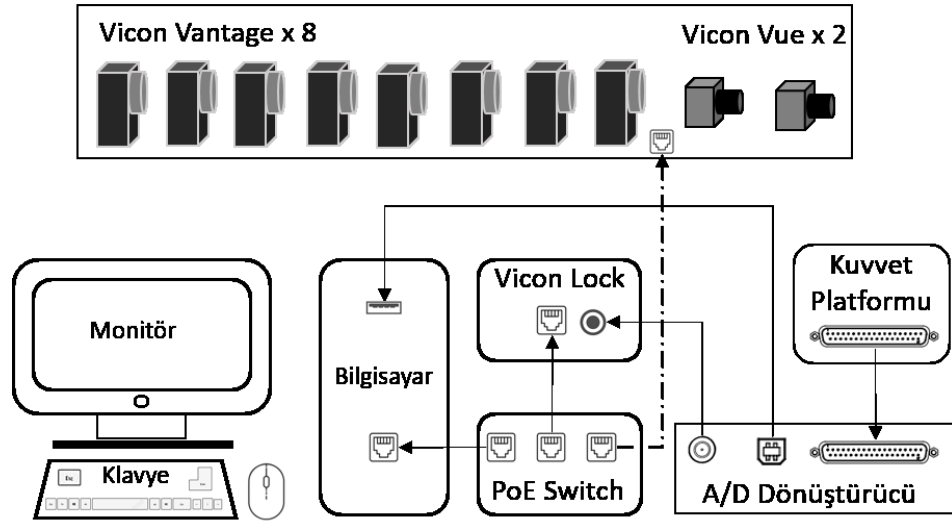
Şekil 3.3. Kameraların görüş alanının belirlenmesi için hareket alanına yerleştirilen yansıtıcı işaretler.

3.2.3. Hareket Yakalama Alanında Kuvvet Platformunun Kurulması

Hareketler sırasında yer tepki kuvvetlerinin ölçülmesi için bir adet 600x500x50 mm boyutlarında ve üç eksende 5 kN kuvvet ölçebilen Kistler marka, 9260AA6 model (Kistler Instrumente AG, Winterthur CS.) kuvvet platformu kullanıldı. Bu kuvvet platformu hareketlerin gerçekleşeceği laboratuvar zeminine yerleştirildi. Kuvvet platformunun zemin ile paralel hale getirilmesi için üzerine yerleştirilen bir su terazisi yardımıyla dört köşesinde bulunan destek ayaklarının yükseklikleri ayarlandı. Üç eksende kuvvet ölçebilen 4 adet piezoelektrik sensöre sahip bu kuvvet platformu 16 pin bağlantı kablosu (Model 1791A) ile bir adet analog/dijital dönüştürücü (A/D) ünitesine (Model 5691A1) bağlandı. Sensörlerden gelen analog sinyali 16-bit çözünürlükte dijitale dönüştüren (*data acquisition*) bu veri toplama ünitesinin bilgisayar bağlantısı bir adet 2.0 USB kablo kullanılarak kuruldu. A/D aracılığıyla dijitale dönüştürülen yer tepki kuvvetlerinin görüntülenmesi ve kaydedilmesi için Kistler marka kuvvet platformları ile uyumlu çalışan BioWare yazılımı (versiyon 5.4.8.0) kullanıldı. Hareket yakalama ve yer tepki kuvvetlerinin ölçümü için kurulan deney düzeneği şematik olarak Şekil 3.4'te gösterilmektedir.

Optik hareket yakalama sistemi ile kuvvet platformunun eş zamanlı veri toplaması için sırayla üç işlem gerçekleştirildi. Öncelikle Vicon Lock Lab cihazında

harici cihazlara programlanabilir çok amaçlı çıkış sinyali (GPO: *General Purpose Output*) gönderebilmek için bulunan soketi ile Kistler A/D dönüştürücünün 5V tetik girişi arasındaki bağlantı bir adet RCA-BNC kablo ile sağlandı. Ardından Nexus yazılımında hareket yakalama başlangıç GPO ayarlarından Vicon Lock Lab cihazının RCA çıkış sinyali 5V rising-edge olarak belirtildi. Son olarak BioWare yazılımında kuvvet platformunun veri toplamak için gereken başlangıç sinyali de 5V harici tetik sinyali olarak ayarlanarak iki sistem arasındaki senkronizasyon gerçekleştirilmiş oldu.



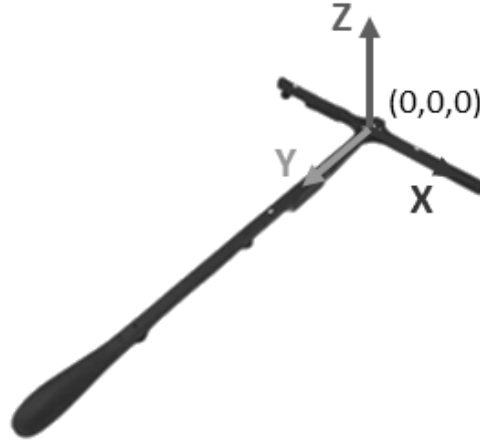
Şekil 3.4. Hareket yakalama ve kuvvet ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi.

3.2.4. Hareket Yakalama Alanının ve Kuvvet Platformunun Kalibrasyonu

Kameraların görüş alanı ayarlarından sonra hareketlerin yapılacağı uzayın 3B kalibrasyonu yapıldı. Bu kalibrasyon işlemi üç basamaktan oluşmaktadır: (1) Kamera kalibrasyonu, (2) hareket uzayının merkezinin belirlenmesi ve (3) zemin kalibrasyonu. Kamera kalibrasyonu için üzerinde 5 adet LED (*light-emitting diode*) bulunan aktif kalibrasyon çubuğu kullanıldı (Şekil 3.5). Bu çubuk sırayla 10 kameranın da hareket düzleminde bulunacak şekilde bütün hareket uzayında gezdirildi. Yaklaşık 3 dakika kadar süren bu işlem her bir kamera 3000 adet görüntü aldıktan sonra otomatik olarak sonlandırıldı. Nexus yazılımı her bir kameradan elde edilen görüntüleri işleyerek optik kameraların (Vantage ve Vue) 3B kalibrasyonunu tamamladı ve hareket uzayında kamera konumlarını belirledi. Hareket alanının kalibrasyonu

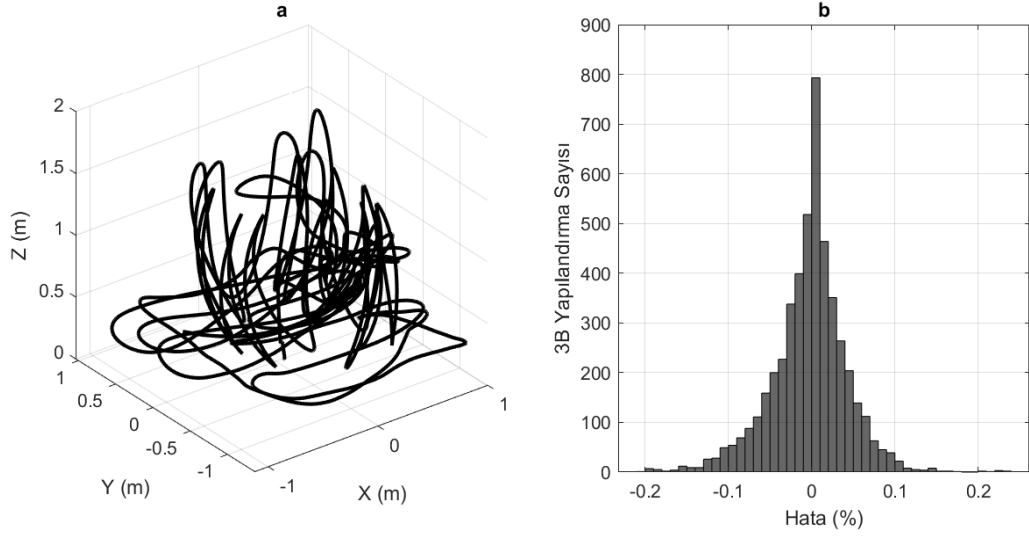
sonrasında global koordinat sisteminin dikey eksenini otomatik olarak Z eksenini olarak belirlenmektedir.

Optik hareket yakalama sisteminin kalibrasyon prosedürünün ikinci aşamasında kalibrasyon çubuğu hareket alanının merkezi olarak kabul edilen bir noktaya yerleştirilerek bu nokta Nexus yazılımı üzerinden hareket uzayının merkezi olarak tanımlandı. 3B hareket uzayının merkezi (0,0,0) koordinatlarında bulunmaktadır (Şekil 3.5).



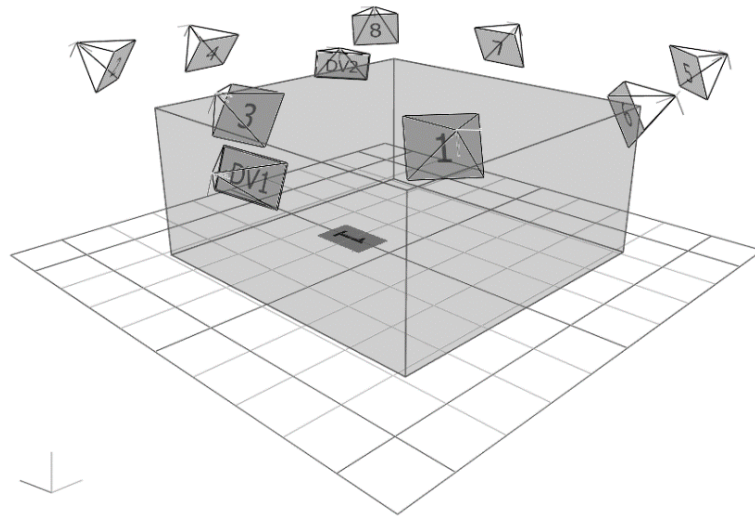
Şekil 3.5. Vicon kalibrasyon çubuğu ve global koordinat sisteminin eksenleri.

Hareket alanının kalibrasyon hassasiyetini değerlendirmek için 0.30 m uzunluğundaki bir çubuk üzerine 0.25 m aralıkla iki adet yansıtıcı işaret yerleştirildi ve bu çubuk kalibrasyonu yapılan uzayın içerisinde farklı hızlarda döndürülerek dolaştırıldı. Çubuğun hareketi 48 saniye süresince 100 Hz yakalama hızında kaydedildi. Çubuğun üzerindeki yansıtıcı işaretlerin 3B konum verilerinden bu iki işaretin orta noktası hesaplandı. Orta noktanın, çubuğun hareket uzayında gezdirildiği bölgedeki yörüngesi Şekil 3.6a'da görülmektedir. İki işaretin arasındaki mesafe ile çubuğun gerçek uzunluğundan hata yüzdesi hesaplandı. Şekil 3.6b'de gösterilen hata sıklık dağılımına göre hareket yakalama sistemi yansıtıcı işaretlerin konum bilgisini ortalama %0.03 hata ile hesaplamaktadır.



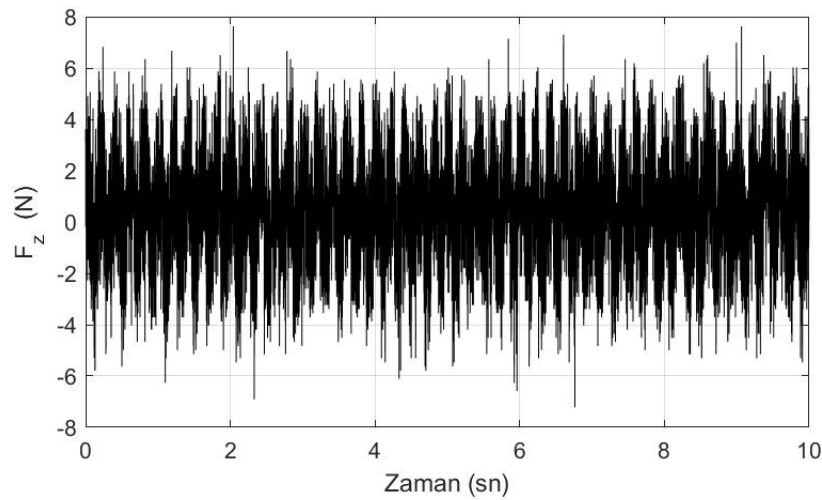
Şekil 3.6. (a) Kalibrasyon hassasiyet testi ve (b) kalibrasyon hata sıklık dağılımı.

Tüm hareketler kuvvet platformunun üzerine basılarak gerçekleştirileceği için hareket yakalama alanının zemin düzlemi kuvvet platformu olarak belirlendi. Son aşama olan zemin kalibrasyonu için hareket alanında bulunan kuvvet platformunun üzerinde rastgele noktalara yüksekliği 14 mm olan yansıtıcı işaretler yerleştirildi. Nexus yazılımında kalibrasyonu modülü çalıştırılarak bu yansıtıcı işaretler zemin koordinat sistemine bir düzlem olarak tanımlandı. Böylece yerden 0.05 m yükseklikte bulunan kuvvet platformunun yüzeyi hareket yakalama alanının zemin düzlemi olarak ayarlandı. Kalibrasyon işlemleri tamamlandıktan sonra hareket yakalama alanının Nexus yazılımında 3B görüntüsü Şekil 3.7’de görülmektedir.



Şekil 3.7. Kalibrasyon işlemlerinin ardından Nexus yazılımında hareket yakalamak için belirlenen hassas ölçüm alanının 3B görüntüsü.

Kuvvet platformunun kalibrasyonu için bir defaya mahsus olmak üzere BioWare yazılımı kullanılarak öncelikle Kistler'in 9260AA6 model kuvvet platformu için sunduğu teknik veri formunda yer alan, her bir sensörün hassasiyet kazanç matrisi girildi. Üzerine miktarı bilinen bir kütle yerleştirilerek kuvvet platformunun kazanç matrisinin doğruluğu test edildi. Kalibrasyon prosedüründeki ikinci işlem kuvvet platformunun üzerine herhangi bir kuvvet etki etmezken sensörlerin algıladığı voltaj ofset değerinin okunarak kaydedilen dijital sinyalin sıfıra çekilmesidir. Bu işlem her bir hareket yakalama seansından önce katılımcı kuvvet platformu üzerine temas etmeden tekrar edildi. Örnek olarak bir hareket yakalama seansından önce voltaj ofset değeri okunup dijital sinyal sıfıra çekildikten sonra 10 saniye süresince toplanan dikey kuvvet değerleri Şekil 3.8'de gösterilmektedir. Şekil 3.8'e göre bu hareket yakalama seansında üzerinde yük bulunmayan kuvvet platformundan okunan dijital dikey kuvvet sinyali ± 7.4 N (yaklaşık ± 0.75 kg) aralığında değişmektedir.

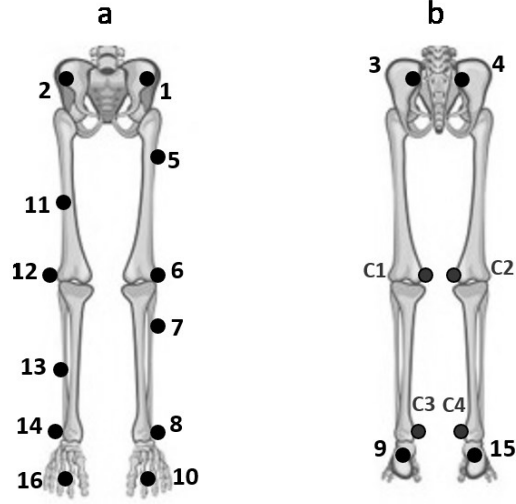


Şekil 3.8. Üzerinde yük bulunmayan kuvvet platformundan okunan dikey kuvvet değerinin 10 saniye boyunca değişimi.

3.2.5. Aktörün İşaretlenmesi

İnsan hareketi yakalamada Nexus yazılımında bulunan CGM2 (versiyon 3.4.5) LowerLimb_CGM1_medial (versiyon 3.2) alt ekstremite modelinin yansıtıcı işaret şablonu kullanıldı (Şekil 3.9). Bu şablon klinik yürüme analizinde sıkça kullanılan *Conventional Gait Model*'in (CGM) geliştirilmiş bir versiyonu olmasının yanı sıra kalça eklem merkezlerinin konumlarını daha tutarlı hesaplamaktadır (69). CGM2

şablonunda bulunan yansıtıcı işaretlerin etiketleri, isimleri ve yerleştirildikleri antropometrik noktaların tanımları Tablo 3.1’de yer almaktadır. Bu işaretlerin aktör üzerindeki yerleri elle dokunarak (palpasyon) belirlendi.



Şekil 3.9. Nexus'un CGM2 modelinde bulunan yansıtıcı işaretlerin insan iskeleti üzerindeki yerleşiminin (a) önden ve (b) arkadan görünümü.

Aktörün giydiği siyah tayt üzerine yerleştirilen 14 mm çapındaki işaretlerin yerleri yapışkan özellikleri sayesinde deney boyunca değişmedi. İşaretlerin aktör üzerindeki yerleşimi Şekil 3.10’da gösterilmektedir.



Şekil 3.10. Nexus'un CGM2 modelinde bulunan yansıtıcı işaretlerin aktör üzerindeki yerleşiminin (a) önden ve (b) arkadan görünümü.

Tablo 3.1. CGM2 modelinde yer alan yansıtıcı işaretlerin etiket isimleri ve yerleştirildikleri anatomik noktaların tanımı.

No	Etiket	Tanım	Anatomik Pozisyon
1	LASI	Sol ASIS	Sol anterior superior iliac spine
2	RASI	Sağ ASIS	Sağ anterior superior iliac spine
3	LPSI	Sol PSIS	Sol posterior iliac spine – Omurganın pelvis ile birleştiği nokta
4	RPSI	Sağ PSIS	Sağ posterior iliac spine – Omurganın pelvis ile birleştiği nokta
5	LTHI	Sol femur	Sol üst bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
6	LKNE	Sol diz	Sol diz ekleminin fleksiyon/ekstansiyon ekseninde lateral yüzey
7	LTIB	Sol tibia	Sol alt bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
8	LANK	Sol ayak bileği	Sol lateral malleolusun yüzeyi
9	LHEE	Sol topuk	Sol ayak ucu işareti ile aynı seviyede olacak şekilde calcaneus kemiğinin üzeri
10	LTOE	Sol ayak ucu	Sol ayakta ikinci metatarsalin proksimal başı
11	RTHI	Sağ femur	Sağ üst bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
12	RKNE	Sağ diz	Sağ diz ekleminin fleksiyon /ekstansiyon ekseninde lateral yüzey
13	RTIB	Sağ tibia	Sağ alt bacağın distal noktadan 1/3 uzaklıkta lateral yüzeyi
14	RANK	Sağ ayak bileği	Sağ lateral malleolusun yüzeyi
15	RHEE	Sağ topuk	Sağ ayak ucu işareti ile aynı seviyede olacak şekilde calcaneus kemiğinin üzeri
16	RTOE	Sağ ayak ucu	Sağ ayakta ikinci metatarsalin proksimal başı
C1	LKNM	Sol iç diz	Sol diz ekleminin fleksiyon /ekstansiyon ekseninde medial yüzey
C2	RKNM	Sağ iç diz	Sağ diz ekleminin fleksiyon /ekstansiyon ekseninde medial yüzey
C3	LMED	Sol iç ayak bileği	Sol medial malleolusun orta noktası
C4	RMED	Sağ iç ayak bileği	Sağ medial malleolusun orta noktası

3.2.6. Hareketlerin Yakalanması

Aktör, üzerine yansıtıcı işaretler yerleştirilip hazırlandıktan sonra belirlenen hareketlerin yakalanmasına geçildi. Hareket yakalama işlemi en kısa sürede hatasız bir şekilde gerçekleştirebilmek için bir senaryo yazıldı. Bu senaryoda her bir hareket yakalama (HY) seansı, tekrarlardan oluşan sahneler olarak düşünülebilir. HY sahne kodu kullanılarak numaralandırılan hareket yakalama seanslarında yakalanan hareket isimleri ve tanımları Tablo 3.2’de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. İncelenen hareketlerin sahne isimleri ve tanımları.

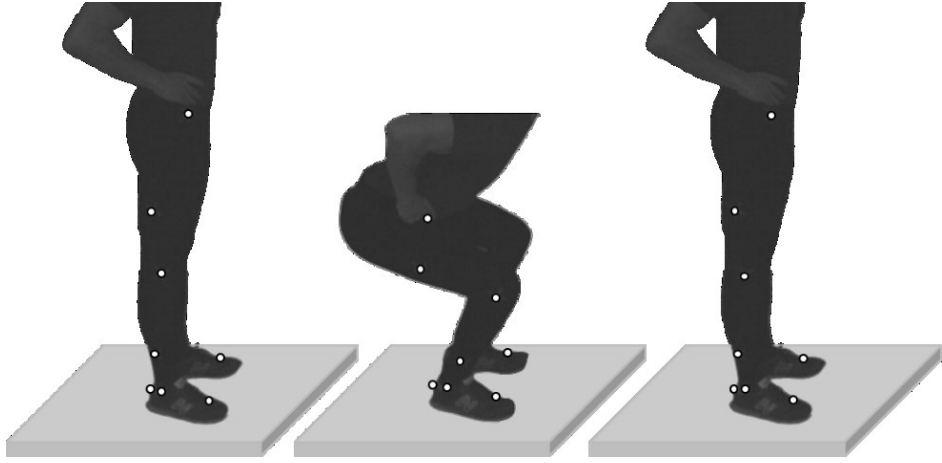
Sahne	Hareket	Hareketin tanımı
HY01	Squat	Eller belde, ayakta durur pozisyondan yarım squat pozisyonuna gelerek tekrar doğrulmak.
HY02	Yürüme	Ayakta durur pozisyonda iken bir adımı kuvvet platformu üzerine basarak yürümek.
HY03	Serbest düşerek konma	Eller belde, 0.40 m yüksekliğindeki kutu üzerinden aşağıya serbest düşerek konmak.

Yüzey-temas modelinin performansını test etmek için yakalanan hareketlerin seçiminde dikkat edilen hususlar aşağıdaki gibidir:

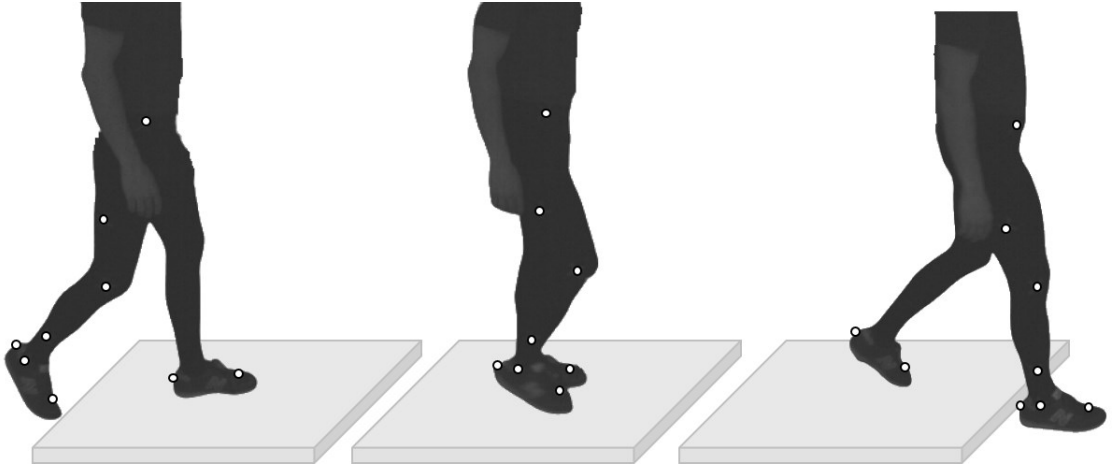
1. Squat hareketi her iki ayağın da aynı anda yerle temas ettiği, temasın hareket boyunca kesilmediği, birçok branşta sporcuların kuvvetlenmek amacıyla yaptıkları bir harekettir.
2. Yürüme hareketi her iki ayağın yerle temasının belirli bir döngü içinde gerçekleştiği en temel insan hareketidir. Temas problemi açısından her iki ayağın da zemin yüzeyi ile aynı anda temasını ve bir ayağın salınımı sırasında yalnız diğer ayağın temasını içeren bir harekettir.
3. Serbest düşerek konma hareketi konma anında ayaklar ile zemin yüzeyi arasında ani bir çarpışmanın gerçekleştiği ve bu nedenle temas modelinin çözümü açısından zorlu bir harekettir. Aynı zamanda alt ekstremitenin patlayıcı kuvvet özelliğini geliştirmek için uygulanan pliometrik sıçrama egzersizlerinin temeli olarak düşünülmektedir.

Optik sistem kullanılarak hareketlerin yakalanması için Vantage ve Vue model kameraların kayıt frekansı Nexus yazılımı üzerinden 100 Hz olarak ayarlandı. Kuvvet platformu veri toplama hızı BioWare yazılımı üzerinden 1000 Hz olarak belirlendi. Sahnelerde bulunan hareketlerin görüntü kaydına başlamadan önce aktör, kuvvet platformu üzerinde hareket etmeden (statik) 10 saniye boyunca bekledi ve bu esnada senkronize olarak kuvvet verisi ve görüntü kaydı yapıldı. Bu işlem 3 defa tekrar edildi. Aktör kalibrasyonu için gerçekleştirilen bu işlemin detayları Bölüm 3.3.1'de (Aktör Kalibrasyonu) anlatılmaktadır. Statik poz kaydından sonra aktör kalibrasyonu için gereken yansıtıcı işaretler (C1, C2, C3, C4) çıkartılarak hareket yakalama seansına başlandı. Aktör her bir sahnede bulunan hareketi 3 defa tekrar etti. Sırasıyla Şekil 3.11, Şekil 3.12, ve Şekil 3.13'te aktörün deney sırasında HY01 HY02 ve HY03 hareketlerinin anlık görüntüleri görülmektedir. Her tekrar sırasında senkronize bir şekilde kuvvet platformu verisi ve görüntü kaydı yapıldı. Yaklaşık 1 saat süren hareket yakalama işlemi süresince kameraların, kuvvet platformunun ve aktörün üzerine yerleştirilen 16 adet yansıtıcı işaretin konumu değiştirilmedi.

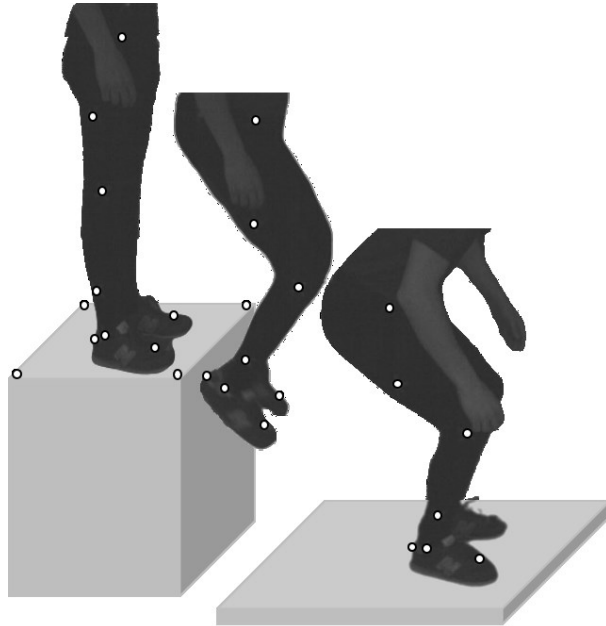
HY03 kodlu serbest düşerek konma hareketi sırasında aktörün üzerinden serbest düşme hareketi yaptığı kutunun merkezinin 3B konum bilgisini elde edebilmek için her bir köşesine bir adet yansıtıcı işaret yerleştirildi. Hareket yakalama seansı sırasında bu yansıtıcı işaretlerin de 2B konum bilgisi kaydedildi. Bu sayede kutu üzerindeki yansıtıcı işaretlerin 3B yapılandırma ve etiketleme işlemlerinin (Bölüm 3.2.6 - Hareketlerin İşlenmesi) yapılması sağlandı. Böylece hareket yakalama alanındaki 3B konumu bilinen kutunun Simulink ortamında geometrik modeli oluşturulabilmektedir (Bölüm 3.4.1 - MATLAB/Simulink Ortamında Biyomekanik Modelin Oluşturulması). Kutunun geometrik modelinin oluşturulmasıyla birlikte kutu ile aktörün ayak üyesi arasındaki temas ilişkisi sağlanabilmektedir (Bölüm 3.4.1 - Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin Belirlenmesi).



Şekil 3.11. Deney sırasında HY01 hareketi.

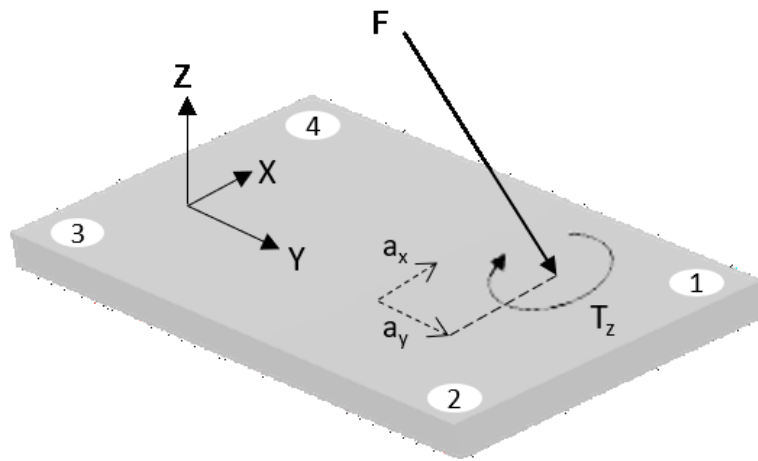


Şekil 3.12. Deney sırasında HY02 hareketi.



Şekil 3.13. Deney sırasında HY03 hareketi.

Hareket yakalama seansları sonunda aktör üzerindeki yansıtıcı işaretlerin her bir kameradaki 2B konum bilgisi x2d (Vicon Video Data File) dosyası olarak kaydedildi. Hareket yakalama sistemiyle eş zamanlı olarak başlatılan kuvvet platformu verisi ise BioWare yazılımı kullanılarak .txt (text document) dosya formatında kaydedildi. Bu dosya X, Y, Z eksenlerindeki yer tepki kuvvetlerini (F_x , F_y , F_z), ayağın kuvvet platformunun dikey ekseninde (Z) meydana getirdiği sürtünme torkunu (T_z), ayak ile kuvvet platformunun temasından doğan X ve Y eksenlerindeki sürtünme katsayılarını (cof_x , cof_y) ve basınç merkezinin kuvvet platformunun koordinat sistemindeki X ve Y eksenlerindeki konum (a_x , a_y) değerlerini içermektedir.



Şekil 3.14. Kuvvet platformunun ve ölçülen parametrelerin şematik gösterimi.

3.3. Verilerin İşlenmesi

Yansıtıcı işaretlerin 3B konumlarının ve hareketler sırasında eklem açılarının zamana bağlı değişimi gibi kinematik bilgilerin elde edilmesi için optik sistemde toplanan verilerin belirli bir sırayla işlenmesi gerekmektedir. Aynı şekilde, kaydedilen yer tepki kuvvetlerinin BM_{MS} 'nin çıktıları ile doğrulanması ve OpenSim'den elde edilen eklem torklarının BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan eklem torkları ile karşılaştırılması için belirli bir veri işleme yolu izlendi. Veri işleme yolunun akış şemaları her bir işleme özel olarak Şekil 3.37, Şekil 3.46, Şekil 3.53, Şekil 3.57, Şekil 3.58 ve Şekil 3.60'ta gösterilmektedir.

3.3.1. Optik Sistem Veri İşleme

Aktör Kalibrasyonu

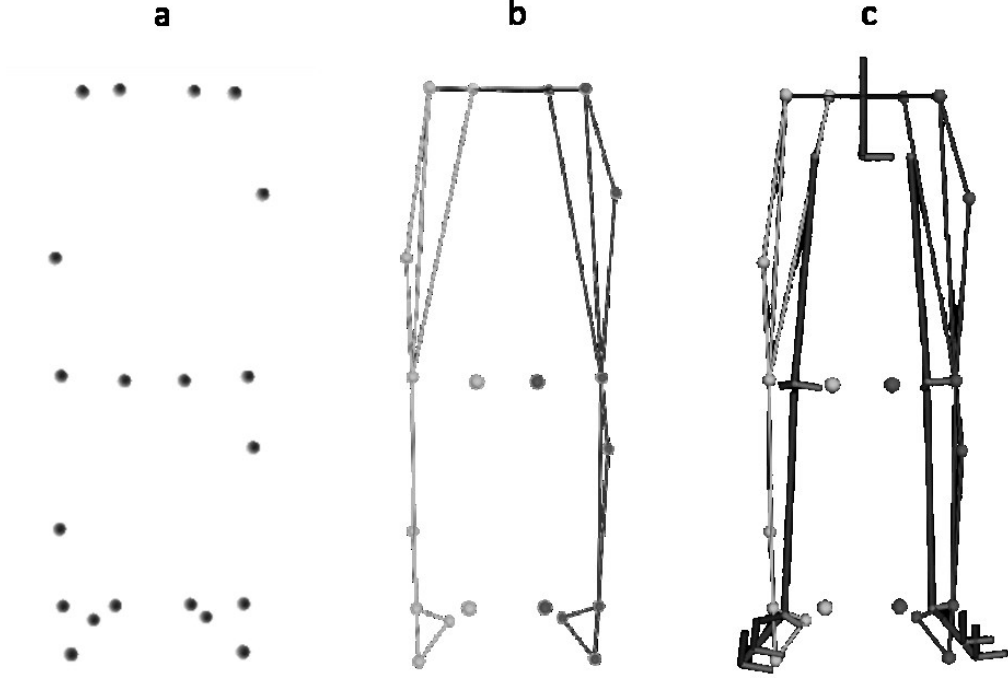
Kaydedilen hareketlerde aktör üzerine yerleştirilen işaretlerin tanımlanarak ayırt edilmesi için etiketlenmesi ve etiketleme için kullanılan CGM2 modelinin aktörün vücut ölçülerine göre ölçeklenmesi gerekmektedir. Aktör kalibrasyonu adı verilen bu işlem için aktörün vücut kütlesi, boy uzunluğu, bacak uzunluğu, diz çapı ve ayak bileği çapı parametrelerinin ölçülmesi gerekmektedir. Aktörün vücut kütlesi biyoelektrik empedans analizörü (Tanita Inc. Japonya, Model TBF 401A), boy uzunluğu duvara monte stadiometre (Holtain Ltd. BK), bacak uzunluğu mezura, diz ve ayak bileği çapı ise kayan kaliper (Holtain Ltd. BK) kullanılarak ölçüldü.

Tablo 3.3. Aktör kalibrasyonu için ölçülen antropometrik parametreler ve tanımları.

Parametre	Değer	Tanım
Vücut kütlesi (kg)	62.2	Aktörün tartı üzerinde ayakta durur statik pozisyonda ölçülen kütlesi.
Boy uzunluğu (m)	1.75	Aktörün baş tepe noktasının ayak çıplakken yerden yüksekliği.
Bacak uzunluğu (m)	0.935	Aktör ayakta iken RASI işaretinin orta noktası ile RANK işaretinin orta noktası arasındaki en kısa mesafe.
Diz çapı (m)	0.087	Aktör ayakta iken diz eklemi fleksiyon ekseninde medio-lateral genişlik.
Ayak bileği çapı (m)	0.065	Aktör ayakta iken malleolinin medio-lateral genişliği.

Aktörün statik duruşuna ait 2B konum verisi Nexus yazılımında yapılandırılarak (*three dimensional reconstruction*) yansıtıcı işaretlerin 3B konumları elde edildi (Şekil 3.15a). Statik kalibrasyon işlemi sırasında aktörün vücudunda Tablo 3.1’de belirtilen C1, C2, C3 ve C4 isimli yansıtıcı işaretler de bulunmaktadır. İşaretlerin etiketlenmesi için kalibrasyon modülünde CGM2 şablonu seçildi ve aktörün ölçülen antropometrik değerleri kalibrasyon modülünün ölçekleme parametreleri olarak girildi. Ardından Nexus yazılımının işaret etiketleme modülü çalıştırılarak her bir yansıtıcı işaret Tablo 3.1’de gösterilen etiketler ile otomatik olarak eşleştirildi (Şekil 3.15b). Etiketlenen

işaret bulutuna Nexus yazılımının ters kinematik çözücüsü kullanılarak iskelet yerleştirildi (Şekil 3.15c).



Şekil 3.15. (a) İşaretlerin 3B konumlarının yapılandırılması, (b) işaretlerin etiketlenmesi ve (c) işaret bulutuna iskelet yerleştirilmesi.

CGM2 modelinin aktöre özel statik kalibrasyonunun yapılmasıyla hesaplanan kinematik sınırlılıklar dinamik çözüm için kullanılmaktadır. Ayrıca aktör kalibrasyonu tamamlandıktan sonra işaret bulutuna yerleştirilen iskelet aktörün antropometrik özelliklerini taşımaktadır. Nexus yazılımı kullanılarak işaretlerin ölçeklenen iskelet üzerindeki konumu, ters kinematik çözücüyle hesaplanan eklem merkezlerinin konumları ve aktörün üye uzunlukları gibi bilgiler dışarı aktarılarak *.vsk* uzantılı (Vicon Skeleton) bir metin dosyasına kaydedildi ve böylece aktör kalibrasyonu tamamlandı. Son olarak aktör statik pozisyondayken kaydedilen yansıtıcı işaretlerin konum bilgisi OpenSim ortamında oluşturulan modelin ölçeklenmesi için (Bölüm 0 - Modelin Ölçeklenmesi) kullanılmak üzere bir *.trc* dosyasına kaydedildi.

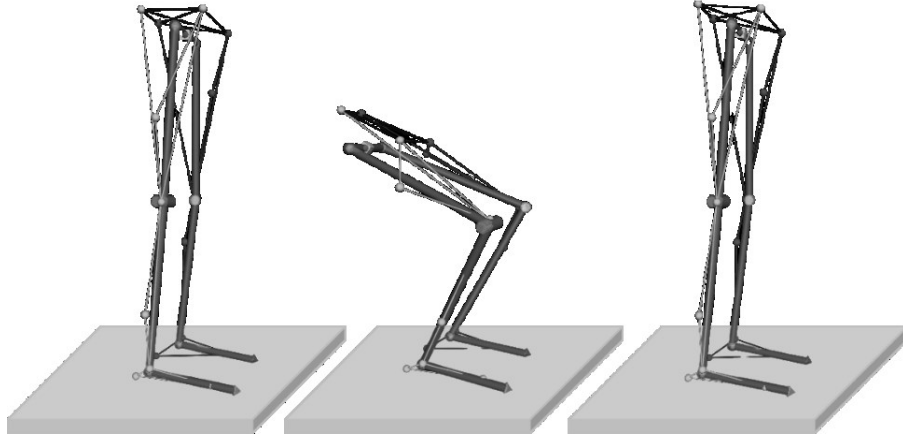
Hareketlerin İşlenmesi

Aktörün HY01, HY02 ve HY03 sahnelerindeki hareketlerin tamamının işlenmesinde aynı prosedür takip edildi. Nexus yazılımında işletilen bu prosedürün başlangıç adımında yansıtıcı işaretlerin 3B konumları yapılandırıldı. Ardından aktör için ölçeklenen CGM2 modeli (.vsk dosyası) içeri aktarıldı ve bu model kullanılarak işaretler etiketlendi. Statik kalibrasyon için gereken yansıtıcı işaretler (C1, C2, C3, C4) çıkarıldıktan sonra etiketlenen 16 yansıtıcı işaret Şekil 3.16'da gösterilmektedir.

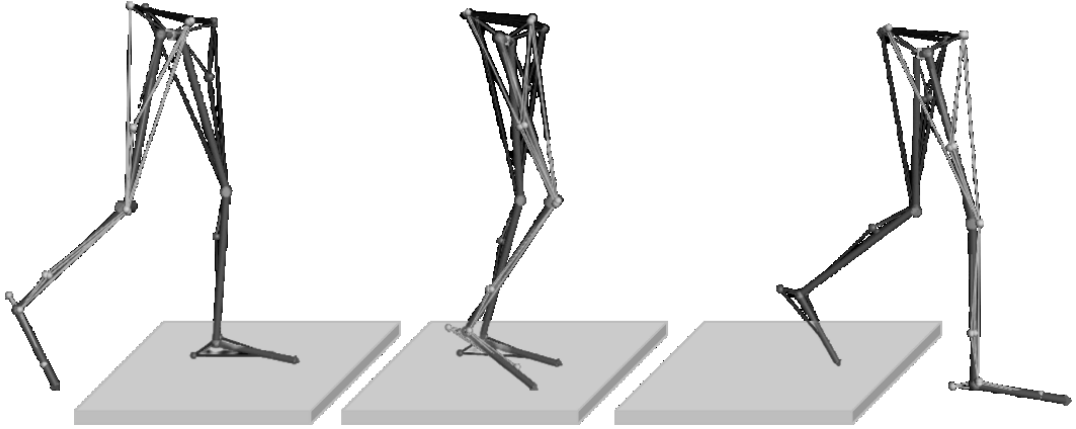


Şekil 3.16. Hareketler sırasında aktörün üzerinde bulunan ve ölçeklenen CGM2 modeli kullanılarak etiketlenen yansıtıcı işaretler.

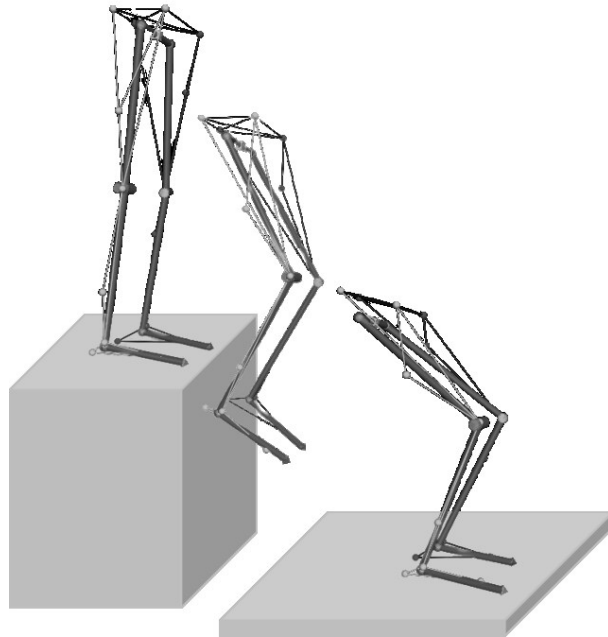
Etiketlendikten sonra anlık olarak kaybolduğu gözlenen işaretlerin bu aralıktaki olası konumları tahmin edilerek dolduruldu. Nexus yazılımı bu işlemi CGM2 kinematik modelini temel alarak katı cisim aralık doldurma modülü ile gerçekleştirmektedir. İşaret etiketlerindeki kayıplar giderildikten sonra Nexus yazılımının ters kinematik çözücüsü kullanılarak etiket bulutuna iskelet yerleştirildi (Şekil 3.17, Şekil 3.18, Şekil 3.19).



Şekil 3.17. HY01 hareketinde yansıtıcı işaretlerin etiket bulutuna iskelet oturtulması.

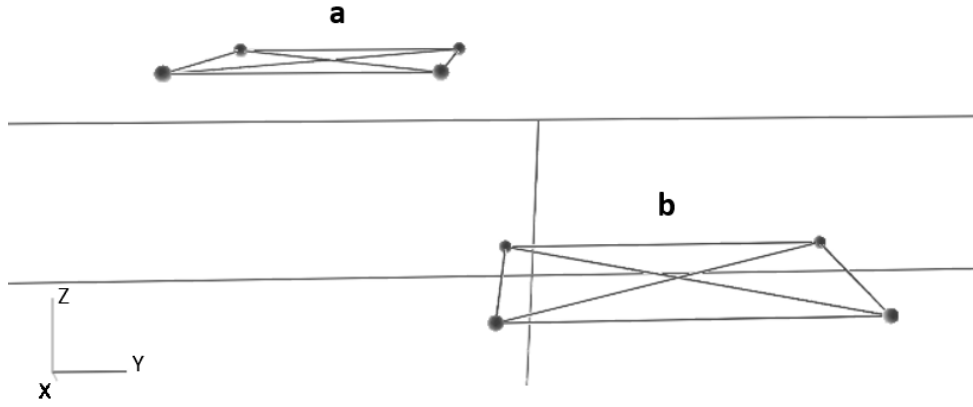


Şekil 3.18. HY02 hareketinde yansıtıcı işaretlerin etiket bulutuna iskelet oturtulması.



Şekil 3.19. HY03 hareketinde yansıtıcı işaretlerin etiket bulutuna iskelet oturtulması.

HY03 hareketinde kutunun köşelerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin etiketlenmesi için Nexus yazılımının etiketleme şablonu oluşturucusu kullanıldı. Kutu dört adet yansıtıcı işaretten oluşan bir katı cisim olarak tanımlandı ve böylece her bir yansıtıcı işaretin 3B konumu yapılandırıldı (Şekil 3.20). Kutunun üzerindeki yansıtıcı işaretlerin 3B konum bilgisi *.trc* (Vicon Track Row Column) dosya formatında kaydedildi.

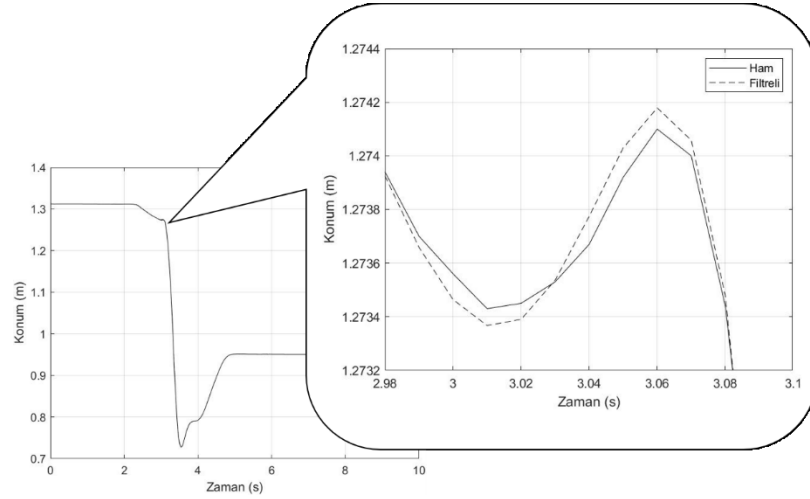


Şekil 3.20. Nexus yazılımında (a) kutunun ve (b) kuvvet platformunun üzerindeki yansıtıcı işaretlerin etiketlenmesi.

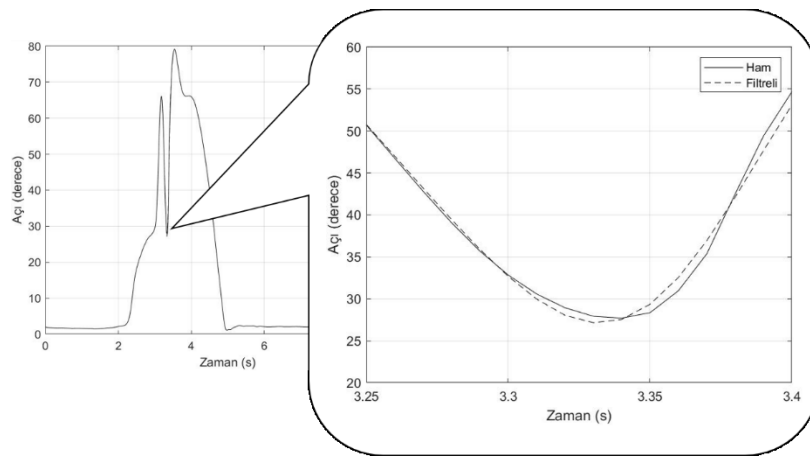
MATLAB/Simulink ortamında biyomekanik modellemesinin yapılabilmesi için insan iskeletinin hareketinin dışarı aktarılması gerekmektedir. Bu nedenle, iskeletin CGM2 modeli kullanılarak ters kinematik çözümle elde edilen 3B kinematik değişkenleri (eklem açıları ve pelvis merkezinin konumu) *.csv* (Comma Separated Value) dosya formatında kaydedildi. Son olarak OpenSim ortamında hareketin benzeşimini gerçekleştirebilmek için yansıtıcı işaretlerin 3B konumlarının zamana bağlı değişimleri *.trc* (Vicon Track Row Column) dosya formatında kaydedildi.

Bilindiği üzere hareket yakalama sırasında yansıtıcı işaretler aktörün kıyafeti üzerine yerleştirildi. Aktörün hareketleri sırasında bu kıyafetin esnemesi yansıtıcı işaretlerin konumunda suni bir değişim yaratabilmektedir. Bu suni değişim gürültü kaynaklarından birisidir ve ters kinematik yöntemle üye açılarının belirlenmesini etkilemektedir. Açısal verilerdeki olası gürültüyü azaltmak/yumuşatmak amacıyla genellikle alçak geçiren (*low-pass*) Butterworth filtre uygulanmaktadır (70). Buradan hareketle üyelerin *.csv* dosya formatında kaydedilen zamana bağlı açısal değişimleri

MATLAB’da yazılan kodlar kullanılarak MATLAB ortamına aktarıldı. Elde edilen ham konum ve açı değerleri 4. Dereceden 12 Hz gecikmesiz (*zero-lag*) Butterworth alçak geçirgen filtre uygulandı. Uygulanan filtrenin derecesini (*order*) ve kesme frekansını (*cut-off frequency*) belirlemek için görsel en iyileştirme yöntemi kullanıldı. Bu yöntemde ham konum/açı verisi ile filtrelenen konum/açı verisi birlikte grafiklendirilerek uygulanan filtrenin konum/açı verisinde ciddi bir davranış değişikliğine yol açıp açmadığı gözlemlendi. Uygulanan filtrenin ham veri üzerindeki etkisini göstermek amacıyla HY03 kodlu hareket sırasında pelvisin dikey eksenindeki ham ve filtrelenen konumu Şekil 3.21’de; sağ tibia üyesinin fleksiyon/ekstansiyon eksenindeki ham ve filtreli açısal değişimi Şekil 3.22’de gösterilmektedir.



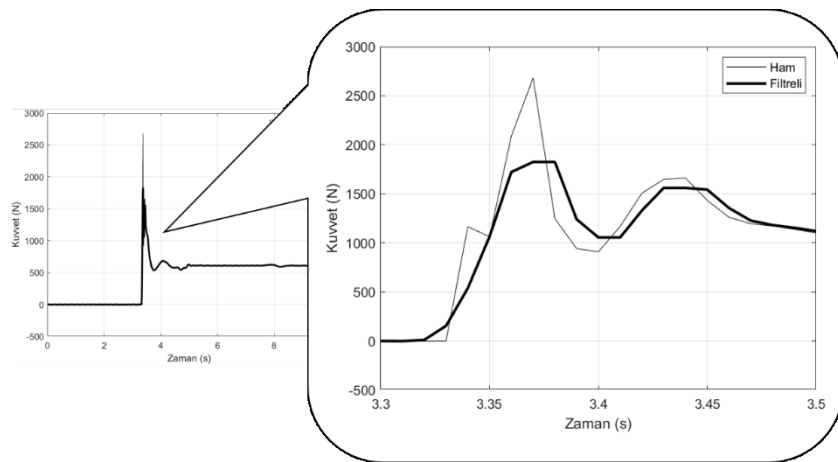
Şekil 3.21. HY03 hareketi sırasında pelvisin dikey eksenindeki ham ve filtreli konum verisinin zamana bağlı değişimi.



Şekil 3.22. HY03 hareketi sırasında tibia üyesinin fleksiyon/ekstansiyon eksenindeki ham ve filtreli açısal değişimi.

3.3.2. Kuvvet Platformu Veri İşleme

BioWare yazılımı kullanılarak .txt dosya formatında kaydedilen yer tepki kuvvetlerinin üç eksenindeki (F_x , F_y , F_z) ham verileri MATLAB’da nümerik matris olarak okundu. Literatürde ham kuvvet verilerindeki ve kinematik verilerdeki gürültüyü ve hesaplanan eklem torklarındaki hataları azaltmak için bu verilerin aynı filtre frekansı ile filtrelenmesinin önerildiği çalışmalar mevcuttur (71, 72). Buna rağmen, ani çarpışma/temas içeren hareketlerde kuvvet verilerinin kinematik verilerle aynı frekansta filtrelenmesi halinde çarpışma sırasındaki kuvvet değerlerinin yanlış değerlendirilebileceği belirtilmektedir (73). Bununla beraber çarpışma gibi yüksek frekanslı verilerin elde edildiği durumlarda Savitzky-Golay (74) filtrenin 4. dereceden Butterworth alçak-geçirgen filtreye göre daha iyi yumuşatma sonuçları verdiği bilinmektedir (75). Ancak, bu çalışmada oluşturulan biyomekanik model, deri yüzeyindeki hareketlerden kaynaklanan, yansıtıcı işaret pozisyonlarındaki suni gürültüyü azaltmak için filtrelenen kinematik verileri kullanarak kuvvet platformu ile ölçülen ham YTK değerlerini kestirmeyi amaçlamaktadır. Bu nedenle ham kuvvet verileri, yalnızca Şekil 3.8’de gösterilen gürültüyü azaltmak amacıyla 4. dereceden, pencere genişliği (*frame length*) görsel en iyileme yöntemiyle 7 seçilerek Savitzky-Golay filtre kullanılarak yumuşatıldı. Uygulanan filtrenin HY03 hareketi sırasında kaydedilen dikey eksenindeki yer tepki kuvveti üzerindeki etkisi Şekil 3.23’te gösterilmektedir.



Şekil 3.23. Uygulanan Savitzky-Golay filtrenin HY03 hareketi sırasında kaydedilen dikey eksenindeki yer tepki kuvveti üzerindeki etkisi.

Filtrelenen yer tepki kuvvetlerinin X ve Y eksenlerindeki bileşenlerinin (F_x ve F_y) büyüklüklerinin toplamı sürtünme kuvvetini (F_s) ifade etmektedir (Eşitlik (3.1)).

$$F_s = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \quad (3.1)$$

Filtrelenen yer tepki kuvvetleri, hareketlerin ters dinamik benzeşimi ile kestirilen yer tepki kuvvetleri ile karşılaştırılmak üzere bir *.mat* dosyasına kaydedildi.

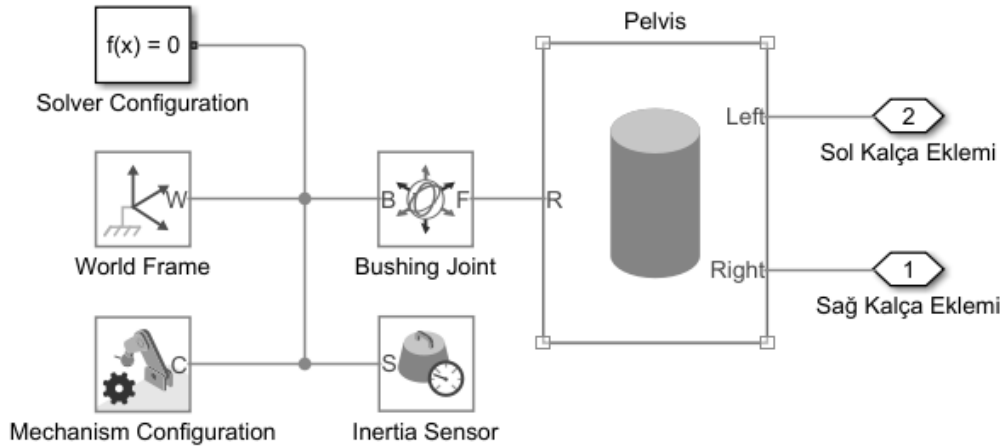
3.4. Biyomekanik Modelleme

3.4.1. MATLAB/Simulink Ortamında Biyomekanik Modelin Oluşturulması

İnsan vücudunun çoklu üye katı cisim modeli MATLAB (2021b, versiyon 9.11.0) Simulink (versiyon 10.4) ortamında Simscape/Multibody kütüphaneleri kullanılarak oluşturuldu. Bağlantılı üye modeli, insan vücudunun alt ekstremita üyelerini temsil eden toplam yedi katı cisimden oluşmaktadır. Bu katı cisimlerin insan vücudunda temsil ettiği üyeler Tablo 3.6'da açıklanmaktadır. Pelvis, femur ve tibia üyelerinin görselleştirmesinde silindirler kullanılırken modelin zeminle temasını sağlayan ayak üyeleri görsellik sağlamak amacıyla ucu yuvarlatılmış dikdörtgen prizma (*revolved rectangular prism*) ile temsil edildi. Ayak üyelerinin geometrisi ve yüzey-temas özellikleri Bölüm 3.4.1'de (Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin Belirlenmesi) detaylı olarak anlatılmaktadır. Modelde üyeleri birbirine bağlayan eklemlerin merkezleri kütlesi ihmal edilen (0 kg) küreler kullanılarak görselleştirildi.

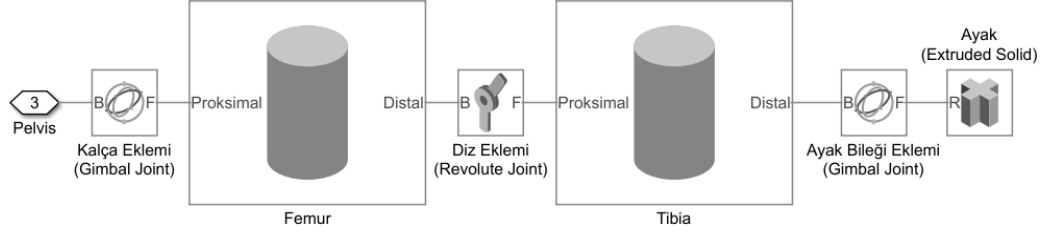
World Frame bloğu benzeşim ortamının global referans noktasıdır ve 3B koordinat sisteminde (0,0,0) konumunda bulunmaktadır. *World Frame* bloğuna bağlanan *Mechanism Configuration* bloğu yer çekimi ivmesi gibi sistemin mekanik parametrelerinin tanımlanmasını sağlamaktadır. *Solver Configuration* bloğunda ise her benzeşim için yapılması gereken çözücü tipi (*solver type*), örnekleme hızı (*sample time*) veya ayrılan bellek miktarı (*memory budget*) gibi çözücü ayarları yapılmaktadır. Bu ayarlar daha sonra yapılmak üzere (Bölüm 3.4.1 - Modelin Ters Dinamik Benzeşimi) Simulink'in varsayılan ayarlarında bırakıldı. Modelde dönme hareketinin yanında öteleme hareketi de yapabilen tek üye pelvistir ve orta noktasından 6SD eklemlerle

(*Bushing Joint*) doğrudan *World Frame* bloğuna bağlıdır. Bu bağlantı noktası modelin “kök noktası” olarak tanımlanmaktadır. *World Frame* ve pelvis bağlantısı Şekil 3.24’te gösterilmektedir. Doğrudan *World Frame* bloğuna bağlanan eylemsizlik sensörü (*inertia sensor*) ile de modelin benzeşim boyunca kütle merkezinin 3B konumunun değişimi elde edilmektedir.



Şekil 3.24. Simulink ortamında *World Frame* bloğu ve pelvis bağlantısı.

Modelde yer alan diğer üyelerin birbiriyle olan bağlantısı proksimal noktalarında bulunan bağlantı portlarına bağlanan eklemler kullanılarak gerçekleştirildi. Sağ ve sol femur üyelerini pelvise bağlayan eklemler 3 dönme SD’ye sahip eklemler (*Gimbal Joint*) ile bağlandı. Benzer şekilde ayakların proksimal ucunda tibia ile ayak bağlantısı *Gimbal Joint* ile kuruldu (Şekil 3.25). Ayak bileğini temsil eden eklem (2SD) iki eksenle dönme hareketleri (plantar/dorsi fleksiyon ve addüksiyon/abdüksiyon) yapmaktadır. Diz ekleminde yalnızca fleksiyon/ekstansiyon hareketlerinin gerçekleştiği kabul edilerek femur ve tibia arasındaki bağlantı 1 dönme SD’ye sahip eklem (*Revolute Joint*) ile sağlandı (Şekil 3.25). Biyomekanik modeli oluşturulan insanın eklemlerinin açısız mekanik özellikleri bilinmediği için yay sertliği (N.m/deg) ve damper sönümlenme katsayısı (N.ms/deg) gibi parametreler varsayılan değerlerde (sıfır) bırakıldı.



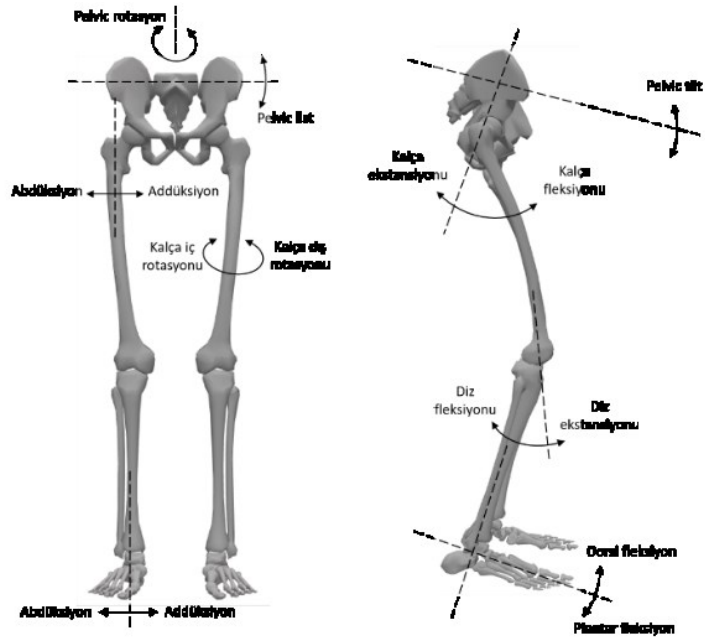
Şekil 3.25. Simulink ortamında Pelvis-Femur-Tibia-Ayak üyelerinin bağlantısı.

HY03 kodlu harekette aktör 0.40 m yüksekliğinde, 0.50 m genişliğinde ve 0.40 m derinliğinde bir kutudan serbest düşerek yere konmaktadır. Hareketin gerçekçi benzeşimi için kutu, kütlesi ve eylemsizliği ihmal edilen (*point mass*) bir dikdörtgenler prizması (*Brick Solid*) kullanılarak modellendi. Kutu üzerindeki yansıtıcı işaretlerin 3B konum bilgisi kullanılarak kutunun kalibrasyonu tamamlanan hareket yakalama alanındaki yüksekliği (0.48 m), genişliği (0.38 m), derinliği (0.37 m) ve kutu merkezinin konumu hesaplandı. Dikdörtgenler prizması *Rigid Transform* bloğu kullanılarak ötelendi ve global koordinat sisteminin orijinine bağlandı (Şekil 3.26). Böylece kutu modelde de 3B hareket yakalama alanındaki gerçek konumuna yerleştirildi.



Şekil 3.26. Simulink ortamında HY03 hareketi için kutunun modellenmesi ve *World Frame* ile bağlantısı.

Oluşturulan biyomekanik modelde yer alan ve üyeleri birbirine bağlayan eklemlerin de bir lokal koordinat sistemi mevcuttur. Eklemler, CGM2 modeli kullanılarak elde edilen doğrusal ve açısal kinematik bilgi ile beslenerek üyelerin bu eklemler etrafındaki dönüşü sağlanmaktadır (Bölüm 3.4.1 - Modelin Ters Dinamik Benzeşimi). Şekil 3.27’de modelde yer alan eklemlerde gerçekleşen açısal hareketler şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.27. Alt ekstremitelerde bulunan eklemlerde gerçekleşen açısal hareketler.

Simulink'te oluşturulan modelde toplam 7 tane eklem bulunmaktadır. Bu eklemlerin öteleme ve dönme eksenlerinde gerçekleşen doğrusal ve açısal hareketlerin tanımları Tablo 3.4'te verilmektedir. Buna göre toplam 18 SD'ye sahip olan modeldeki 1 eklemden 3 eksenle öteleme ve dönme (Pelvis – *Bushing Joint*), 2 eklemden 1 eksenle dönme (Diz – *Revolute Joint*) ve 2 eklemden 3 eksenle dönme (Kalça – *Gimbal Joint*) ve 2 eklemden 2 eksenle dönme (Ayak bileği – *Gimbal joint*) gerçekleşmektedir.

Tablo 3.4. Simulink'te oluşturulan biyomekanik modelde yer alan eklemlerin hareket eksenleri.

Eklem	Öteleme eksenleri			Dönme eksenleri		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Pelvis	Medio-lateral eksenle hareket	Dikey eksenle hareket	Antero-posterior eksenle hareket	Tilt	Rotasyon	List
Kalça	-	-	-	Fleksiyon/ Ekstansiyon	Rotasyon	Abdüksiyon/ Addüksiyon
Diz	-	-	-	Fleksiyon/ Ekstansiyon	-	-
Ayak bileği	-	-	-	Plantar/ Dorsi fleksiyon	Abdüksiyon/ Addüksiyon	-

Şekil 3.28’de gösterilen biyomekanik modelde, siyah koordinat sistemi ile görselleştirilen, sağ ve sol femurun arasında bulunan nokta modelin kütle merkezinin anlık konumunu göstermektedir. Silindirlerle görselleştirilen üyelerin dikey ekseninde bulunan noktalar üye kütle merkezinin konumunu, üyelerin proksimal ve distal noktalarında yer alan küreler ise eklem merkezlerini temsil etmektedir.



Şekil 3.28. Simulink ortamında oluşturulan 7 üyeli katı cisim modeli.

Modelin Ölçeklenmesi

Oluşturulan katı cisim modeli kullanılarak insan hareketinin ters dinamik benzeşiminin yapılabilmesi için her bir üyenin fiziksel özelliklerinin belirlenmesi gerekmektedir. Yer tepki kuvvetlerinin kestiriminin gerçekçi olarak yapılabilmesi ve eklem torqlarının hesaplanabilmesi, üyelerin biyomekaniksel özelliklerinin tanımlanmasıyla mümkündür. Modelde yer alan üyelerin kütle, kütle merkezinin konumu ve eylemsizlik momenti gibi antropometrik özellikleri Dempster (21) parametreleri (Tablo 3.5) kullanılarak hesaplandı. Üye uzunlukları ve ayak genişliği değerleri ise Nexus yazılımının statik aktör kalibrasyonu çıktısı olan .vsk dosyasından okunarak doğrudan kullanıldı. Nexus yazılımının statik kalibrasyon modülü, aktörün boy uzunluğuna ve üzerinde bulunan yansıtıcı işaretlerin konumuna göre vücudun sağ ve sol tarafını simetrik kabul ederek ters kinematik çözümle üye uzunluklarını hesaplamaktadır.

Tablo 3.5. Dempster alt ekstremite vücut üye parametreleri.

Üye	Proksimal – Distal nokta	Üye kütlesi/ Toplam kütle	Kütle merkezi/ Üye uzunluğu	Jiroskop yarıçapı/ Üye uzunluğu
		$(P)^1$	$(R_{proksimal})^2$	$(K_{cg})^3$
Pelvis	L4-L5 - Trochanter	0.1420	0.105	-
Üst bacak	Kalça – Diz merkezi	0.1000	0.433	0.323
Alt bacak	Diz – Ayak bileği merkezi	0.0465	0.433	0.302
Ayak	Ayak bileği – Metatarsal	0.0145	0.500	0.475

¹Üye kütle oranının vücut kütle oranı

²Üye kütle merkezinin proksimal noktaya olan uzaklığının üye uzunluğuna oranı

³Jiroskop yarıçapının kütle merkezine olan uzaklığının üye uzunluğuna oranı

Tablo 3.5'te verilen üye kütle oranının toplam vücut kütle oranı (P) göz önüne alındığında aktörün vücut kütle oranı (m_t) bağı olarak bir üyenin kütle (m_s) değeri Eşitlik (3.2) kullanılarak hesaplandı.

$$m_s = m_t P \quad (3.2)$$

Aktörün vücut kütle oranı 62.2 kg olduğuna göre pelvis kütle oranı Tablo 3.5'te gösterilen üye parametresi kullanılarak 8.8324 kg olarak hesaplanmaktadır. Oluşturulan biyomekanik modelde yer tepki kuvvetlerinin doğru bir şekilde tahmin edilebilmesi için üst ekstremitede yer alan üyelerin toplam kütle oranının da modele dahil edilmesi gerekmektedir. Bu nedenle üst ekstremite üyelerinin toplam kütle oranı modelin en üst noktasında bulunan pelvis üyesinin kütle oranına eklendi. Dolayısıyla üst ekstremite üyelerinin toplam kütle oranının 3B uzaydaki konumu pelvis kütle merkezinin konumu ile aynıdır. Pelvis kütle merkezinin konumu Şekil 3.28'de görülebilir. Tablo 3.5'te sunulan üye kütle parametrelerine göre, modelde yer alan alt ekstremite üyelerinin toplam kütle oranı 27.5086 kg'dır. Alt ekstremite üyelerinin toplam kütle oranı vücut kütle oranından çıkartıldığında üst ekstremitede bulunan tüm üyelerin toplam kütle oranı 34.6914 kg olacaktır. Üst ekstremite üyelerinin toplam kütle oranı eklendiğinde ise pelvis kütle oranı 42.1216 kg olarak hesaplanmaktadır (Tablo 3.6).

Tablo 3.6. Simulink'te oluşturulan biyomekanik modelde yer alan üyelerin antropometrik özellikleri.

Üye	Uzunluk (m)	Kütle (kg)	Eylemsizlik Momenti (kgm ²)		
			X	Y	Z
Pelvis	0.1890	42.1716	0.1691	0.1691	0.1691
Sağ femur	0.4408	6.2200	0.1261	0.1261	0
Sağ tibia	0.4300	2.8923	0.0488	0.0488	0
Sağ ayak	0.2258	0.9019	0.0104	0.0104	0
Sol femur	0.4408	6.2200	0.1261	0.1261	0
Sol tibia	0.4300	2.8923	0.0488	0.0488	0
Sol ayak	0.2258	0.9019	0.0104	0.0104	0

İnsan vücudundaki birçok üyenin uzunlamasına eksen (*longitudinal axis*) etrafındaki eylemsizlik momentiyle ilgili yeterli deneysel veri mevcut değildir. Bu nedenle biyomekanik modellerde genellikle üyelerin uzunlamasına eksen etrafındaki eylemsizlik momenti göz ardı edilerek sıfır kabul edilir. Uzunlamasına eksen tüm üyeler için dikey eksendir (Z ekseni). Bu durumda pelvis dışındaki tüm üyelerin kütle merkezlerine göre eksenlerdeki eylemsizlik momentleri Tablo 3.5'te sunulan jiroskop yarıçapı (K_{cg}) ve bilinen üye uzunluğu (L_s) değerleriyle Eşitlik (3.3) kullanılarak hesaplandı. Böylece üyenin kütle merkezi etrafındaki eylemsizlik moment matrisi (I) elde edilmiş ve bu matris Simulink ortamında üyeyi temsil eden katı cisme tanımlandı.

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} (m_s K_{cg} L_s^2) \quad (3.3)$$

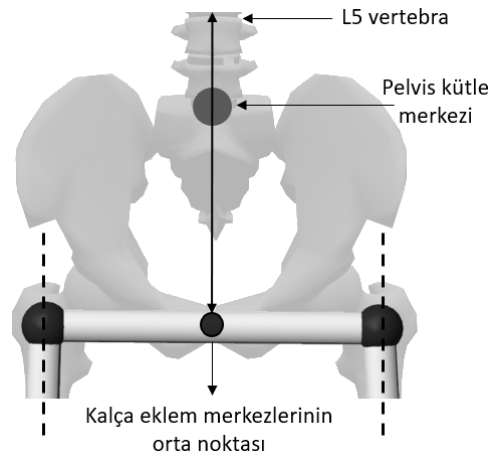
Bu çalışmada, üst ekstremité üyelerinin kütlesini de taşıyan Pelvis üyesinin eylemsizlik momenti (I_{pelvis}) Nexus CGM2 modelinde olduğu gibi jiroskop yarıçapının 0.31 m olduğu kabul edilip Eşitlik (3.4) kullanılarak tüm eksenler için hesaplandı.

$$I_{pelvis} = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} (m_s K_{cg} L_s^2) \quad (3.4)$$

Modelde yer alan üyelerin uzunlamasına eksenindeki kütle merkezlerinin konumu (CoM_s) Tablo 3.5'te sunulan parametreler ($R_{proksimal}$) kullanılarak hesaplandı. Buna göre bir üyenin kütle merkezinin konumu üye uzunluğuna bağlı olarak proksimal ucundan olan uzaklığı hesaplanarak (Eşitlik (3.5)) silindirin kütle merkezi olarak tanımlandı.

$$CoM_s = L_s R_{proksimal} \quad (3.5)$$

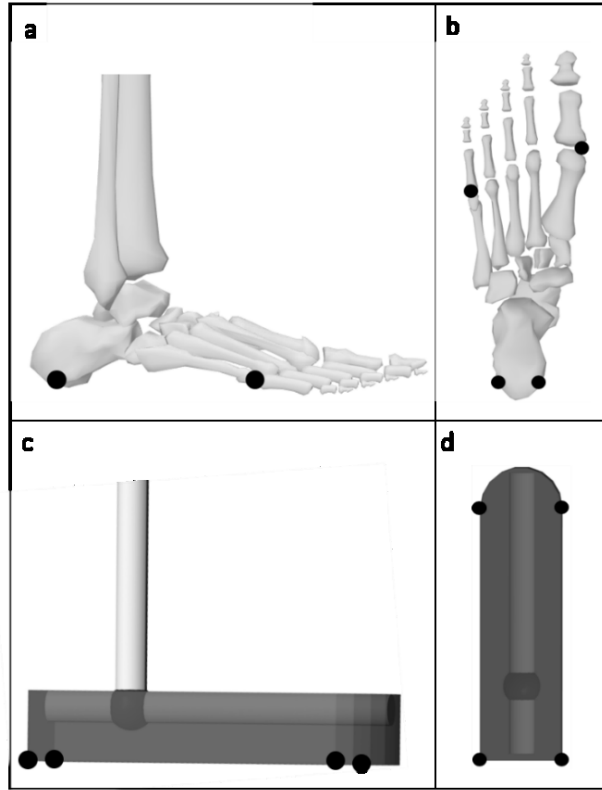
Pelvis üyesinin kütle merkezi Tablo 3.5'e göre L4/L5 vertebra ile trochanter arasında bulunmaktadır. L5 vertebranın üst yüzeyi ile trochanter arasındaki mesafe CGM2 modelinde olduğu gibi sadeleştirilmiş bir ölçekleme yapılarak kalça genişliğinin 0.925 katı olarak hesaplandı. Aktörün kalça genişliği CGM2 modelinin statik kalibrasyon çıktısı olan .vsk dosyasından 0.2043 m olarak elde edildiği göz önüne alındığında pelvis uzunluğu (L4/L5 – Trochanter) 0.1890 m olarak hesaplanmaktadır. Pelvis kütle merkezinin konumunun, Eşitlik (3.5) kullanılarak hesaplandığında Şekil 3.29'da gösterildiği üzere, Pelvis kemiğinin Sacrum bölgesinde bir noktaya denk geldiği düşünülmektedir. Bu noktanın konumu Simulink'te oluşturulan biyomekanik modelde (Şekil 3.28) kalça merkezlerini birleştiren silindirin üst kısmında görülebilmektedir.



Şekil 3.29. Ölçekleme sonrasında Pelvis kütle merkezinin konumu.

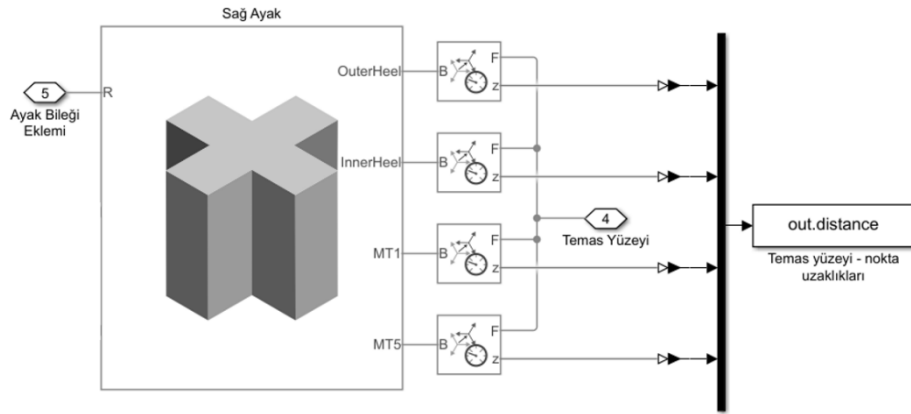
Modelin Yüzey-Temas Noktalarının Belirlenmesi

Modelin zemin yüzeyi ile teması ayak üyelerinin tabanında gerçekleşmektedir. Bu nedenle ayak üyelerinin tabanına temas noktaları yerleştirmek gerekmektedir. Temas noktaları katılımcı yere bastığında ayakkabı ve zemin arasında oluşan esnemelerin modellenemesine olanak sağlamaktadır. Bahsi geçen temas noktaları, Simscape/Multibody kütüphanesinde bulunan *Point* bloğu kullanılarak ayak üyelerinin tabanında bulunan 4 köşeye yerleştirildi. Bu noktalardan iki tanesi ayağın topuk bölümü olan Calcaneus kemiğinin distal ucunun lateral ve medialini temsil etmektedir. Ayağın distal bölümündeki iki noktanın ise sırasıyla 1. ve 5. metatarsophalangeal eklemleri temsil ettiği kabul edilmiştir. Şekil 3.30'da temas noktalarının temsil ettiği kabul edilen anatomik noktaların modelde yer alan ayak üyesi üzerinde şematik olarak gösterilmiştir.



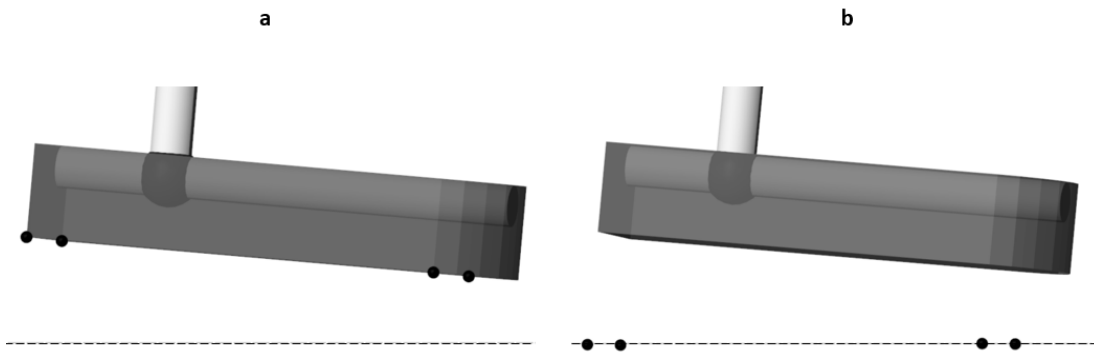
Şekil 3.30. Temas noktalarının (a,b) ayakta temsil ettiği noktalar ve (c,d) biyomekanik modelde bulunan ayak üyesindeki yerleşimleri.

Aktörün 3B ayak geometrisi (yükseklik, genişlik, taban eğimi) bilinmediğinden modellenememektedir. Dolayısıyla belirtilen noktalara yerleştirilen temas noktaları, aktör kalibrasyonu sonucu elde edilen doğal ayak bileği açısına bağlı olarak hareket benzeşiminin başlangıcında yerle temas etmemektedir. Temas noktalarının yerle fiziksel olarak temas edebilmesi ve aktör yere bastığında ayakkabıdaki esnemelerin modellenebilmesi için bir denkleştirme uzaklığına (*offset*) ihtiyaç duyulmaktadır. Aktörün her harekete ayakta durur ve hareketsiz durumdan başladığı göz önüne alındığında gerçeğe aykırı olan bu durumu düzeltmek amacıyla her bir temas noktası için denkleştirme uzaklığı hesaplanarak bu noktalar dikey eksende negatif yönde ötelendi. Denkleştirme uzaklıklarını hesaplayabilmek için statik kalibrasyon sonrası elde edilen ve .csv dosya formatında kaydedilen eklemlerin 3B dönme açıları MATLAB ortamına aktarıldı. Bu dönme açıları ile model işletilerek temas noktaları ile zemin yüzeyi arasında, dikey eksen üzerindeki uzaklıklar ölçüldü. Bu işlem her bir temas noktası ile temas yüzeyi arasına *Transform Sensor* yerleştirilerek gerçekleştirildi.



Şekil 3.31. Simulink'te *Transform Sensor* kullanılarak temas noktaları ile zemin yüzeyi arasındaki uzaklıkların ölçülmesi.

Bu uzaklıkların her bir nokta için ortalaması alınarak bu değerler kaydedildi. Katılımcının kalibrasyon seansında ayakta hareketsiz durmakta olduğu göz önüne alındığında bu işlem yalnızca bir defa yapılarak ortalama uzaklık değerleri gerçekleştirilen tüm benzeşimlerde kullanıldı. Şekil 3.32'de temas noktalarının öteleme işlemi öncesindeki (Şekil 3.32a) ve sonrasındaki (Şekil 3.32b) konumları gösterilmektedir.



Şekil 3.32. Ayak tabanına konumlandırılan dört temas noktasının hesaplanan denkleştirme uzaklıkları ile zemin yüzeyine ötelenmesi.

Temas noktalarının denkleştirme uzaklığı kullanılarak dikey ekseninde negatif yönde ötelenmesi ile hem gerçek ayak yüksekliği temsil edilmiş olup hem de benzeşimin başlangıcında gerçek hayatta olduğu gibi aktörün ayaklarının yerle temas etmesi sağlandı. Her iki ayakta bulunan temas noktaları için hesaplanan denkleştirme uzaklıkları Tablo 3.7’de sunulmaktadır. Şekil 3.32’deki ayak pozisyonundan ve statik benzeşimden hesaplanan denkleştirme uzaklıklarından da anlaşılacağı üzere ayak bileğinde doğal bir plantar fleksiyon açısı mevcuttur.

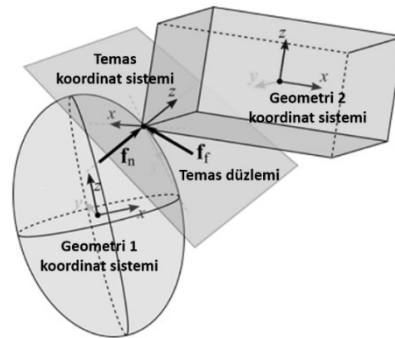
Tablo 3.7. Temas noktalarının zeminle temasını sağlamak için hesaplanan denkleştirme uzaklıkları.

Temas noktası	Denkleştirme uzaklığı (m)
Sağ 1. metatarsophalangeal eklem (Sağ MT1)	0.0361
Sağ 5. metatarsophalangeal eklem (Sağ MT5)	0.0396
Sağ distal lateral calcaneous (Sağ DLC)	0.0565
Sağ distal medial calcaneous (Sağ DMC)	0.0530
Sol 1. metatarsophalangeal eklem (Sol MT1)	0.0317
Sol 5. metatarsophalangeal eklem (Sol MT5)	0.0355
Sol distal lateral calcaneous (Sol DLC)	0.0593
Sol distal medial calcaneous (Sol DMC)	0.0555

Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin Belirlenmesi

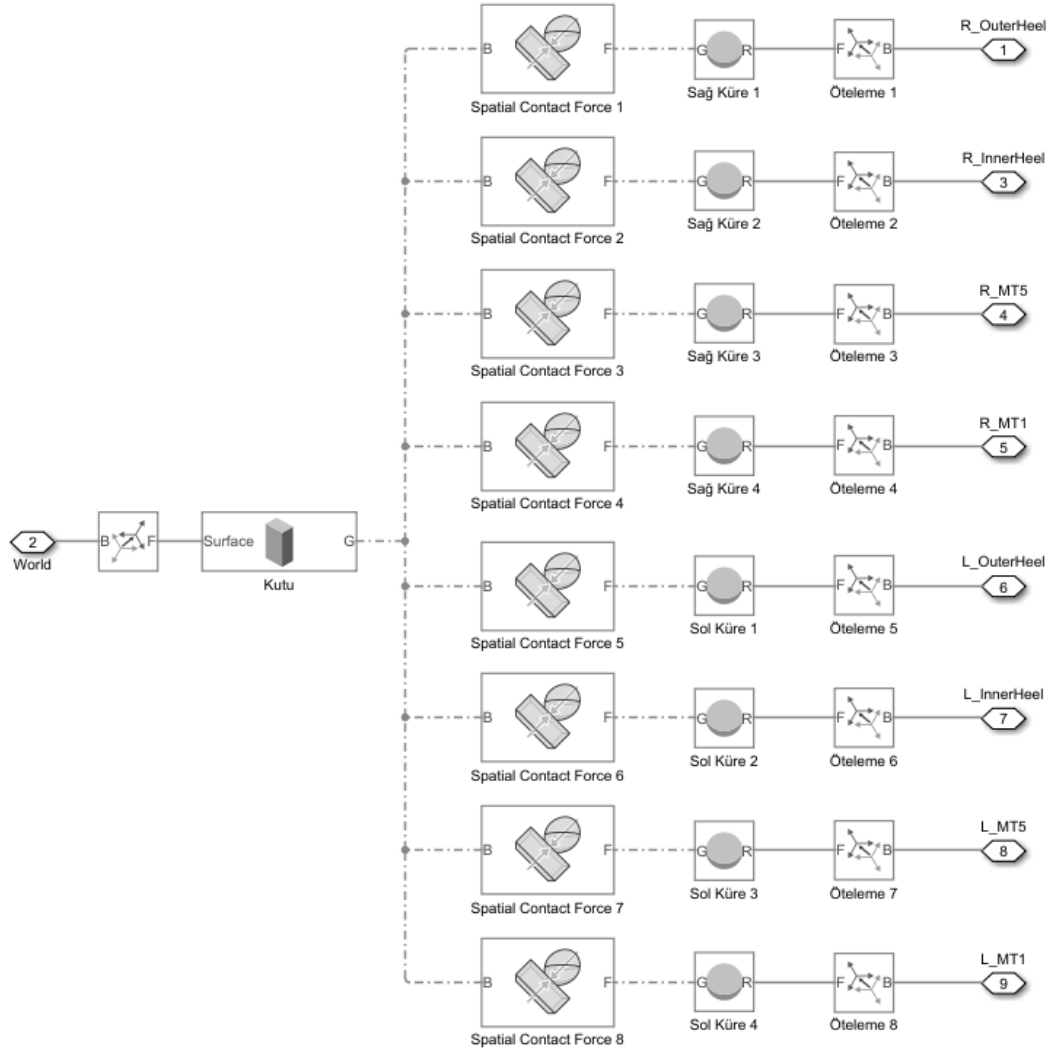
Modelin yerle temasını tespit edebilmek için Simscape/Multibody kütüphanesinin Forces and Torques bölümünde bulunan *Spatial Contact Force* blokları kullanıldı. *Spatial Contact Force* blokları, temas noktalarına bağlanarak ayağın zeminle olan ilişkisinin modellenmesini sağlamaktadır. Bunun için *Spatial Contact Force* bloklarının temas noktaları ile zemin yüzeyi arasına yerleştirilmesi gerekmektedir. İki geometrinin teması sırasında uygulanacak normal kuvvet ve sürtünme kuvvetlerinin hesaplanabilmesi için temas noktalarının konumlarının, temas noktaları arasındaki mesafenin ve temas sırasında geometrilerin relatif hızlarının bilinmesi gerekmektedir. MATLAB/Simulink benzeşim sırasında bu değişkenleri hesaplamaktadır. *Spatial Contact Force* bloğu bu değişkenler doğrultusunda Hertz elastik temas teorisine (64) dayanarak geometriler arasındaki temas kuvvetlerini hesaplamaktadır. Her bir geometrinin bir temas koordinat sistemi mevcuttur ve bu koordinat sistemleri temas noktasında çakışmaktadır. *Spatial Contact Force* bloğu temasın gerçekleştiği süre boyunca temas koordinat sistemlerinde Newton'un üçüncü kanununa (27) riayet ederek kuvvet uygular:

1. Normal kuvvet (f_n) temas koordinat sisteminin Z eksenine yöneliktir. Bu kuvvet temas boyunca geometrilerin iç içe geçme miktarını azaltmak için iki katı cismin birbirlerinden ayrılmasını sağlamaktadır.
2. Sürtünme kuvveti (f_f) temas düzleminde yer almaktadır ve geometrilerin temas sırasında birbiri üzerinden kaymasını engelleyen direnci sağlamaktadır.



Şekil 3.33. *Spatial Contact Force* bloğu ile iki geometri arasındaki temasın modellenmesi.

Contact Force bloğu aracılığıyla bir başka bir katı cismin geometrisi ile temas kurabilmektedir. Ayak üyelerinin kutu ile temasını sağlayabilmek için Şekil 3.34'te gösterilen, ayak tabanında bulunan temas noktalarına 0.001 m çapında kütlesi ihmal edilen (point mass) küreler (*Spherical Solid*) yerleştirildi. Küreler Tablo 3.7'de verilen denkleştirme uzaklıkları kullanılarak dikey ekseninde negatif yönde ötelenerek daha önce zemin yüzeyi ile temas sağlayan temas noktalarının konumuna getirildi. Kürelerin geometri bağlantı noktaları açılarak kutu yüzeyi ile teması yine *Spatial Contact Force* blokları kullanılarak sağlandı. Yalnızca HY03 kodlu hareket için gerçekleştirilen bu işlemin Simulink ortamında kurulan blok diyagram şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.35. Simulink'te ayak tabanına yerleştirilen küreler ile kutu arasındaki bağlantının *Spatial Contact Force* blokları kullanılarak kurulması.

Zemin yüzeyi ile temas noktaları arasındaki temas ilişkisinin doğru bir şekilde modellenebilmesi için her bir nokta için belirli parametrelerin belirlenerek *Spatial Contact Force* bloklarına tanımlanması gerekmektedir. *Spatial Contact Force* bloğunda tanımlanması gereken 6 parametre (Şekil 3.36) aşağıdaki gibidir:

1. Sertlik katsayısı (*stiffness*),
2. Sönümlenme katsayısı (*damping*),
3. Geçiş bölgesi genişliği (*transition region width*),
4. Statik sürtünme katsayısı (*coefficient of static friction*),
5. Dinamik sürtünme katsayısı (*coefficient of dynamic friction*),
6. Kritik hız (*critical velocity*).

Spatial Contact Force bloğunda, yukarıdaki parametrelerin tanımlanmasıyla temas boyunca hesaplanan normal kuvvet değeri Eşitlik (3.6) ile ifade edilmektedir.

$$f_n = s(x, w) \cdot \left(k \cdot x + c \cdot \frac{dx}{dt} \right) \quad (3.6)$$

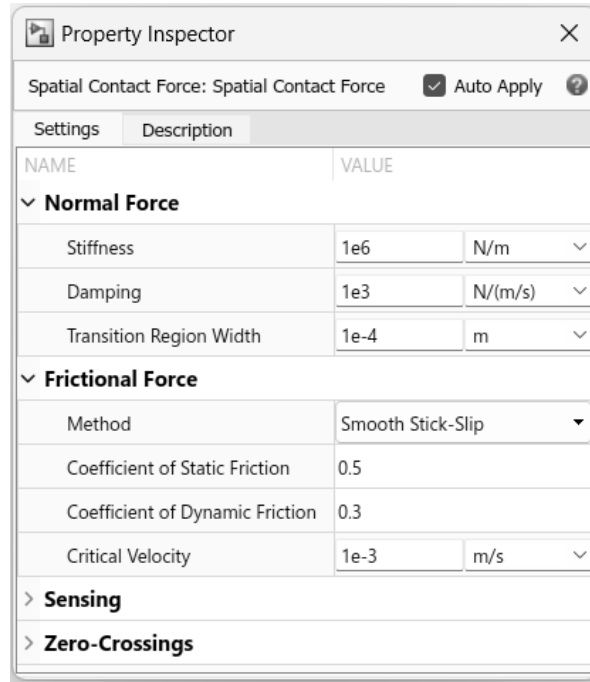
Eşitlik (3.6)'te f_n temas sırasında her bir geometriye eşit ve zıt yönlerde etki eden normal kuvveti, x iki geometrinin teması sırasında birbirleri ile iç içe geçme miktarını, w geçiş bölgesi genişliğini, k *Spatial Contact Force* bloğunda ifade edilen yay sertlik katsayısını, c *Spatial Contact Force* bloğunda ifade edilen damper sönümlenme katsayısını, $s(x, w)$ ise MATLAB'ın temas kuvvetini yumuşatma ve sürekli hale getirme (*continuous*) fonksiyonunu ifade etmektedir (76).

Spatial Contact Force bloğunda, statik ve dinamik sürtünme katsayılarının belirtilmesi ile temas sırasında iki geometrinin birbirleri üzerinde kaymasını engelleyen sürtünme kuvvetini tanımlanmaktadır. Temas sırasında uygulanacak sürtünme kuvvetinin miktarı Eşitlik (3.7) ile ifade edilmektedir.

$$|f_f| = \mu \cdot |f_n| \quad (3.7)$$

Eşitlik (3.7)'de $|f_f|$ temas sırasında geometriler arasında uygulanacak sürtünme kuvvetini, μ etkin sürtünme katsayısını ve $|f_n|$ temas sırasında her bir geometriye eşit ve zıt yönlerde etki eden normal kuvvetin büyüklüğünü ifade etmektedir. MATLAB,

sürtünme kuvvetinin büyüklüğünü hesaplamak için *Stick-Slip* (yapışma-kayma) yöntemini (77) kullanmaktadır. Bu yöntemle göre birbirleri üzerinde kayma eğilimi gösteren geometri yüzeyleri arasındaki statik sürtünme katsayısı dinamik sürtünme katsayısından büyüktür. Bununla beraber geometriler arasındaki sürtünme miktarı geometrilerin kütlelerine, eylemsizliğine ve sertliğine de bağlıdır. Dolayısıyla oluşturulan benzeşim modelinde yüzey-temas noktalarının taşımakta olduğu üyelerin kütlelerinin, eylemsizlik özelliklerinin ve sertliklerinin mümkün olduğunca gerçeği temsil etmesi gerekmektedir.



Şekil 3.36. Simulink'te *Spatial Contact Force* bloğunda tanımlanan parametreler ve varsayılan değerleri.

Spatial Contact Force bloğu iki geometri arasındaki teması mekanik olarak bir yay-damper (spring-damper) etkisiyle sağlamaktadır. Ayak tabanında bulunan temas noktalarının her birinde birbirine paralel bağlı bulunan bir yay ve damper olduğu düşünülebilir. Kütle m olan, yay sertliği k ve damper sönümlenme katsayısı c olan ideal bir kütle-yay-damper (*mass-spring-damper*) sisteminde sıkışma miktarına (x) bağlı net kuvvet (F_{net}) 2. dereceden diferansiyel denklem ile (Eşitlik (3.8)) ifade edilmektedir.

$$F_{net} = -kx + \left(-c \frac{dx}{dt}\right) \quad (3.8)$$

Yay sertlik katsayısı, temas noktaları ile zemin temas ettiğinde yayın bu etkiye ne kadar direneceğini belirlemektedir. Yayın direnç miktarı temas sırasında sabit kalmaktadır. Yay sertlik katsayısı değerlerinin en iyileştirilmesi öncesinde bir başlangıç değeri belirlemek gerekmektedir. Bu başlangıç değerini belirleyebilmek doğrusal olmayan bir davranışı temsil eden Eşitlik sadeleştirilerek doğrusal olarak kabul edildi. Buradan hareketle aktör ayakta statik dururken temas noktalarında bulunan yayların en fazla 0.01 m sıkışmaları hedeflendi. Bu sıkışma miktarı aktörün giydiği ayakkabının tabanının zeminle teması sırasında esneme miktarı olarak düşünülebilir. Böylece statik durumda iki geometrinin birbiriyle temasında, temas noktalarında bulunan yaylar 0.01 m sıkıştıklarında zeminden temas noktasına aktörün ağırlığı kadar (toplam 609.97 N) tepki kuvveti uygulanacaktır. Hooke kanununa göre ($k = \frac{F_s}{x}$) tüm temas noktalarındaki yaylar 0.01 m sıkıştığında toplam yay sertliği 60997 N/m olmalıdır. İki ayakta toplam 8 adet temas noktası (TNS) bulunduğuna göre her bir temas noktasında bulunan yayın sertlik katsayısı, hesaplanan toplam yay sertlik katsayısının 8'e bölünmesiyle elde edilebilir. Yay sertlik katsayısının (k) başlangıç değeri olan 7624.6 N/m (Tablo 3.8) her bir temas noktasında bulunan yay için Eşitlik (3.9) kullanılarak hesaplandı.

$$k = \frac{F_s x^{-1}}{TNS} = \frac{609.97 \cdot 10^{-2}}{8} = 7624.6 \text{ N/m} \quad (3.9)$$

Nokta-düzlem temas bloklarında bulunan damper iki geometrinin teması sırasında oluşan titreşimin sönümlenmesini sağlamaktadır. Damperin sönümlenme katsayısının sıfır olması, oluşan temasın tamamen elastik bir çarpışma olduğunu, temas sırasında enerjinin korunduğunu ifade etmektedir. Sönümlenme katsayısı büyüdükçe temas sırasında oluşan titreşim hızlıca sönümlenecektir. Sönümlenme katsayısının (c) başlangıç değerinin belirlenmesinde Eşitlik (3.10) kullanıldı. Sönümlenme katsayısı, sönümlenme kuvvetinin (F_d) temas hızına (v) bölünmesi ile hesaplanmaktadır.

$$c = \frac{F_d}{v} = \frac{F_d}{\frac{dx}{dt}} \quad (3.10)$$

Yay sertlik katsayısının hesaplanmasında yayın yer değiştirme (sıkışma) miktarı 0.01 m olarak belirlendi. Bu yer değiştirmenin ne kadar sürede gerçekleşeceği ise temas titreşimlerinin sönümlenme hızını ifade etmektedir. Buradan hareketle damperin, 609.97 N değerinde bir kuvvete maruz kaldığında 0.01 metrelik bir yer değiştirmeyi bir adım aralığında, yani 0.01 s sürede (1 m/s hızda) sönümleyerek hareketsiz kalması hedeflendi. Sonuç olarak Eşitlik (3.11) kullanılarak her bir temas noktasındaki damper sönümleme katsayısı 76.2 N/(m/s) olarak hesaplandı (Tablo 3.8).

$$c = \frac{F_d v^{-1}}{TNS} = \frac{609.97 \frac{0.01}{0.01}}{8} = 76.2 \text{ N/(m/s)} \quad (3.11)$$

Temas sırasında yay-damper etkisinin ne zaman başlayacağını geçiş bölgesi genişliği belirlemektedir. Geçiş bölgesi genişliği değerinin küçülmesi iki geometrinin temasının daha ani bir şekilde başlamasına neden olmaktadır. Gerçekte iki katı cismin birbirini ile çarpışmasında cisimler birbirlerine aynı anda ve zıt yönlerde eşit miktarda kuvvet uygularlar (27). Modelde zemin yüzeyi ile temas noktaları arasındaki temas yay-damper modeli ile oluşturulduğundan bu çarpışmada cisimler birbirleri ile i içe geçmektedir. Geçiş bölgesi genişliği bu i ie geçme miktarını ifade etmektedir. Modelin gerçekçiliğini makul bir seviyede tutmak adına geçiş bölgesi genişliğinin başlangıç değeri 0.001 m olarak belirlendi (Tablo 3.8). Böylece hareket sırasında zemin yüzeyi ile ayak teması sırasında 0.001 metrelik bir i ie geçme sonrasında yay-damper kuvveti en yüksek değerine ulaşacaktır.

Deney sırasında aktörün ayakkabısı ile kuvvet platformu ve kutu yüzeyi temas etmektedir. Zemin yüzeyi ile aktörün ayakkabısı arasındaki sürtünme kuvvetini *Spatial Contact Force* bloğunda statik sürtünme katsayısı (μ_s) ve dinamik sürtünme katsayısı (μ_d) parametreleri belirlemektedir. Eşitlik (3.7)'de ifade edilen etkin sürtünme katsayısı (μ) statik ve dinamik sürtünme katsayılarının ve temas sırasındaki relatif teğetsel hızın fonksiyonu olarak tanımlanmaktadır (76). Relatif teğetsel hız,

Spatial Contact Force bloğunda belirtilen kritik hız miktarına ulaştığında en yüksek statik sürtünme kuvveti uygulanmaktadır. Kritik hız aşıldığında ise temas halindeki geometrilerin arasındaki sürtünme kuvvetini dinamik sürtünme katsayısı belirlemektedir. Temas halindeki materyallerin gerçek sürtünme katsayıları bilinmemektedir. Dolayısıyla yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirilmesinden önce bu parametreler varsayılan değerlerde bırakıldı. Statik ve dinamik sürtünme katsayısının varsayılan değerleri sırasıyla 0.5 ve 0.3'tür. Modelin yüzey-temas parametrelerinin başlangıç değerleri Tablo 3.8'de görülmektedir.

Tablo 3.8. Modelin yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirme öncesi başlangıç değerleri.

Yüzey-temas parametresi	Başlangıç değeri
Yay sertlik katsayısı (k)	7624.6 N/m
Damper sönümlenme katsayısı (c)	76.2 N/(m/s)
Geçiş bölgesi genişliği (w)	0.001 m
Statik sürtünme katsayısı (μ_s)	0.5
Dinamik sürtünme katsayısı (μ_d)	0.3
Kritik hız (v_{crit})	0.001 m/s

Modelin Ters Dinamik Benzeşimiyle Yer Tepki Kuvvetlerinin Hesaplanması

BM_{MS}'nin gerekli girdiler ile çalıştırılarak çıktılarının elde edilmesinde izlenen yolun akış şeması Şekil 3.37'de gösterilmektedir. Biyomekanik modelin ters dinamik benzeşimiyle sürtünme ve yer tepki kuvvetlerinin hesaplanabilmesi için bazı girdilere ihtiyaç duyulmaktadır. Model girdileri aşağıdaki gibi sıralanmaktadır:

1. Üyelerin antropometrik özellikleri (geometri, kütle, eylemsizlik momenti)
2. Üyelerin zamana bağlı dönme açıları, açısal hızları ve açısal ivmeleri,
3. Kök noktanın zamana bağlı 3B konum verisi,
4. Zemin ve kutu yüzeyi ile ayak tabanı arasındaki yüzey-temas parametreleri.



Şekil 3.37. Simulink'te hareketin ters dinamik benzeşimiyle sürtünme ve yer tepki kuvvetlerinin hesaplanması işleminin akış şeması.

Üyelerin antropometrik özellikleri Bölüm 3.4.1'de (Modelin Ölçeklenmesi) anlatıldığı üzere hesaplanarak *.mat* uzantılı bir dosya (MAT-file) olarak kaydedildi. Bu dosya MATLAB ortamında okunarak benzeşim için gerekli olan üye geometrileri, kütleleri ve eylemsizlik momentleri girdi olarak sağlanmaktadır.

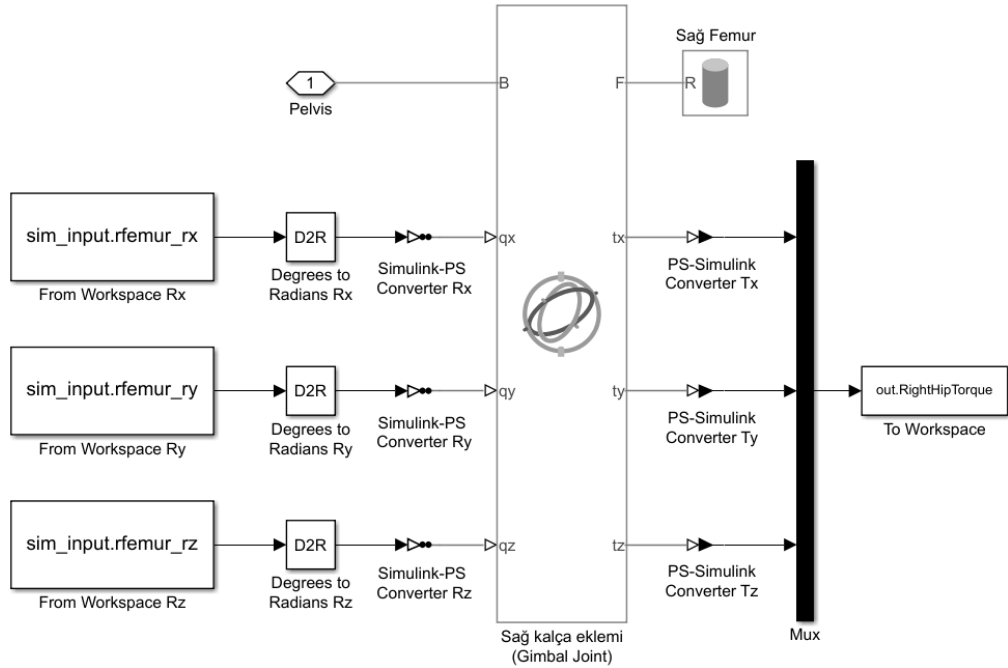
Üyelerin filtrelenen açı değerleri (Bölüm 3.3.1 - Hareketlerin İşlenmesi), zaman serisi (*timeseries*) olarak tanımlandı. Dereceden radyana dönüştürülen açı değerleri Simulink ortamında *Simulink-PS Converter* bloğu kullanılarak fiziksel sinyale dönüştürüldü ve modelde yer alan eklemleri hareketlendirmek için kullanıldı. Bunun için öncelikle eklem bir zaman serisi ile hareketlendirileceği belirtildi. Simulink'te bir eklemi hareketlendirmek için zamana (t) bağlı açısal değişim (θ) dışında açısal hız ($\dot{\theta}$) ve açısal ivme ($\ddot{\theta}$) değerleri de gerekmektedir. Bu nedenle açı değerlerinin 1. ve 2. dereceden türevleri merkezi farklar yöntemi (*central difference method*) kullanılarak hesaplandı. Böylece bir eklemi hareketlendirmek için gereken açısal hız (Eşitlik (3.12)) ve açısal ivme (Eşitlik (3.13)) değerleri zaman serisi olarak tanımlanarak *Simulink-PS Converter* bloğuna girdi olarak verildi.

$$\dot{\theta}_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_i}{\Delta t} \quad (3.12)$$

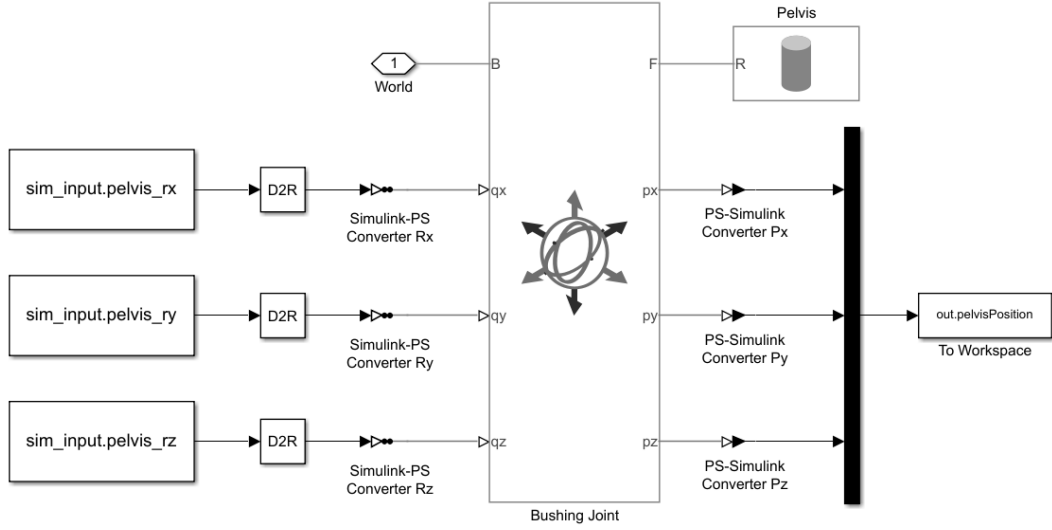
$$\ddot{\theta}_i = \frac{\dot{\theta}_{i+1} - \dot{\theta}_i}{\Delta t} \quad (3.13)$$

Şekil 3.38'te Simulink ortamında bir eklem hareketlendirilmesine örnek olarak sağ kalça eklemine sağ femur üye açıları ile beslenmesi için oluşturulan bağlantıların blok diyagram şeması sunulmaktadır. Bu şemada gösterilen bağlantılar sağ ve sol kalça, sağ ve sol diz, sağ ve sol ayak bileği eklemleri için de oluşturuldu.

Modelin öteleme ve dönme hareketi yapabilen tek üyesi pelvistir ve *World Frame* ile pelvisi bağlayan 6SD eklem, modelin kök noktası (root) olarak bütün vücudun dönme ve konum bilgisini içermektedir. Kök noktaya bağlanan diğer üyeler dönme hareketlerini bu referans noktasına göre yapmaktadırlar. Kök nokta, ayak üyelerinin zemin yüzeyi ile temasına bağlı olarak öteleme hareketleri gerçekleştirmektedir. Ayak ile zemin arasındaki temasın modellenmesi ve temas parametrelerinin etkisinin incelenebilmesi için modelin benzeşimi sırasında kök noktaya öteleme hareketi verilmedi. Kök nokta yalnızca 3B dönme açıları ile beslenmektedir. Pelvisi *World Frame* ile bağlayan 6SD eklem hareketlendirilmesi için Simulink ortamında oluşturulan bağlantıların blok diyagram şeması Şekil 3.39'da gösterilmektedir.



Şekil 3.38. Simulink'te sağ kalça eklemine hareketlendirmek için oluşturulan bağlantıların blok diyagram şeması.

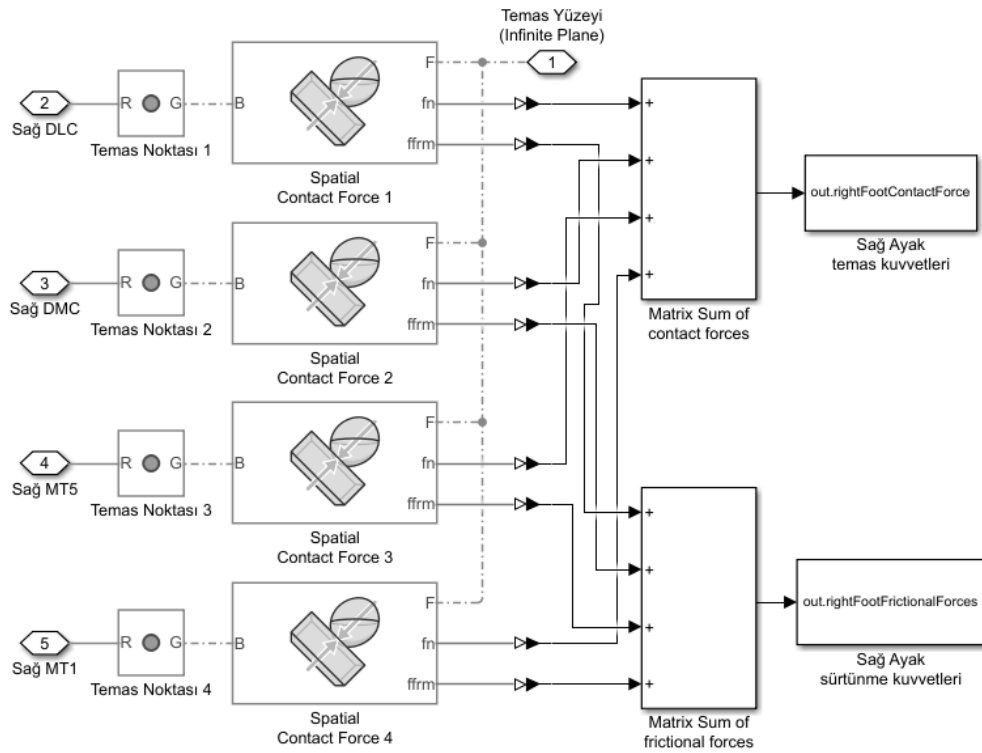


Şekil 3.39. Simulink'te pelvisi *World Frame* ile bağlayan eklem açılmasını sağlamak için oluşturulan bağlantıların blok diyagram şeması.

Modelin girdilerinden olan yüzey-temas parametrelerinin başlangıç değerleri, Bölüm 3.4.1'de (Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin Belirlenmesi) bahsedildiği üzere belirlenerek bir *.mat* dosyasına kaydedildi. Bu parametreler hareketlerin benzeşimi için MATLAB ortamında okunarak *Spatial Contact Force* bloklarına değişken olarak aktarılmaktadır. Modelin ters dinamik benzeşimiyle elde edilen çıktılar aşağıdaki gibi sıralanmaktadır:

1. Sürtünme ve yer tepki kuvvetleri,
2. Kök noktanın konumu.

Hareketlerin ters dinamik benzeşimi sırasında yer tepki kuvvetlerinin hesaplanabilmesi için temas noktaları ile zemin ve kutu yüzeyi arasında yerleştirilen *Spatial Contact Force* bloklarının normal kuvvet ve sürtünme kuvveti miktarını ölçen sensörler aktifleştirildi. Bu sensörler kullanılarak hareket sırasında dikey eksen (Z) uygulanan yer tepki kuvvetleri ve X ve Y eksenlerindeki toplam sürtünme kuvveti *PS-Simulink Converter* blokları aracılığıyla algılandı. Temas noktalarından algılanan yer tepki kuvvetleri (f_n) ve sürtünme kuvvetleri (f_f) toplanarak her bir ayak üyesi için bir *.mat* dosyasına kaydedildi (Şekil 3.40). Benzer şekilde Bölüm 3.4.1'de (Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin En İyileştirilmesi) anlatıldığı üzere yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirilmesinde kullanılan kök noktanın 3B konumu da MATLAB ortamında bir *.mat* dosyası olarak kaydedildi (Şekil 3.39).



Şekil 3.40. Simulink'te *Spatial Contact Force* blokları kullanılarak sağ ayak üyesi için toplam yer tepki kuvvetinin ve sürtünme kuvvetinin kaydedilmesi.

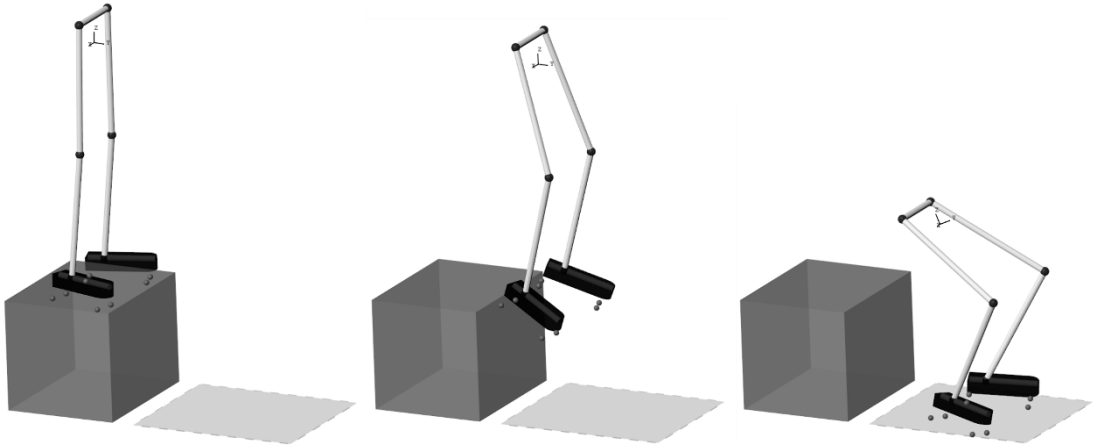
Vicon sistemi ile hareket yakalama frekansı 100 Hz'dir (Bölüm 3.2.6 - Hareketlerin Yakalanması). Bu nedenle hareketlerin ters dinamik benzeşiminde adım aralığı (step size) 0.01 s (1/100 Hz) olarak belirlendi. Simulink'te oluşturulan dinamik sistemin her bir adım aralığındaki durumunu hesaplamak için bir çözücüye (*solver*) ihtiyaç duyulmaktadır. Çözücü, modeli temsil eden adi diferansiyel denklemleri (*ordinary differential equations*) çözmek için bir nümerik metot kullanmaktadır. Simulink'te adi diferansiyel denklemleri çözen, farklı nümerik integrasyon teknikleri kullanan çözücüler mevcuttur. Çözücüye karar verme aşamasında Simulink dokümantasyonundaki öneriler dikkate alınarak (78) değişken adım aralığındaki çözücülerin performansları karşılaştırıldı. Simulink'in ode1be çözücüsü, Backward Euler tipi sabit sayıda Newton öz yinelemesi kullanan, hesaplama açısından verimli bir çözücü olarak önerilmektedir. Buradan hareketle ters dinamik benzeşimler sabit adım aralığı (*fixed-step*) ile ode1be çözücüsü kullanılarak gerçekleştirildi. HY01, HY02 ve HY03 kodlu hareketlerin MATLAB/Simulink ortamında gerçekleştirilen benzeşim görüntüleri sırasıyla gösterilmektedir.



Şekil 3.41. Simulink'te HY01 hareketinin ters dinamik benzeşimi.



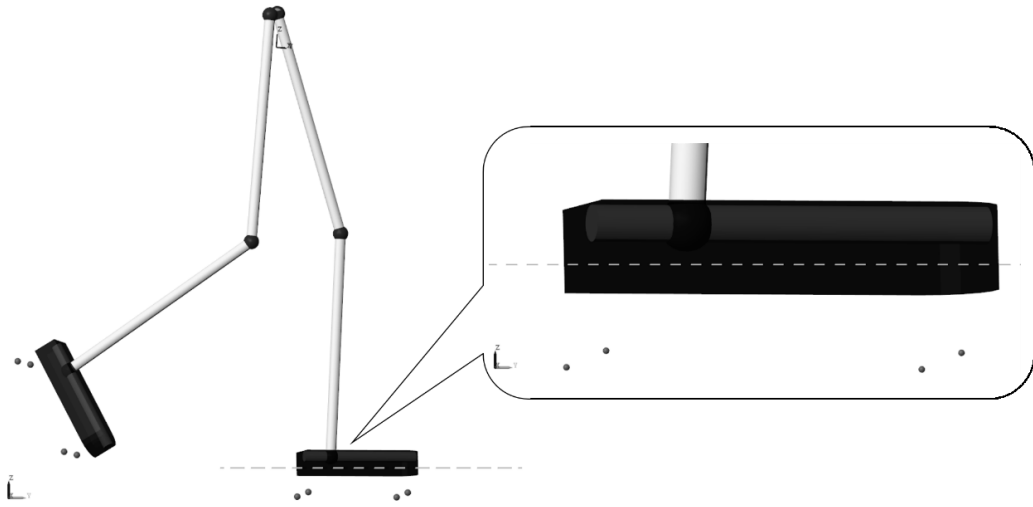
Şekil 3.42. Simulink'te HY02 hareketinin ters dinamik benzeşimi.



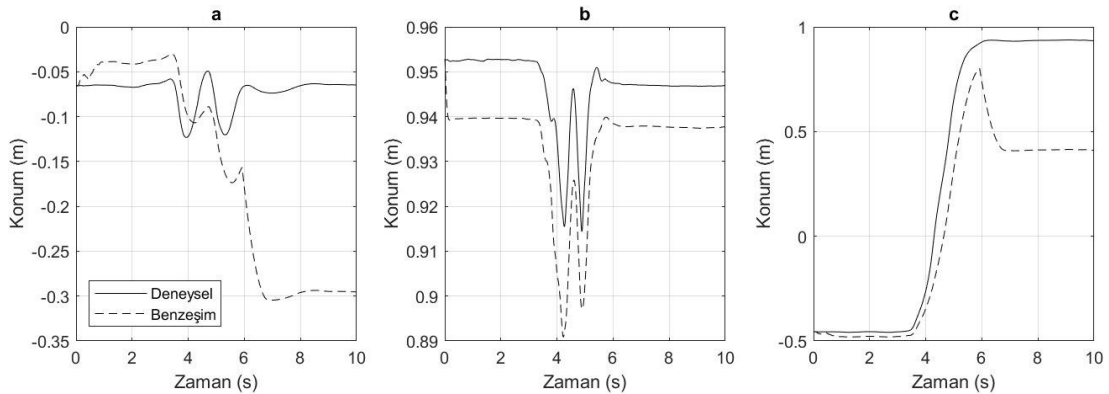
Şekil 3.43. Simulink'te HY03 hareketinin ters dinamik benzeşimi.

Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin En İyileştirilmesi

İdeal bir temas sırasında kök noktanın (6SD eklem) öteleme hareketi, benzeşim sırasında ölçülen öteleme ile birebir aynı olmalıdır. Model, *Spatial Contact Force* bloklarında tanımlanan yüzey-temas parametrelerinin başlangıç değerleri çalıştırıldığında ölçülen öteleme ile deneysel öteleme verisi arasında uyumsuzluklar ortaya çıkmaktadır. Yüzey-temas parametrelerinin başlangıç değerleri her ne kadar belirli bir prensibe dayanarak belirlendiyse de (Bölüm 3.4.1 - Modelin Yüzey-Temas Parametrelerinin Belirlenmesi) sistem dinamiğine uygun olmayabilmektedir. Örneğin benzeşim modeline statik ve dinamik sürtünme katsayıları, olması gereken değerlerin altında verilirse model sürtünmesiz bir yüzeyde (buz üstünde kayar gibi) hareket edecektir. Bu davranışın HY02 kodlu hareket (yürüme hareketi) sırasında pelvis konum grafiğine yansması Şekil 3.45a ve Şekil 3.45c'de görülmektedir. Geçiş bölgesi genişliğinin fazla verilmesi durumunda model dikey ekseninde zemin yüzeyinin altında yürüyor gibi davranacaktır (Şekil 3.44). Bu davranış pelvis üyesinin dikey ekseninde (Y eksen) sınımlar meydana gelmesine neden olacaktır (Şekil 3.45b). Benzer şekilde, yay sertlik ve damper sönümlenme katsayılarının doğru olmaması halinde model zemin yüzeyi ile temas ettiğinde temas noktalarında olağan dışı tepki kuvvetleri uygulanacak ve bu durum pelvis konum grafiğinde daha büyük hatalara yol açacaktır. Bu durumda modelin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan eklem torqları da hatalı olacaktır (79).

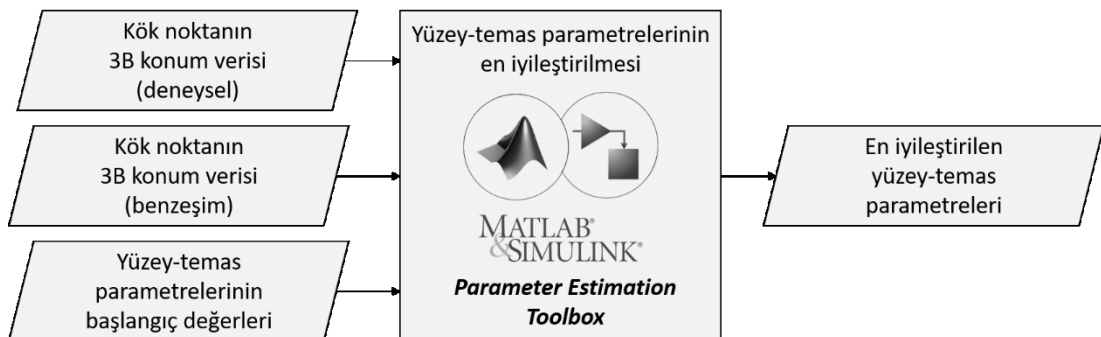


Şekil 3.44. Geçiş bölgesi genişliğinin fazla olması halinde temas noktalarının zemin yüzeyinin altına çöküşü.



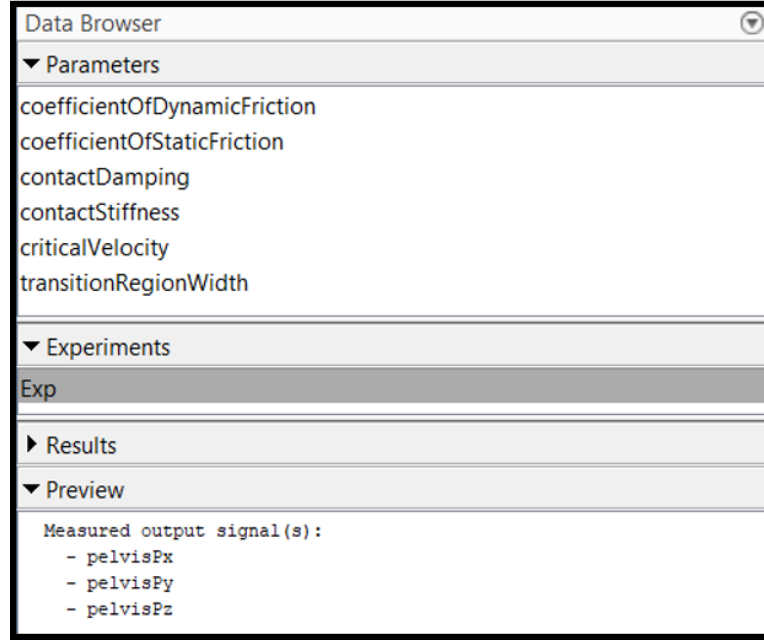
Şekil 3.45. HY02 hareketi sırasında pelvisin deneysel ve benzeşimden elde edilen (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki konumları.

Yukarıda bahsedilen hataları en aza indirmek için modelin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan kök noktanın konum verisi ile hareket yakalama ile elde edilen kök nokta konum verisi karşılaştırıldı. Yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirilmesi MATLAB *Parameter Estimation Toolbox* kullanılarak gerçekleştirildi. *Parameter Estimation Toolbox* (parametre kestirim aracı) Simulink'te oluşturulan dinamik modellerin benzeşimi için gereken parametreleri, ölçülen veriler kullanılarak belirli toleranslar içinde kestirimini sağlamaktadır (80). Bu çalışmada, pelvisin deneysel olarak ölçülen ve benzeşimden elde edilen 3B konum verisi kullanılarak temas noktalarına tanımlanan yay sertlik katsayısı, damper sönümlenme katsayısı, geçiş bölgesi genişliği, statik sürtünme katsayısı, dinamik sürtünme katsayısı ve kritik hız parametrelerinin en iyileştirilmesi gerçekleştirildi. Yüzey-temas parametrelerinin MATLAB/Simulink'te *Parameter Estimation Toolbox* kullanılarak gerçekleştirilen en iyileştirme işleminin akış şeması Şekil 3.46'da gösterilmektedir.



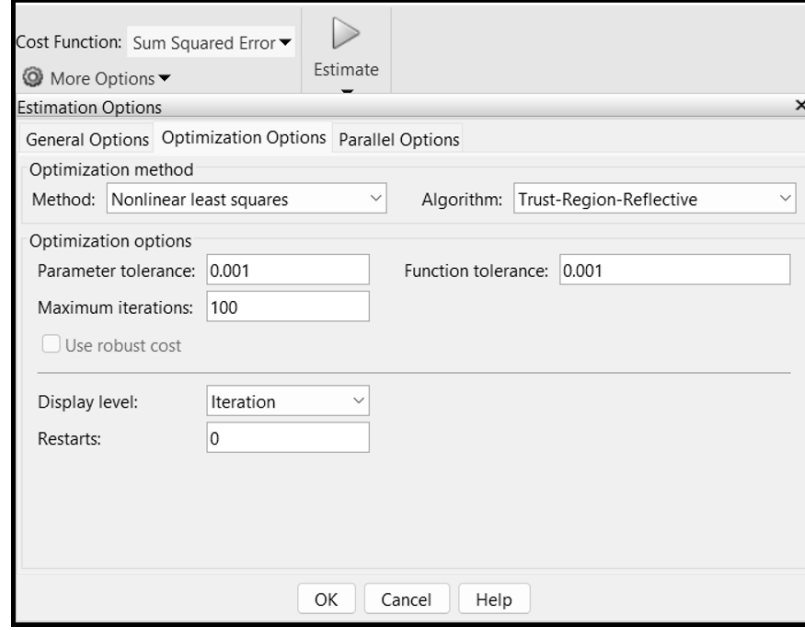
Şekil 3.46. Simulink'te yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirilmesi işleminin akış şeması.

En iyileştirme işlemi için öncelikle yüzey-temas parametrelerinin başlangıç değerleri kullanılarak her bir hareketin ters dinamik benzeşimi gerçekleştirilerek kök noktanın 3B konum verisi elde edildi. Benzeşimden ve hareket yakalama ile elde edilen kök nokta konum verileri *Parameter Estimation Toolbox* girdileri olarak kullanıldı. Yüzey-temas parametrelerinin başlangıç değerleri de en iyileştirilecek parametreler olarak tanımlandı (Şekil 3.47).



Şekil 3.47. *Parameter Estimation Toolbox*'ta en iyileştirme girdilerinin tanımlanması.

En iyileştirme ayarlarında maliyet fonksiyonu (*cost function*) hata kareler toplamı (*sum squared error*) olarak seçildi. Yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirme yöntemi olarak doğrusal olmayan en küçük kareler (*nonlinear least squares*) algoritmalarından olan Trust-Region-Reflective metodu belirlendi. Trust-Region-Reflective metodu, dinamik sistemlerde en iyileştirme için bilinmeyen parametre sayısından daha fazla sayıda eşitliğe ihtiyaç duyan (*overdetermined system*) özinelemeli bir en iyileştirme metodudur (81). En iyileştirme metotları kullanılarak modelde yer alan yüzey-temas parametrelerinin, hareket yakalama ortamına en uygun değerlerini her bir harekete özel olarak kestirmek işlem süresini oldukça uzatmaktadır. Bu nedenle en iyileştirme ayarlarında maksimum özineleme (*maximum iterations*) sayısı 100 ile sınırlandırıldı.



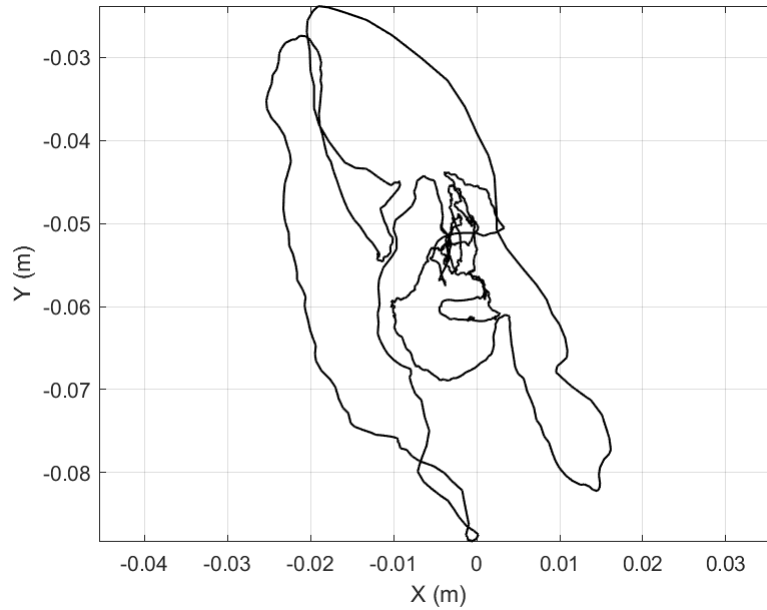
Şekil 3.48. Simulink *Parameter Estimation Toolbox*'ta parametre en iyileştirme ayarlarının yapılması.

Yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirme prosedürü HY01, HY02 ve HY03 kodlu hareketlerin her bir tekrarı için (toplam 9 defa) işletildi. En iyileştirilen yüzey-temas parametreleri (Tablo 4.1) kullanılarak her bir hareket için Bölüm 3.4.1'deki (Modelin Ters Dinamik Benzeşimi) işlemler tekrar edilerek eklem torkları, kök noktanın konumu, sürtünme ve yer tepki kuvvetleri hesaplandı.

Modelin ters dinamik benzeşimi sırasında yer tepki kuvvetleri her bir temas noktası için hesaplandı. Bu veriyi yorumlanabilir ve gerçekliğe uygun hale getirmek amacıyla her bir ayakta bulunan temas noktalarının dikey eksenindeki tepki kuvvetleri toplanarak sağ ayak ($YTK_{sağ}$) ve sol ayak (YTK_{sol}) için ayak başına yer tepki kuvvetleri hesaplandı. Kestirilen toplam yer tepki kuvveti (YTK_k) ise sağ ve sol ayak tepki kuvvetlerinin toplamı olarak tanımlandı. HY02 yürüme hareketinde aktörün yalnızca sol ayağı kuvvet platformuna temas ettiği için YTK_k ve YTK_{sol} birbirine eşittir. Elde edilen sonuçların rahat yorumlanabilmesi için HY02 hareketinde YTK_{sol} YTK_k olarak anılmaktadır. Benzer şekilde sağ ve sol ayakta bulunan her bir temas noktasından elde edilen sürtünme kuvvetleri toplanarak sağ ve sol ayakta etki eden toplam sürtünme kuvveti (SK_k) hesaplandı. Simulink ortamında YTK_k ve SK_k 'nın hesaplanarak bir değişken olarak MATLAB'da kaydedilmesine ait blok diyagram görüntüsü Şekil 3.40'ta görülebilir.

Modelin Ters Dinamik Benzeşimiyle Eklem Torklarının Hesaplanması

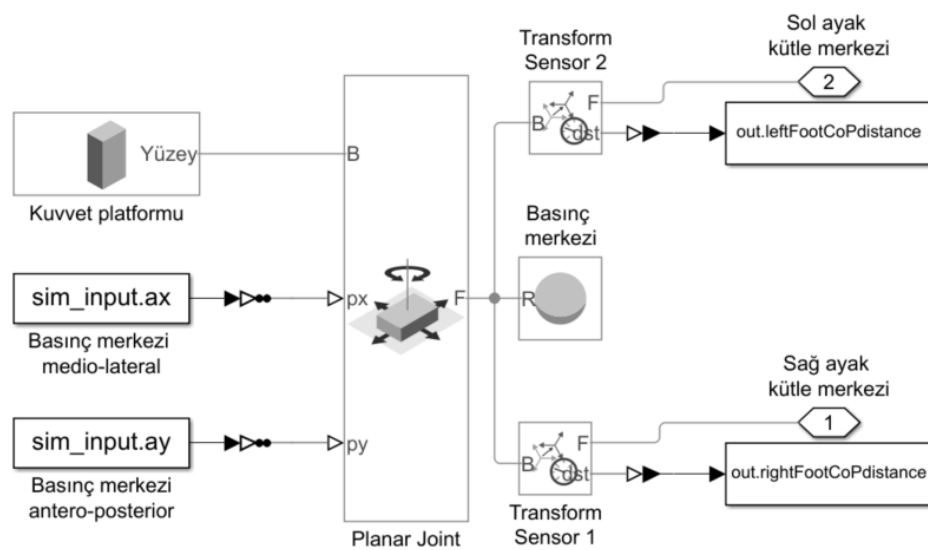
BBM_{MS}'nin ters dinamik benzeşimiyle eklem torklarının hesaplanabilmesi ve OpenSim'de oluşturulan modelin çıktılarıyla karşılaştırılabilmesi için kuvvet platformuyla ölçülen yer tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun modele girdi olarak sağlanması gerekmektedir. Aynı şekilde OpenSim yazılımında hareketin ters dinamik benzeşiminin gerçekleştirilebilmesi için temas süresince sağ ve sol ayak üyelerine etki eden tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun bilinmesi gerekmektedir. Eklem torklarının karşılaştırılması için seçilen HY01_01 hareketinde aktörün iki ayağı birden aynı anda ve hareket boyunca kuvvet platformuna temas ettiği için toplam tepki kuvvetinin hangi ayağa etki ettiği bilinmemektedir. Bu nedenle yer tepki kuvvetlerinin sağ ve sol ayak üyelerine paylaştırmak için kuvvet platformu ile ölçülen basınç merkezi (a_x , a_y) verisi kullanılarak bir yöntem geliştirildi. Basınç merkezinin kuvvet platformunun lokal koordinat sisteminde, medio-lateral ve antero-posterior eksenlerdeki konum değişimi Şekil 3.49'da gösterilmektedir.



Şekil 3.49. HY01_01 hareketinde basınç merkezinin konumu.

Ölçülen yer tepki kuvvetlerinin ayak tabanında hangi noktadan etki ettiği bilinmediği için sadeleştirme amacıyla kuvvetlerin squat hareketi boyunca ayak üyesinin kütle merkezinin medio-lateral ve antero-posterior eksenlerdeki konumundan etki ettiği

kabul edildi. Yer tepki kuvvetlerinin dikey bileşeninin ise denkleştirme uzaklıkları ile pozisyonları hesaplanan temas noktalarının dikey eksendeki konumundan etki ettiği kabul edildi. Yer tepki kuvvetlerini sağ ve sol ayak üyelerine paylaşırabilmek için ayak kütle merkezlerinin konumlarının basınç merkezine olan uzaklıklarının bilinmesi gerekmektedir. Bu amaçla, basınç merkezinin konumu kütle ihmal edilen bir küre ile temsil edilerek modele eklendi. Basınç merkezinin düzlemsel hareketini modele girdi olarak verebilmek için küre ile temsil edilen basınç merkezi *Planar Joint* kullanılarak kuvvet platformunun yüzeyine bağlandı. Basınç merkezinin konum değerleri zaman serisi olarak tanımlandı ve *Simulink-PS Converter* blokları aracılığıyla düzlemsel eklemi hareketlendirmeleri sağlandı. Medio-lateral ekseninde ayak kütle merkezi konumu ile basınç merkezi konumu arasındaki uzaklığın ölçülmesi için her bir ayak ile basınç merkezi arasına *Transform Sensor* bloğu yerleştirildi. Böylece HY01_01 hareketi sırasında basınç merkezi ile sağ ayak arasındaki uzaklık (d_R) ve sol ayak arasındaki uzaklık (d_L) ölçülerek *To Workspace* blokları kullanılarak MATLAB ortamına kaydedildi. Benzer şekilde ayak kütle merkezlerinin konumları OpenSim ortamında hareketin ters dinamik benzeşimi için (Bölüm 3.4.2 - Modelin Ters Dinamik Benzeşimi ile Eklem Torklarının Hesaplanması) kullanılmak üzere bir *.mat* dosyasına kaydedildi. Basınç merkezinin konumunun Simulink ortamındaki görüntüsü Şekil 3.51’de gösterilmektedir.



Şekil 3.50. Simulink'te transvers düzlemde basınç merkezi ile ayak üyelerinin kütle merkezleri arasındaki uzaklığın ölçülmesi.

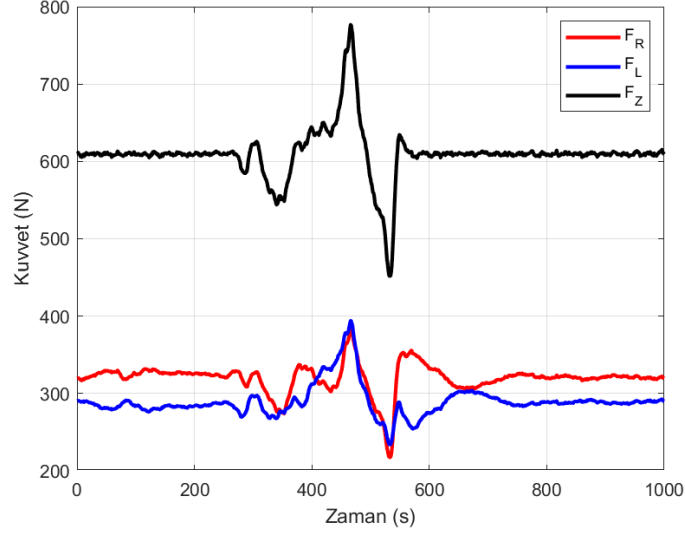


Şekil 3.51. Simulink'te basınç merkezinin transvers düzlemdeki konumunun görselleştirilmesi.

Basınç merkezi ile ayak kütle merkezleri arasındaki uzaklıklar ölçüldükten sonra X, Y ve Z eksenlerinde kuvvet platformu ile ölçülen yer tepki kuvvetleri (F_{xyz}) Eşitlik (3.14) ve Eşitlik (3.15) kullanılarak sağ ayak (F_R) ve sol ayak (F_L) üyelerine paylaştırıldı. Benzer şekilde ölçülen toplam sürtünme torku da sağ ve sol ayak üyelerine paylaştırıldı ve zaman serisi olarak tanımlandı. Sağ ve sol ayak üyelerine paylaştırılan, dikey ekseninde ölçülen toplam yer tepki kuvvetinin zamana bağlı değişimi Şekil 3.52'de gösterilmektedir. Bu işlemden sonra sağ ve sol ayak yer tepki kuvvetleri OpenSim ortamında hareketin ters dinamik benzeşimi için kullanılmak üzere bir *.mat* dosyasına kaydedildi. Böylece MATLAB ve OpenSim'de gerçekleştirilecek ters dinamik benzeşimlerde yer tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun aynı noktaya etki eden aynı değerlere sahip değişkenler olmaları sağlandı.

$$F_R = \left(\frac{F_{xyz}}{d_L + d_R} \right) d_L \quad (3.14)$$

$$F_L = \left(\frac{F_{xyz}}{d_L + d_R} \right) d_R \quad (3.15)$$



Şekil 3.52. Dikey eksende ölçülen toplam yer tepki kuvvetinin sağ ve sol ayak üyelerine paylaşılması.

Sağ ve sol ayak üyelerine etki eden YTK değerlerinin ve sürtünme torklarının elde edilmesiyle Simulink'te hareketin ters dinamik benzeşimi gerçekleştirilerek eklem torkları hesaplanabilmektedir. Bu işlemin MATLAB ortamındaki akış şeması Şekil 3.53'te gösterilmektedir.

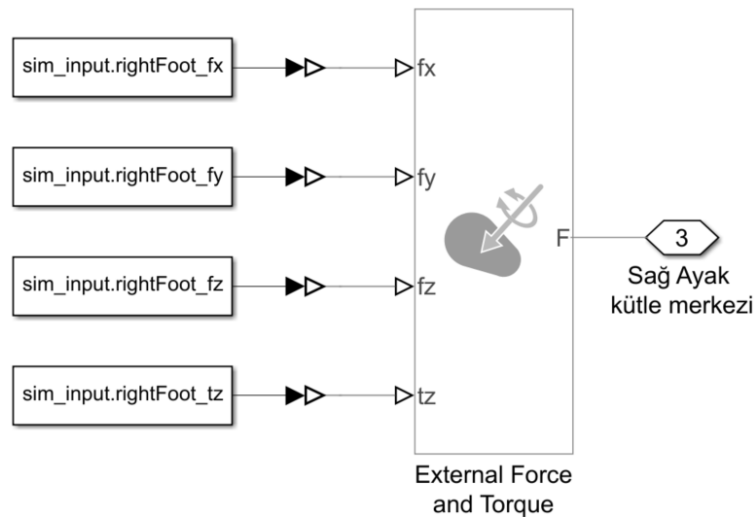


Şekil 3.53. Simulink'te hareketin ters dinamik benzeşimiyle eklem torklarının hesaplanması işleminin akış şeması.

Biyomekanik modelin ters dinamik benzeşimiyle eklem torklarının hesaplanabilmesi için bazı girdilere ihtiyaç duyulmaktadır. Model girdileri aşağıdaki gibi sıralanmaktadır:

1. Üyelerin antropometrik özellikleri (geometri, kütle, eylemsizlik momenti)
2. Üyelerin zamana bağlı dönme açıları, açısal hızları ve açısal ivmeleri,
3. Kök noktanın zamana bağlı 3B konum verisi,
4. Yer tepki kuvvetleri ve sürtünme torkları.

Üyelerin antropometrik özellikleri ve kinematik değişkenleri Bölüm 3.4.1’de (Modelin Ters Dinamik Benzeşimiyle Yer Tepki Kuvvetlerinin Hesaplanması) anlatıldığı üzere daha önce kaydedildi. Bu bölümde hesaplanan sağ ve sol ayak yer tepki kuvvetlerinin modelde bulunan ayak üyelerine etki etmesi için Simscape/Multibody kütüphanesinde bulunan *External Force and Torque* bloğu kullanıldı. *External Force and Torque* bloğu bağlı bulunduğu üyenin lokal koordinat sistemine dışsal kuvvet ve torkların etki etmesini sağlamaktadır. Böylece daha önce zaman serisi olarak tanımlanan, X, Y ve Z eksenlerindeki ayak tepki kuvvetleri ve sürtünme torku (T_z) *Simulink-PS Converter* blokları aracılığıyla kütle merkezine girdi olarak verildi (Şekil 3.54).



Şekil 3.54. *External Force and Torque* bloğu kullanılarak yer tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun modele girdi olarak sağlanması.

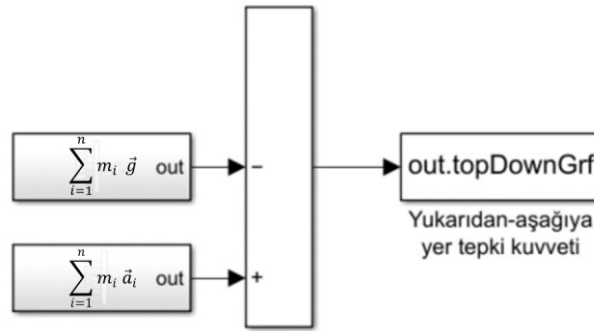
Hareketin ters dinamik benzeşimi sırasında eklemlerde oluşan torkların hesaplanabilmesi için eklemlerde bulunan tork sensörleri (Joint/Sensing/Actuator Torque) aktif hale getirildi. Ters dinamik benzeşim, Simulink’in ode1be çözücüsü kullanılarak 0.01 s sabit adım aralığında gerçekleştirildi. Tork sensörlerine bağlanan *PS-Simulink Converter* blokları aracılığıyla hareketlerin benzeşimi sırasındaki eklem torkları, *To Workspace* bloğu kullanılarak MATLAB ortamına kaydedildi (Şekil 3.38).

Yukarıdan-Aşağıya Yöntemle Yer Tepki Kuvvetlerinin Kestirimi

Bölüm 2.4.1'de (Aşağıdan-Yukarıya ve Yukarıdan-Aşağıya Yaklaşımlar) bahsedildiği üzere yukarıdan-aşağıya yöntemle kestirilen YTK değerlerinin ayak üyelerine paylaşılması mümkün olmamaktadır. Bununla beraber HY01 ve HY03 hareketlerinde aktörün her iki ayağı da kuvvet platformuna sürekli temas etmektedir. Bu nedenle yukarıdan-aşağıya yöntemle hesaplanan YTK değerleri, HY01 ve HY03 hareketleri sırasında ölçülen YTK değerleri ile karşılaştırıldı. Yukarıdan-aşağıya yöntemle her bir eksendeki yer tepki kuvveti Eşitlik (3.16) kullanılarak hesaplandı.

$$\overrightarrow{YTK_T} = \sum_{i=1}^n m_i (\vec{a}_i - \vec{g}) \quad (3.16)$$

Eşitlik (3.16)'da m üye kütlelerini, (\vec{a}) üyenin doğrusal ivmesini ve ile çarpılması ve \vec{g} yer çekimi vektörünü temsil etmektedir. Eşitlik (3.16)'nın üç eksen için de uygulanması ile ayak üyelerine üç eksen de etki eden toplam YTK (YTK_T) tahmin edilmektedir. Bu işlemin Simulink ortamındaki blok diyagram şeması Şekil 3.55'te gösterilmektedir. HY02 hareketi sırasında aktörün kuvvet platformu ile teması sırasında hesaplanan YTK_T ve ölçülen YTK_d 'nin zamana bağlı değişimi elde edilmektedir (Şekil 4.14). Ancak HY02 hareketi sırasında aktörün kuvvet platformu ile ortalama temas süresi 0.66 s olarak hesaplanmaktadır. Optik sistemle hareket yakalama frekansının 100 Hz olduğu düşünüldüğünde bu iki değişkenin ortalama 66 veriye dayanarak karşılaştırılması uygun bulunmadı. Bu nedenle HY01 ve HY03 hareketlerinin ters dinamik benzeşimleri sırasında hesaplanan YTK_T değerleri kuvvet platformu ile ölçülen değerlerle karşılaştırılmak üzere *To Workspace* bloğu kullanılarak bir *.mat* dosyasına kaydedildi.

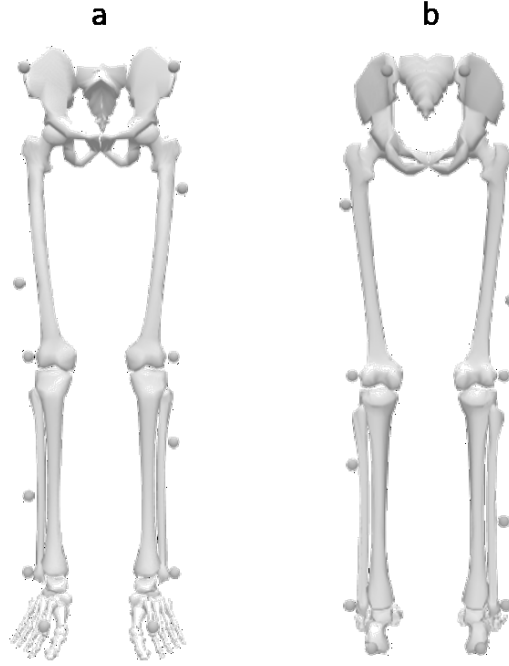


Şekil 3.55. Simulink'te yukarıdan-aşağıya yaklaşımla yer tepki kuvvetlerinin kestirilmesi.

3.4.2. OpenSim Ortamında Kas-İskelet Sisteminin Modellenmesi

HY01_01 kodlu squat hareketindeki eklem torqlarının hesaplanabilmesi için Bölüm 3.4.1'de (MATLAB/Simulink Ortamında Biyomekanik Modelin Oluşturulması) detayları verilen biyomekanik modelin OpenSim ortamında oluşturulması gerekmektedir. Bu model OpenSim'in 39 yansıtıcı işaret taşıyan, 12 vücut üyesinin 54 kas-tendon eyleyicisi ile hareketlendirildiği bir kas-iskelet modeli olan Gait2354 (1, 82) uyarlanarak oluşturuldu ve modele BM_{OS} adı verildi. Modelde toplam 11 üye yer almaktadır. Bu üyeler pelvis, sağ femur, sol femur, sağ tibia/fibula, sol tibia/fibula, sağ talus, sol talus, sağ calcaneus, sol calcaneus, sağ ayak ucu ve sol ayak ucu üyeleridir. Calcaneus, talus ve ayak ucu kemikleri birlikte ayak üyesini oluşturmaktadır. Gait2354'te yer alan gövde üyesi modelden çıkartılarak bu üyenin kütlesi pelvisin kütlesine eklendi. Böylece BM_{OS} modelinin BM_{MS} ile benzer bir yapıda olması sağlandı.

BM_{OS} modelinde, Nexus yazılımında kullanılan CGM2 LowerLimb_CGM1_medial etiketleme şablonunda bulunan yansıtıcı işaret seti kullanıldı. Nexus yazılımında aktör kalibrasyonu için gereken yansıtıcı işaretler, C1, C2, C3 ve C4 (Tablo 3.1) çıkartıldığında BM_{OS} etiketleme şablonunda toplam 16 yansıtıcı işaret bulunmaktadır. Anatomik konumları kabaca belli olan yansıtıcı işaretler BM_{OS} modelinde bulunan kemikler üzerinde belirlenen noktalara görsel en iyileme yöntemiyle yerleştirildi. Bu işlem OpenSim ortamında okunarak yansıtıcı işaretlerin kemikler üzerindeki konumlarını belirleyen bir .xml (Extensible Markup Language) dosyası işlenerek gerçekleştirildi. BM_{OS} modelinde toplam 16 yansıtıcı işaretin vücut üyeleri üzerindeki yerleşimi Şekil 3.56'da gösterilmektedir.

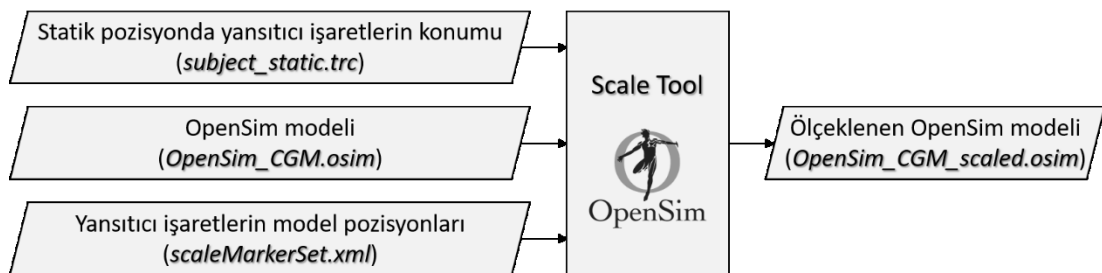


Şekil 3.56. OpenSim'de oluşturulan kas-iskelet modelinde yer alan üyelerin ve yansıtıcı işaretlerin (a) önden ve (b) arkadan görünümü.

Modelde pelvis üyesi 6SD sahip olarak öteleme ve dönme hareketleri gerçekleştirmektedir. Femur kemikleri dönme hareketi yapabilen 3SD sahip eklemlerle pelvis üyesine bağlanmaktadır. Tibia/fibula ve femur üyeleri 1SD eklemlerle birbirlerine bağlanmaktadır. Diz eklemi Yamaguchi ve Zajac'ın (6) geliştirdikleri düzlemsel eklem olup yalnızca fleksiyon/ekstansiyon hareketleri gerçekleştirmektedir. Ayak üyesi ile tibia/fibula arasındaki bağlantı 1SD sahip eklemlerle sağlanmaktadır ve ayak bileğinde yalnızca plantar/dorsi fleksiyon hareketleri gerçekleşmektedir. Toplam 16 SD'ye sahip BM_{0s} modelinin yansıtıcı işaret koordinatları, üye geometrileri, eklemlerin serbestlik dereceleri ve dönme hareketleri için anatomik sınırlar gibi bilgiler *.osim* (OpenSim Project File) uzantılı bir dosyaya kaydedildi.

Modelin Ölçeklenmesi

Varsayılan ayarlarında 1.8 m boy uzunluğuna ve 75.16 kg vücut kütlelerine sahip modelin aktörün vücut ölçülerine göre ölçeklenmesi gerekmektedir. Model ölçekleme işlemi OpenSim *Scale Tool* (ölçekleme aracı) kullanılarak gerçekleştirildi. *Scale Tool* kullanılarak gerçekleştirilen ölçekleme işleminin akış şeması Şekil 3.57’de gösterilmektedir.



Şekil 3.57. *Scale Tool* kullanılarak modelin ölçeklenmesinin akış şeması.

Scale Tool yansıtıcı işaretlerin aktör statik pozisyondayken kaydedilen konum bilgisini kullanarak modeldeki sanal yansıtıcı işaretlerin konumlarını ölçülen gerçek konumlarına getirmektedir. Yansıtıcı işaretlerin model üzerindeki gerçek konum bilgisi, OpenSim’in ters kinematik çözücüsüne girdi olarak sağlanarak üye geometrileri ve eklem merkezlerinin konumları Delp ve ark. (2) parametreleri kullanılarak hesaplanmaktadır. OpenSim’de oluşturulan modellerin üye kütle ve eylemsizlik parametreleri ise Anderson ve Pandý’nin (3, 83) raporladığı değerler kullanılarak hesaplanmaktadır. *Scale Tool* kullanılarak ölçeklenen modelde yer alan üyelerin kütleleri ve eylemsizlik momentleri Tablo 3.9’da sunulmaktadır. Ölçekleme sonrasında modelin toplam kütlesi 62.19 kg’dır. *Scale Tool* çıktısı olarak aktörün vücut ölçülerine göre ölçeklenen model .osim dosyası olarak kaydedildi.

Tablo 3.9. OpenSim’de oluşturulan biyomekanik modelde yer alan üyelerin antropometrik özellikleri.

Üye	Kütle (kg)	Eylemsizlik Momenti (kgm ²)		
		X	Y	Z
Pelvis	38.0770	0.0850	0.0720	0.0479
Sağ femur	7.6970	0.1108	0.0290	0.1168
Sağ tibia	3.0680	0.0417	0.0042	0.0422
Sağ talus	0.0827	0.0008	0.0008	0.0008
Sağ calcaneus	1.0343	0.0011	0.0032	0.0033
Sağ ayak ucu	0.1792	0.00008	0.0001	0.00008
Sol femur	7.6970	0.1108	0.0290	0.1168
Sol tibia	3.0680	0.0417	0.0042	0.0422
Sol talus	0.0827	0.0008	0.0008	0.0008
Sol calcaneus	1.0343	0.0011	0.0032	0.0033
Sol ayak ucu	0.1792	0.00008	0.0001	0.00008

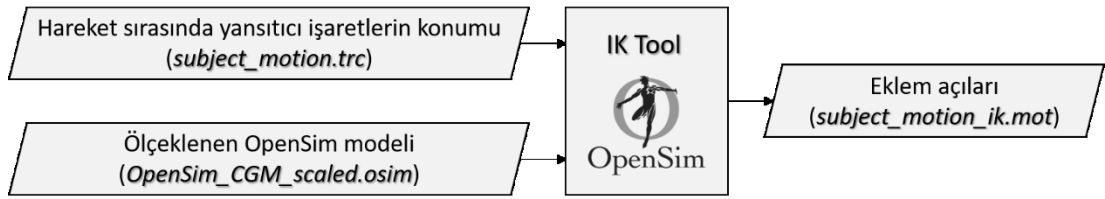
Ölçekleme işleminin başarısı modeldeki sanal yansıtıcı işaretlerin konumları ile gerçek konumları arasındaki toplam kök ortalama kare hatası (Root Mean Square Error (RMSE)) değeri hesaplanarak ölçülmektedir. Eşitlik (3.17)’de \hat{x} model üzerindeki sanal yansıtıcı işaretlerin konum değerlerini, x yansıtıcı işaretin gerçek konum değerlerini, n ise toplam görüntü (kare) sayısını belirtmektedir. Böylece yansıtıcı işaretlerin tümü için hareket boyunca bir RMSE değeri hesaplanmaktadır.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{x}_i - x_i)^2} \quad (3.17)$$

Modelin ölçeklenmesi sonucu hesaplanan RMSE değeri 0.05 cm olarak hesaplandı. RMS hata değerinin 1 cm’den az olduğu durumlarda ölçekleme işleminin yüksek hassasiyetle gerçekleştiği belirtilmektedir (84).

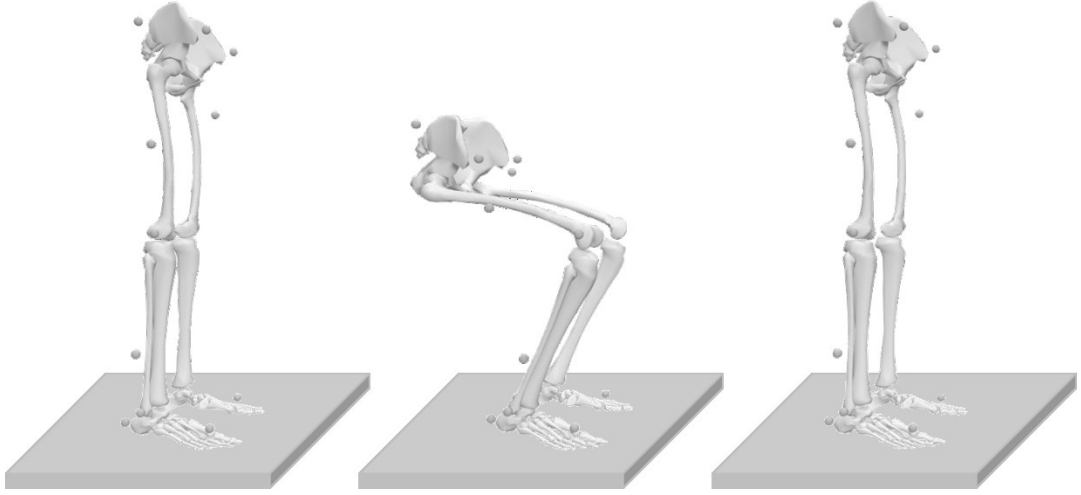
Modelin Ters Kinematik Çözümü ile Eklem Açılarının Hesaplanması

Ölçeklenen modelin ters dinamik benzeşimiyle eklem kuvvet ve torklarının hesaplanabilmesi için öncelikle eklem açılarının hesaplanması gerekmektedir. HY01 kodlu squat hareketinde eklem açılarının zamana bağlı değişimlerinin ters kinematik yöntemle hesaplanması işlemi OpenSim *IK Tool* (ters kinematik çözüm aracı) kullanılarak gerçekleştirildi. OpenSim’de *IK Tool* kullanılarak gerçekleştirilen eklem açılarının hesaplanması işleminin akış şeması Şekil 3.58’de gösterilmektedir.



Şekil 3.58. *IK Tool* kullanılarak eklem açılarının hesaplanması işleminin akış şeması.

Aktörün HY01 kodlu hareketleri Nexus yazılımında işlendikten sonra *.trc* dosya formatında kaydedilen yansıtıcı işaretlerin konumları ve ölçeklenen BM_{OS} modeli *IK Tool* girdileri olarak belirlendi. *IK Tool* üye uzunluklarının hiçbir zaman değişmediğini ve eklemlerin anatomik limitleri dışına çıkmayacağını kabul ederek ağırlıklı en küçük kareler (*weighted least squares*) yöntemiyle eklem açılarını hesaplamaktadır. Ters kinematik çözümün başarısı, modelde bulunan sanal yansıtıcı işaretlerin 3B konumlarının, ters kinematik çözüm sonucu hesaplanan iskelet pozisyonu üzerindeki konumları arasındaki toplam RMSE değeri hesaplanarak ölçülmektedir. Eklem açılarının zamana bağlı değişimleri *.mot* (OpenSim Motion File) dosyası olarak kaydedildi. HY01_01 kodlu squat hareketinin OpenSim ortamında ters kinematik benzeşimi Şekil 3.59’da gösterilmektedir.

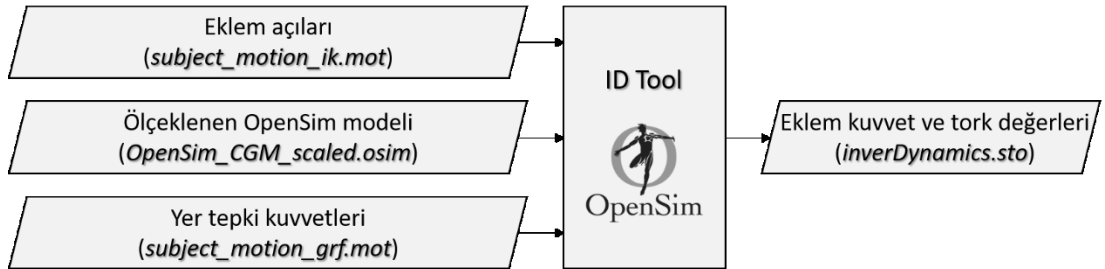


Şekil 3.59. *IK Tool* kullanılarak yansıtıcı işaret bulutuna iskelet oturtulması.

OpenSim’de *IK Tool* kullanılarak gerçekleştirilen ters kinematik çözümün başarısı, ölçekleme işleminde olduğu gibi hesaplanan toplam RMSE değerine göre değerlendirilmektedir. HY01_01 kodlu squat hareketi boyunca en yüksek RMSE değeri 0.012 cm olarak hesaplanmaktadır ve 1 cm’den az olduğu için ters kinematik çözüm başarılı olarak nitelendirilmektedir.

Modelin Ters Dinamik Benzeşimi ile Eklem Torklarının Hesaplanması

OpenSim ortamında hareketin ters dinamik benzeşimi *ID Tool* (ters dinamik çözüm aracı) kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Ters dinamik benzeşimle eklem torklarının hesaplanabilmesi için ters kinematik yöntemle hesaplanan eklem açılarının ve hareket sırasında modele etki eden dışsal kuvvetlerin *ID Tool* girdileri olarak belirtilmesi gerekmektedir. OpenSim’de *ID Tool* kullanılarak gerçekleştirilen ters dinamik analiz işleminin akış şeması Şekil 3.60’ta gösterilmektedir.



Şekil 3.60. *ID Tool* kullanılarak eklem açılarının hesaplanması işleminin akış şeması.

ID Tool ile hareketin ters dinamik benzeşiminin gerçekleştirilebilmesi için yer tepki kuvvetleri, bu kuvvetlerin ayak tabanında etki ettiği noktanın konumun ve ayağın kuvvet platformunun dikey ekseninde meydana getirdiği sürtünme torkunun (T_z) belirtilmesi gerekmektedir. MATLAB ortamında olduğu gibi (Bölüm 3.4.1 - Modelin Ters Dinamik Benzeşimiyle Eklem Torklarının Hesaplanması) OpenSim model koordinat sisteminde de ayak basınç merkezi bilinmediğinden tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun medio-lateral ve antero-posterior eksenlerde calcaneus geometrisinin kütle merkezinden uygulandığı kabul edildi (Şekil 3.61). HY01_01 hareketinin ters dinamik benzeşimi için öncelikle *.mat* dosyasına kaydedilen sağ ve sol ayak yer tepki kuvvetleri ve sürtünme torkları MATLAB’da yazılan kod kullanılarak OpenSim yazılımının kuvvet verilerini okumak için kabul ettiği *.mot* dosya formatında düzenlendi.



Şekil 3.61. OpenSim’de yer tepki kuvvetlerinin ve sürtünme torkunun calcaneus geometrisinin kütle merkezinden uygulanması.

Ters dinamik benzeşimin diğer girdileri olan, aktörün ölçeklenen modeli ve ters kinematik yöntemle hesaplanan eklem açıları OpenSim *ID Tool*’a tanıtılarak hareketin ters dinamik benzeşimi gerçekleştirildi. Benzeşim sonucunda hesaplanan eklem tork değerleri *.sto* uzantılı OpenSim dosya formatında kaydedildi. Son olarak eklem tork değerlerinin BM_{MS} modelinin sonuçlarıyla karşılaştırılabilmesi için MATLAB’da *.sto* dosya uzantısını okuyarak nümerik matrise çeviren kod yazıldı.

3.5. Deney ve Ters Dinamik Benzeşim Sonuçlarının Karşılaştırılması

3.5.1. Pelvis Konum Değerleri

Pelvisin deneyden elde edilen ve hareketlerin yüzey-temas parametreleri en iyileştirilen ters dinamik benzeşimleri ile hesaplanan konum verileri arasındaki ilişki doğrusal korelasyon (85) ile değerlendirildi. Bu işlem MATLAB'ın *corrcoef* fonksiyonu kullanılarak 0.05 (P) anlamlılık düzeyinde gerçekleştirildi ve her bir doğrusal ilişki için korelasyon katsayıları (R) elde edildi. Deneysel ve benzeşim sonucu elde edilen pelvis konumları arasındaki hata miktarı, kök ortalama kare hatası (RMSE) ve bu hatanın veri aralığına göre normalize edilmesiyle ($nRMSE$) hesaplandı (Eşitlik (3.18)). Veri aralığı (r) pelvis üyesinin ilgili eksenindeki en yüksek değerden en düşük değer çıkarılmasıyla elde edilmektedir ve o eksenindeki toplam hareket aralığını temsil etmektedir.

$$nRMSE = 100 \frac{RMSE}{r} \quad (3.18)$$

3.5.2. Sürtünme ve Yer Tepki Kuvvetleri

HY01 ve HY03 hareketleri için toplam yer tepki kuvveti, HY02 için hareket yakalama seansında kuvvet platformuna basan sol ayak için ölçülen ve benzeşimle hesaplanan yer tepki kuvveti karşılaştırıldı. Deneysel ve ters dinamik benzeşim sonucu kestirilen kuvvet değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde pelvis konum değerlerinin karşılaştırılmasında izlenen yol takip edilerek korelasyon katsayıları (R), kök ortalama kare hatası (RMSE) ve veri aralığına göre normalize hata miktarları ($nRMSE$) hesaplandı. Bunun yanı sıra ölçülen ve model aracılığıyla kestirimi yapılan zirve YTK değerleri arasındaki fark hesaplanarak karşılaştırıldı.

Hareketlerin ters dinamik benzeşimleri sırasında yukarıdan-aşağıya yönlemler üç ekseninde tahmin edilen YTK_T değerleri kuvvet platformu ile ölçülen deneysel YTK_d değerleriyle karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma için değişkenler arasında R , ortalama RMSE ve $nRMSE$ değerleri hesaplandı.

3.5.1. Eklem Tork Değerleri

HY01_01 hareketi için BM_{MS} ve BM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan ayak bileği, diz ve kalça eklem torklarının zamana bağlı değişimleri karşılaştırıldı. Ters dinamik benzeşim sonuçlarında eklem torkları N.m olarak hesaplanmaktadır.

MATLAB/Simulink ortamında oluşturulan BM_{MS} 'nin ve OpenSim'de oluşturulan BM_{OS} 'nin eklem merkezlerinin LKS'leri değişkenlik göstermektedir. Eksenlerdeki dönme hareketlerini yorumlanabilir ve karşılaştırılabilir hale getirmek için BM_{OS} 'nin eklem merkezlerinin LKS'leri BM_{MS} 'de modellenen eklemlerin LKS'lerine göre ifade edildi. Grafiklenerek davranışları karşılaştırılan eklem tork değerlerinin, ilgili eklem eksenlerinde neden olduğu dönmelerin anatomik ifadeleri Tablo 3.4'te verilmektedir. Eklem torkları arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde sürtünme ve yer tepki kuvvetlerinin karşılaştırılmasında izlenen yol takip edilerek korelasyon katsayıları, kök ortalama kare hatası ve veri aralığına göre normalize hata miktarları hesaplandı. Bunun yanı sıra zirve tork değerleri arasındaki oransal fark hesaplanarak karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey-Temas Parametreleri

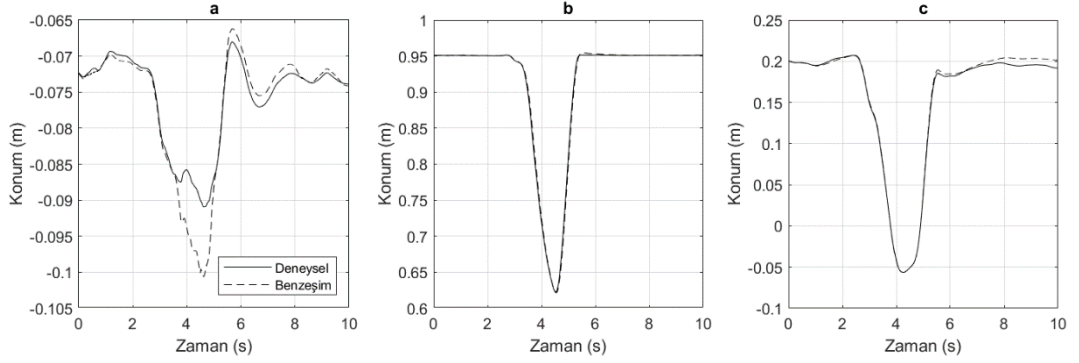
MATLAB *Parameter Estimation Toolbox* kullanılarak en iyileştirilen yüzey-temas parametrelerinin, yay sertlik katsayısı, damper sönümlenme katsayısı, geçiş bölgesi genişliği, statik sürtünme katsayısı, dinamik sürtünme katsayısı ve kritik hız değerleri her bir hareketin tekrarları için Tablo 4.1’de sunulmaktadır. Intel Core 17-10750H işlemcili, 32 GB belleğe ve 2.6 GHz işlemci hızına sahip bilgisayarda gerçekleştirilen en iyileştirme işlemi ortalama 612 dakika sürmektedir. En iyileştirilen yüzey-temas parametrelerinden yay sertlik katsayısı HY02 hareketinde artma, HY01 ve HY03 hareketlerinde azalma eğilimindedir. Damper sönümlenme katsayısı tüm hareketlerde artarken geçiş bölgesi genişliğinde HY01 hareketi dışında genel eğilim başlangıç değerlerinin artması yönündedir. Sürtünme katsayıları genel olarak başlangıç değerlerine yakın hesaplanmaktadır. Kritik hız parametresi HY01 hareketinin tekrarları dışında artma yönünde eğilim göstermektedir.

Tablo 4.1. Yüzey-temas parametrelerinin her bir hareketin tekrarları için en iyileştirilen değerleri.

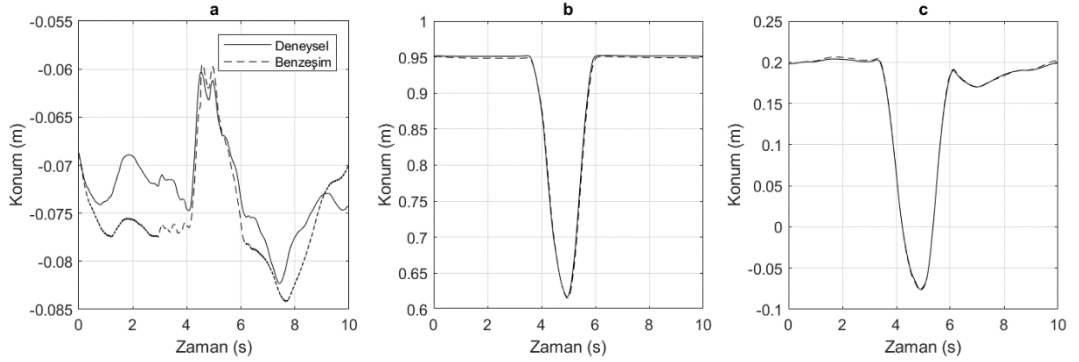
Yüzey-temas Parametresi						
Sahne	k (N/m)	c (N/(m/s))	w (m)	μ_s	μ_d	v_{crit} (m/s)
HY01_01	924	376	0.0001	0.6	0.5	0.001
HY01_02	904	486	0.0001	0.6	0.4	0.001
HY01_03	916	512	0.0001	0.7	0.6	0.001
HY02_01	20105	912	0.0127	0.6	0.5	0.063
HY02_02	20202	945	0.0124	0.6	0.5	0.067
HY02_03	20184	937	0.0141	0.6	0.4	0.063
HY03_01	3210	305	0.0877	0.6	0.4	0.013
HY03_02	3350	317	0.0838	0.6	0.5	0.014
HY03_03	3197	309	0.0855	0.6	0.5	0.014

4.2. Pelvis Konum Değerleri

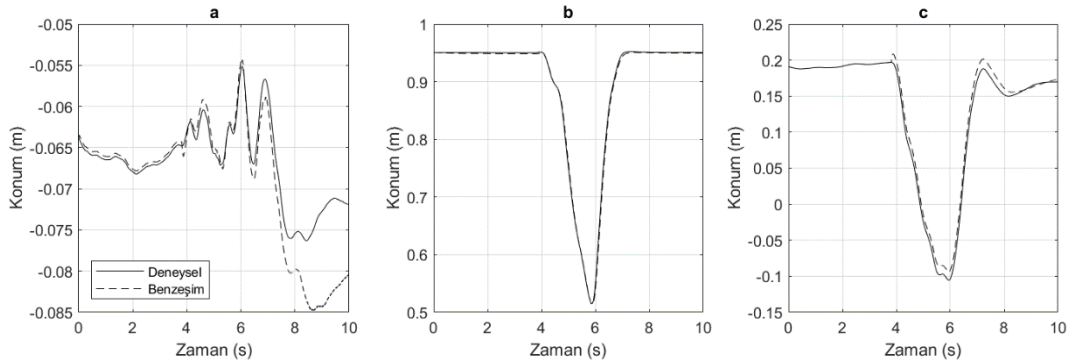
Pelvis üyesinin deneysel ve BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan konum değerleri HY01 hareketinin tekrarları için sırasıyla Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te gösterilmektedir. Pelvis üyesinin LKS'sine göre X eksenı medio-lateral yönü, Y eksenı dikey yönü ve Z eksenı antero-posterior yönü ifade etmektedir.



Şekil 4.1. HY01_01 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

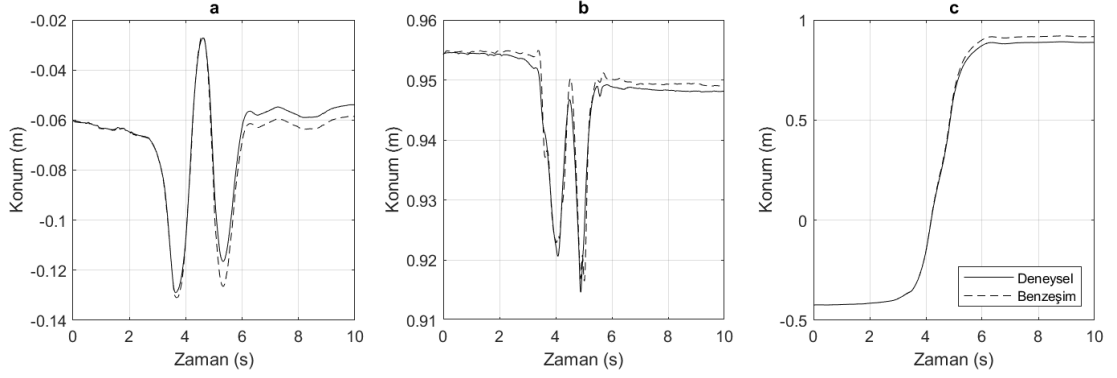


Şekil 4.2. HY01_02 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

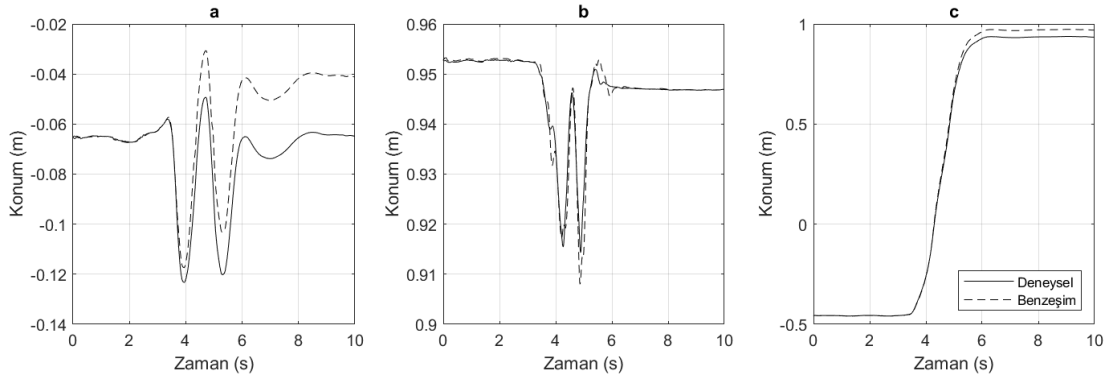


Şekil 4.3. HY01_03 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

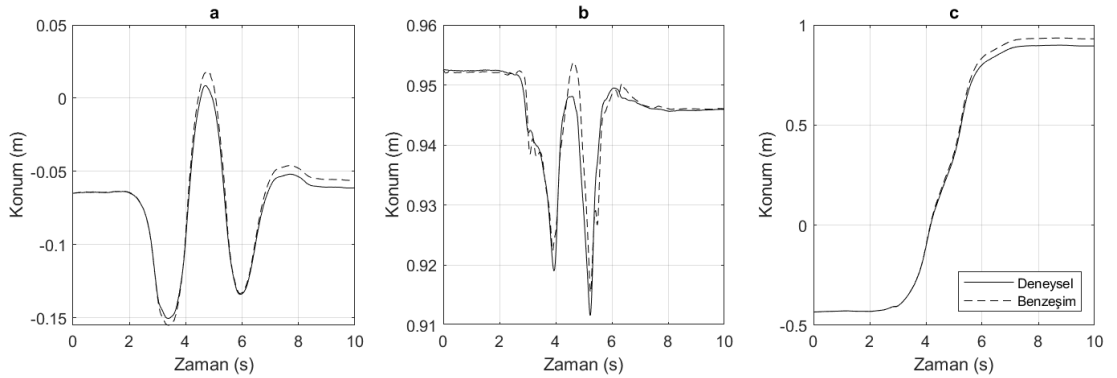
Pelvis üyesinin deneysel ve BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan konum değerleri HY02 hareketinin tekrarları için sırasıyla Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da gösterilmektedir.



Şekil 4.4. HY02_01 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

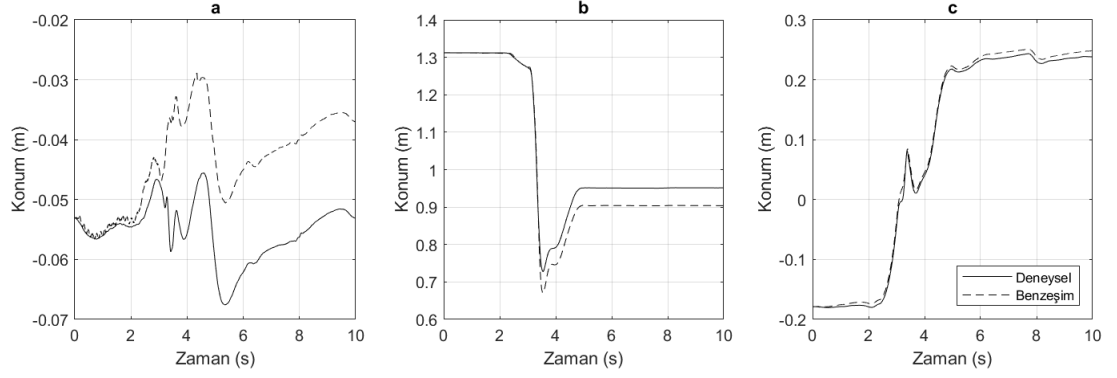


Şekil 4.5. HY02_02 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

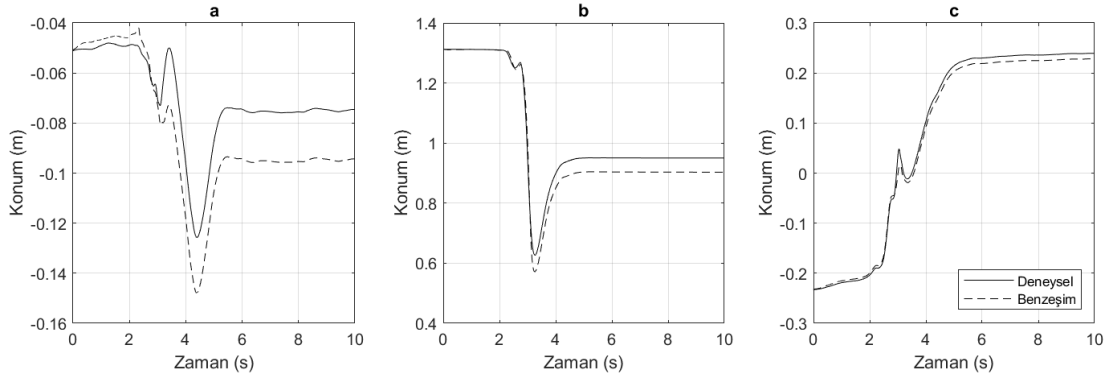


Şekil 4.6. HY02_03 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

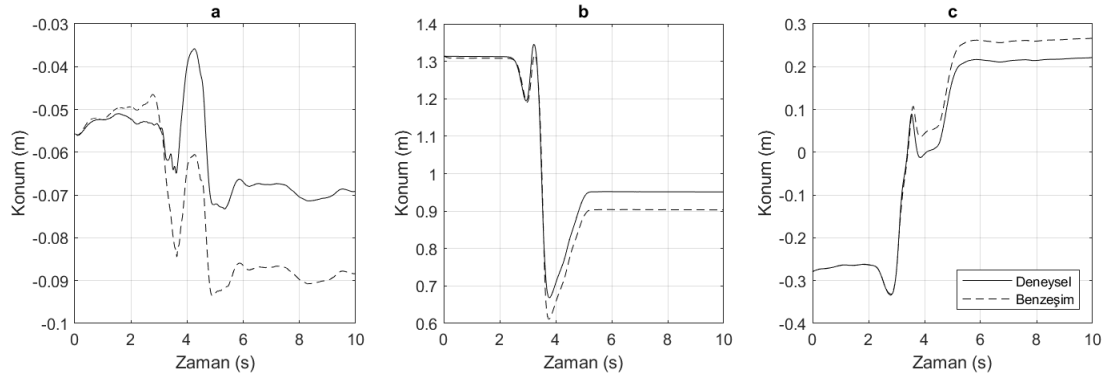
Pelvis üyesinin deneysel ve BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimi ile hesaplanan konum değerleri HY03 hareketinin tekrarları için sırasıyla Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'da gösterilmektedir.



Şekil 4.7. HY03_01 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.



Şekil 4.8. HY03_02 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.



Şekil 4.9. HY03_03 hareketinde pelvis üyesinin (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerindeki deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değerleri.

Pelvisin deneysel olarak ölçülen ve BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan konumları için hesaplanan korelasyon katsayıları ve ortalama RMSE değerleri HY01, HY02 ve HY03 hareketleri için sırasıyla Tablo 4.2, Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'te verilmektedir. Buna göre X ekseninde (medio-lateral) en düşük ortalama korelasyon (R : 0.72) HY03 hareketinde elde edilmektedir. Buna paralel olarak en yüksek ortalama nRMSE değeri (%43.06) HY03 hareketi sırasında X ekseninde elde edilmektedir (Tablo 4.4). Bunun dışında tüm hareketlerde, Y (dikey) ve Z (antero-posterior) eksenlerinde deneysel ve benzeşimden elde edilen konum değişimleri arasında kuvvetli doğrusal ilişki bulunmaktadır (R : 0.99). Hata oranları göz önüne alındığında pelvis konumunun X eksenindeki en başarılı kestirimi HY02 hareketlerinde (nRMSE: %9.95), Y (nRMSE: %1.40) ve Z (nRMSE: %1.60) eksenlerindeki başarılı kestirimi HY01 hareketlerinde elde edilmektedir. Hesaplanan RMSE değerlerine göre en yüksek konum hatası tüm hareketlerde X ekseninde, medio-lateral yönde ortaya çıkmaktadır (Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4). Y ve Z eksenlerinde en yüksek nRMSE değerleri ani çarpışmanın gerçekleştiği HY03 hareketinde elde edilmektedir ve bu durum pelvis konum grafiklerine yansımaktadır (Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9).

HY02 ve HY03 hareketlerinde, Y ekseninde kuvvetli doğrusal ilişki bulunmasına rağmen nRMSE değerleri sırasıyla %5.21 ve %6.10 olarak hesaplanmaktadır (Tablo 4.3, Tablo 4.4). Bu bulgu, ayağın kuvvet platformuyla belirli bir hızla temas ettiği HY02 ve HY03 hareketlerinde pelvisin dikey eksenindeki konumunun temas kuvvetlerine, özellikle X-Y düzleminde etki eden sürtünme kuvvetine bağlı olarak belirli hatalarla kestirildiğini göstermektedir. Pelvisin deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle hesaplanan 3B konum değişimleri arasındaki ortalama doğrusal korelasyon katsayısı 0.94'tür. Genel olarak modelin, yüzey-temas ilişkisiyle pelvisin 3B konum değerlerini kestirmedeki hata oranı ortalama %9.87'dir. Bu açıdan modelin kestirimini yaptığı YTK ve SK değerlerine bağlı olarak pelvisin konumunu hesaplama başarısı %90'ın üzerinde olarak değerlendirilebilir.

Tablo 4.2. HY01 hareketinde pelvis üyesinin konumu için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

Sahne	Korelasyon katsayısı (R)			RMSE (m)			nRMSE (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
HY01_01	0.97	0.99	0.99	0.003	0.003	0.004	13.02	1.07	1.57
HY01_02	0.88	0.99	0.99	0.003	0.004	0.001	16.05	1.18	0.50
HY01_03	0.92	0.99	0.99	0.004	0.003	0.008	21.17	0.88	2.74
\bar{X} (ortalama)	0.92	0.99	0.99	0.003	0.003	0.004	16.74	1.04	1.60

Tablo 4.3. HY02 hareketinde pelvis üyesinin konumu için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

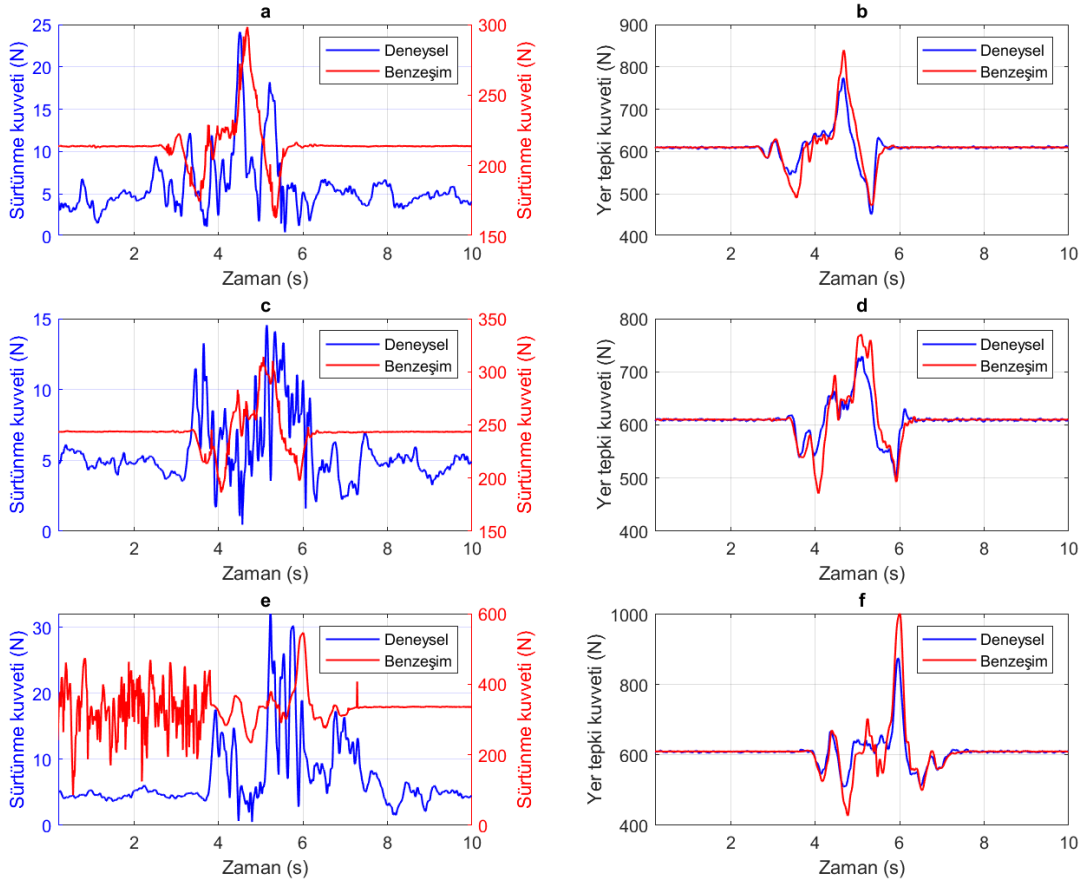
Sahne	Korelasyon katsayısı (R)			RMSE (m)			nRMSE (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
HY02_01	0.99	0.98	0.99	0.004	0.001	0.020	3.98	4.26	1.55
HY02_02	0.82	0.98	0.99	0.016	0.002	0.025	22.89	5.22	1.80
HY02_03	0.99	0.95	0.99	0.004	0.002	0.024	3.01	6.15	1.84
\bar{X} (ortalama)	0.93	0.97	0.99	0.008	0.002	0.023	9.95	5.21	1.73

Tablo 4.4. HY03 hareketinde pelvis üyesinin konumu için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

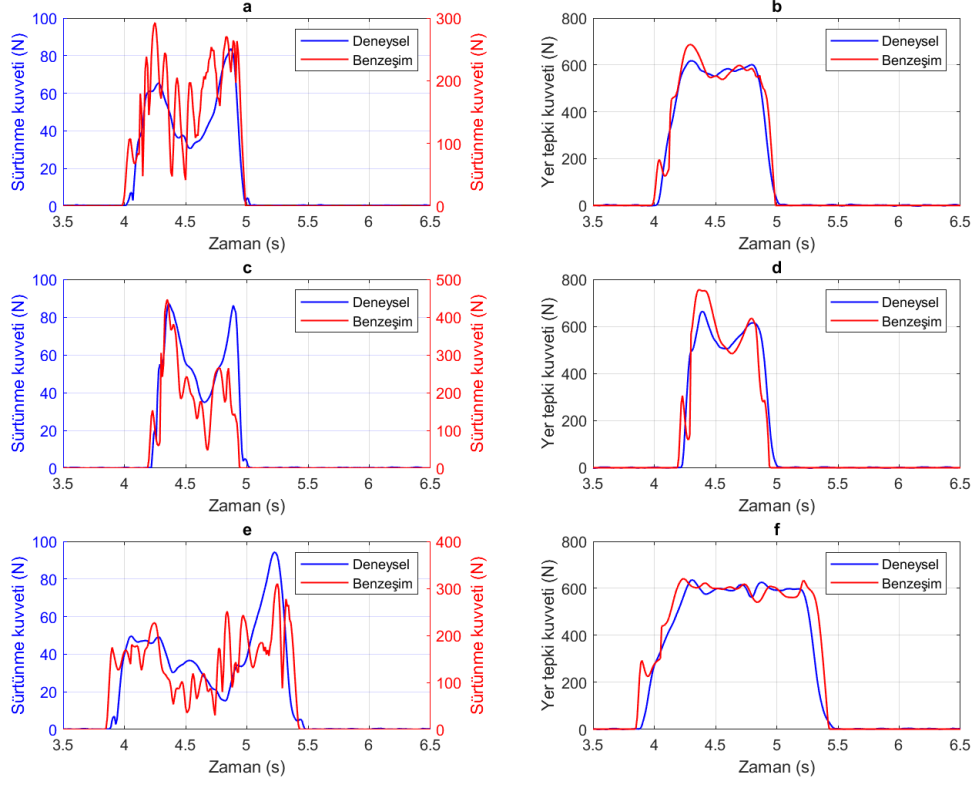
Sahne	Korelasyon katsayısı (R)			RMSE (m)			nRMSE (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
HY03_01	0.37	0.99	0.99	0.013	0.038	0.006	63.30	6.61	1.62
HY03_02	0.96	0.99	0.99	0.017	0.040	0.010	21.83	5.84	2.20
HY03_03	0.84	0.99	0.99	0.016	0.039	0.036	44.07	5.85	6.56
\bar{X} (ortalama)	0.72	0.99	0.99	0.030	0.039	0.017	43.06	6.10	3.46

4.3. Sürtünme ve Yer Tepki Kuvvetleri

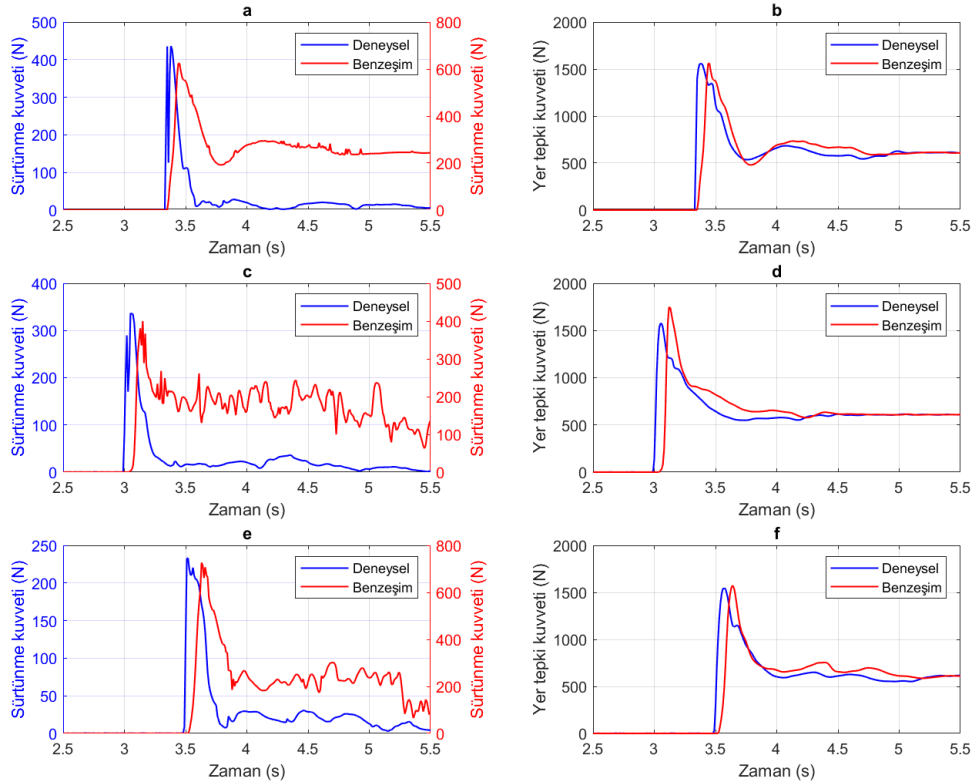
Bu bölümde HY01, HY02 ve HY03 hareketlerinin tekrarları için deneysel olarak ölçülen ve BM_{MS} 'nin temas modeli kullanılarak ters dinamik benzeşim ile hesaplanan sürtünme ve yer tepki kuvvetlerinin zamana bağlı değişimleri grafikler, doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri tablolar eşliğinde sunulmaktadır. Şekil 4.10'un her bir satırında HY01 hareketinin, Şekil 4.11'in her bir satırında HY02 hareketinin ve Şekil 4.12'nin satırlarında HY03 hareketinin tekrarları için YTK_d , YTK_k , SK_d , SK_k 'nin zamana bağlı değişimleri gösterilmektedir. Tablo 4.5, Tablo 4.6, ve Tablo 4.7'de ise HY01, HY02 ve HY03 hareketleri için YTK_d ve YTK_k , SK_d ve SK_k arasında hesaplanan ve doğrusal ilişkinin derecesini gösteren korelasyon katsayıları, hata miktarları ve hata oranları görülmektedir.



Şekil 4.10. HY01 hareketinin tekrarlarında deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle elde edilen (a) sürtünme ve (b) yer tepki kuvvetleri.



Şekil 4.11. HY02 hareketinin tekrarlarında deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle elde edilen (a) sürtünme ve (b) yer tepki kuvvetleri.



Şekil 4.12. HY03 hareketinin tekrarlarında deneysel olarak ölçülen ve ters dinamik benzeşimle elde edilen (a) sürtünme ve (b) yer tepki kuvvetleri.

Tablo 4.5. HY01 hareketinde sürtünme ve yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

Sahne	Sürtünme kuvveti			Yer tepki kuvveti		
	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)	RMSE (N)	nRMSE (%)	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)	RMSE (N)	nRMSE (%)
HY01_01	0.14	209	885	0.86	21	4.58
HY01_02	0.05	238	1692	0.84	22	5.27
HY01_03	0.13	331	1051	0.89	31	5.52
\bar{X} (ortalama)	0.10	259	1209	0.86	25	5.12

Tablo 4.6. HY02 hareketinde sürtünme ve yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

Sahne	Sürtünme kuvveti			Yer tepki kuvveti		
	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)	RMSE (N)	nRMSE (%)	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)	RMSE (N)	nRMSE (%)
HY02_01	0.94	43.55	51.98	0.99	21	3.47
HY02_02	0.92	47.38	54.31	0.97	34	5.16
HY02_03	0.87	48.66	51.65	0.98	37	5.86
\bar{X} (ortalama)	0.91	46.53	52.64	0.97	31	4.83

Tablo 4.7. HY03 hareketinde sürtünme ve yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

Sahne	Sürtünme kuvveti			Yer tepki kuvveti		
	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)	RMSE (N)	nRMSE (%)	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)	RMSE (N)	nRMSE (%)
HY03_01	0.24	201	46.22	0.94	105	6.75
HY03_02	0.30	88	26.25	0.91	131	8.34
HY03_03	0.51	113	48.90	0.94	107	6.95
\bar{X} (ortalama)	0.35	134	40.45	0.93	114	7.34

Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12'nin birinci sütunlarında, ölçülen ve kestirilen SK değerlerinin zamana bağlı değişimleri görülmektedir. Buna göre HY01 hareketinde SK_k 'nin davranışı SK_d 'den farklılık göstermektedir. Bu durum hesaplanan ortalama korelasyon katsayısından da ($R: 0.10$) anlaşılmaktadır (Tablo 4.5). Benzer şekilde SK için en yüksek hata miktarı (RMSE: 259) ve oranı (nRMSE: %1209) HY01 hareketinde elde edilmektedir. HY03 hareketinde aktörün kuvvet platformuyla teması anında SK_d ve SK_k benzer davranışa da bu davranışın daha sonra bozulduğu görülmektedir. Bu nedenle HY01 hareketine göre daha yüksek bir ortalama korelasyon ($R: 0.35$) göstermektedir. SK_d ve SK_k arasındaki en yüksek korelasyon ($R: 0.91$) ve hata miktarı (RMSE: 46.53 N) HY02 hareketinde elde edilmesine rağmen en yüksek ortalama hata oranı da (nRMSE: %52.64) yine HY02 hareketinde ortaya çıkmaktadır (Tablo 4.6). SK_d ile SK_k arasındaki en düşük ortalama hata oranı HY03 hareketinde (nRMSE: %40.45) elde edilmektedir (Tablo 4.7). Buradan hareketle HY02 hareketinde SK_d ile SK_k 'nin davranışlarının yüksek benzerlik göstermesine rağmen nicel olarak HY03 hareketindeki değerlere göre daha farklı oldukları söylenebilir. Bu bulgular doğrultusunda modelin özellikle HY01 hareketindeki gibi iki ayağın da sürekli ve aynı anda zemin yüzeyi ile temas ettiği hareketlerde sürtünme kuvvetlerini kestirmede başarısız olduğu tespit edilmektedir.

Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12'nin ikinci sütunlarında, ölçülen ve kestirilen YTK değerlerinin zamana bağlı değişimleri görülmektedir. YTK_d ve YTK_k arasında tüm hareketler için kuvvetli pozitif ilişki mevcuttur. HY01, HY02 ve HY03 hareketleri için elde edilen ortalama korelasyon katsayıları sırasıyla 0.86, 0.97 ve 0.93'tür (Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7). En yüksek korelasyon ($R: 0.97$) ve en düşük hata oranı (nRMSE: %4.83) yalnızca bir ayağın kuvvet platformuna bastığı ve temas süresinin en kısa olduğu HY02 hareketlerinde elde edilmektedir (Tablo 4.6). En yüksek hata miktarı (RMSE: 114 N) ve hata oranı (nRMSE: %7.34) ani çarpışma durumu içeren HY03 hareketlerinde ortaya çıkmaktadır. Tüm hareketler göz önüne alındığında YTK_d ile YTK_k arasındaki ortalama doğrusal korelasyon katsayısı 0.92, ortalama hata oranı ise %5.76'dır. Buradan hareketle modelin en iyileştirilen yüzey-temas parametreleri ile YTK kestirim başarı oranının %94'ten yüksek olduğu söylenebilir.

Tablo 4.8. HY01 hareketinin tekrarlarında deneysel ve benzeşimden hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata.

Zirve kuvvet değeri (N)			
Sahne	YTK _d	YTK _k	Hata (%)
HY01_01	773.55	839.28	8.49
HY01_02	728.80	770.30	5.69
HY01_03	875.01	1001.94	14.50
\bar{X} (ortalama)	792.45	870.50	9.56

Tablo 4.9. HY02 hareketinin tekrarlarında deneysel ve benzeşimden hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata.

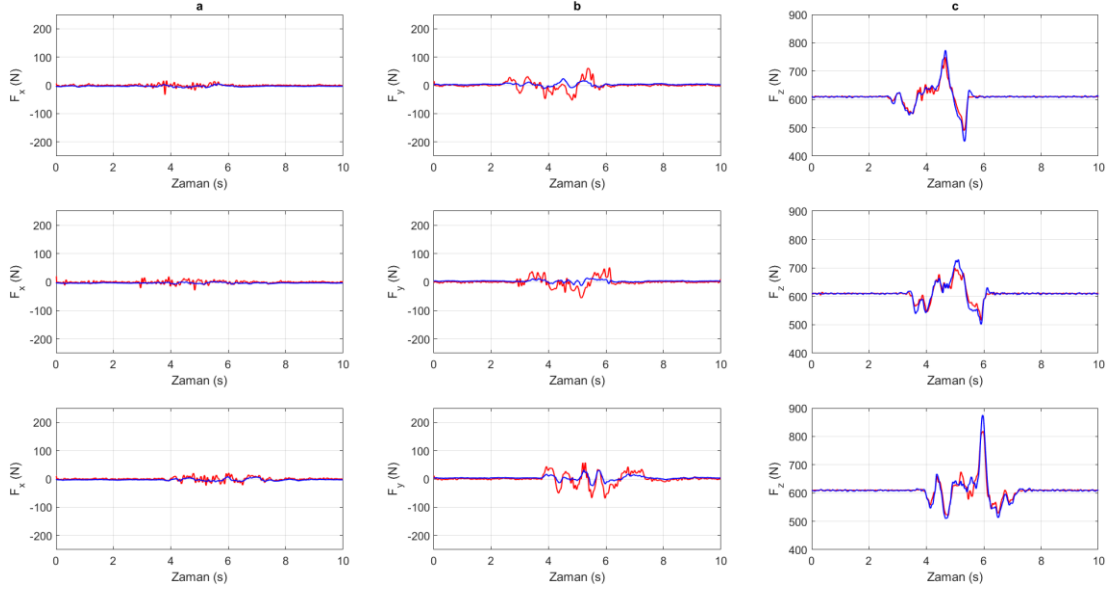
Zirve kuvvet değeri (N)			
Sahne	YTK _d	YTK _k	Hata (%)
HY02_01	617.21	686.70	11.25
HY02_02	662.90	755.70	13.99
HY02_03	635.20	640.87	0.89
\bar{X} (ortalama)	638.43	694.42	8.71

Tablo 4.10. HY03 hareketinin tekrarlarında deneysel ve benzeşimden hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata.

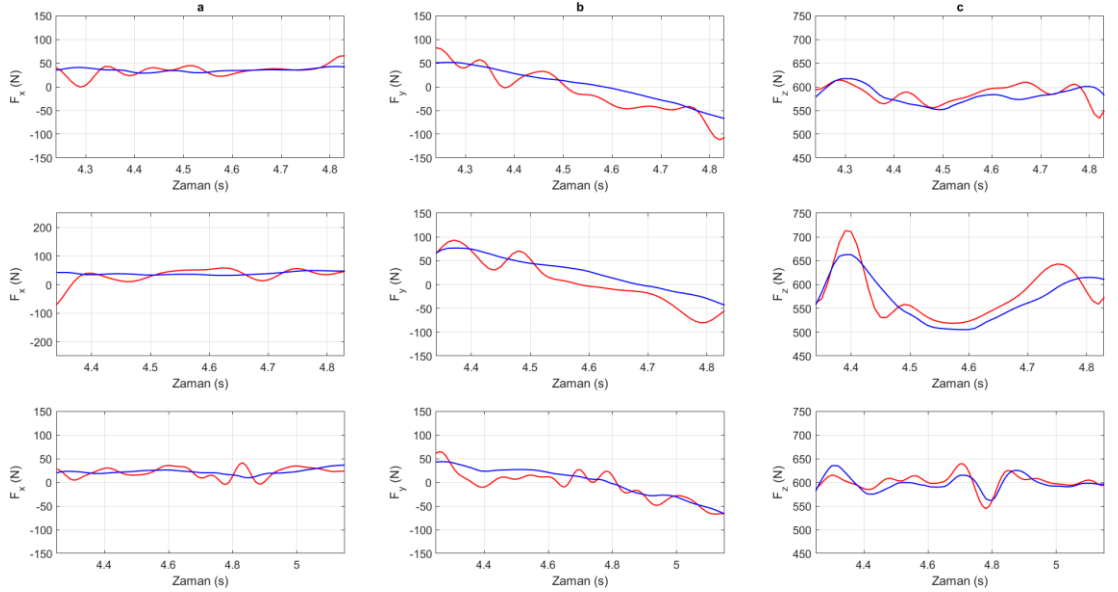
Zirve kuvvet değeri (N)			
Sahne	YTK _d	YTK _k	Hata (%)
HY03_01	1556.18	1561.73	0.35
HY03_02	1574.61	1747.44	10.97
HY03_03	1541.66	1572.99	2.03
\bar{X} (ortalama)	1548.48	1627.38	4.45

Tablo 4.8, Tablo 4.9, Tablo 4.10'da HY01, HY02 ve HY03 hareketleri sırasında deneysel olarak ölçülen ve BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle kestirilen, temas sırasındaki zirve kuvvet değerleri ve aralarındaki oransal hatalar gösterilmektedir. Model zirve kuvvet değerlerini tüm hareketlerde ölçülen değerlerden her zaman daha yüksek kestirmektedir. Ölçülen ve kestirilen zirve kuvvet değerlerindeki en az hata oranı ani çarpışma içeren HY03 hareketinde (%4.45) elde edilirken en fazla hata oranı her iki ayağın da sürekli ve aynı anda zemin ile temasta bulunduğu HY01 hareketinde (%9.56) ortaya çıkmaktadır. Bu bulgular modelin yüksek hızlarda gerçekleşen temas durumlarında YTK kestirimindeki hassasiyetinin daha yüksek olabileceğini göstermektedir. Genel olarak modelin zirve kuvvet değerlerini kestirmedeki hata oranı %10'dan azdır.

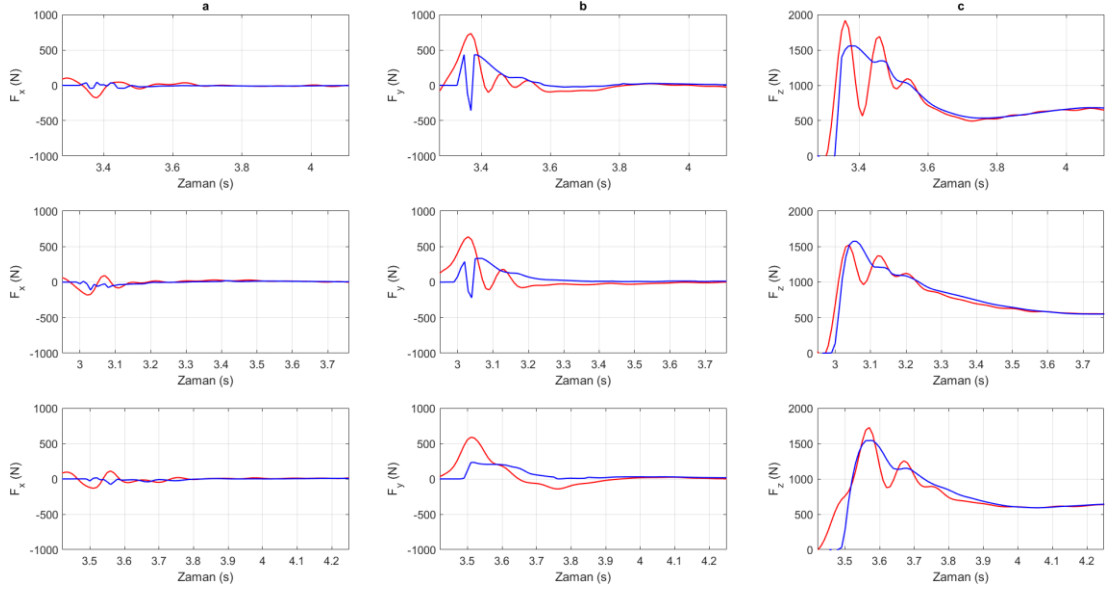
HY01, HY02 ve HY03 hareketlerinin, yer tepki kuvvetleriyle gerçekleştirilen ters dinamik benzeşimi sırasında yukarıdan-aşağıya yaklaşımla kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetlerinin zamana bağlı değişimleri sırasıyla Şekil 4.13, Şekil 4.14 ve Şekil 4.15'te gösterilmektedir. Bu grafiklerde sütunlar (a, b, c) sırasıyla X, Y ve Z eksenlerindeki tepki kuvvetlerini, satırlar ise hareketlerin tekrarlarına ait verileri göstermektedir. Tablo 4.11 ve Tablo 4.12'de ise HY01 ve HY03 hareketleri için YTK_T ve YTK_d arasında hesaplanan R , $RMSE$ ve $nRMSE$ değerleri sunulmaktadır. YTK_T ve YTK_d 'nin genel davranışları genel olarak benzer olsa da en kuvvetli doğrusal ilişki dikey ekseninde elde edilmektedir. Dikey ekseninde hesaplanan ortalama R değeri HY01 hareketi için 0.96, HY03 hareketi için ise 0.89'dur. $nRMSE$ değerlerine göre yukarıdan-aşağıya yöntemle dikey ekseninde yer tepki kuvvetini kestirimindeki hata oranı ortalama %5'ten azdır. Dikey eksene kıyasla, yukarıdan-aşağıya yöntemle kestirilen yer tepki kuvvetleri, YTK_d ile medio-lateral ve antero-posterior yönlerde yüksek hata oranları ile zayıf doğrusal ilişki göstermektedir. HY03 hareketinde aktörün yere konma sonrası kuvvet platformu üzerinde sabit kaldığı, dolayısıyla üyelerin bu yönlerdeki ivmesinin HY01 hareketine kıyasla daha az olduğu için medio-lateral ve antero-posterior yönlerde daha az hata ile kestirim yapılmaktadır (Tablo 4.11, Tablo 4.12).



Şekil 4.13. HY01 hareketinin tekrarlarında (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerinde yukarıdan-aşağıya yönümlü kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri. Mavi çizgiler deneysel, kırmızı çizgiler kestirilen değerleri göstermektedir.



Şekil 4.14. HY02 hareketinin tekrarlarında (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerinde yukarıdan-aşağıya yönümlü kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri. Mavi çizgiler deneysel, kırmızı çizgiler kestirilen değerleri göstermektedir.



Şekil 4.15. HY03 hareketinin tekrarlarında (a) X, (b) Y ve (c) Z eksenlerinde yukarıdan-aşağıya yöntemle kestirilen ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri. Mavi çizgiler deneysel, kırmızı çizgiler kestirilen değerleri göstermektedir.

Tablo 4.11. HY01 hareketinde yukarıdan-aşağıya yöntemle ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

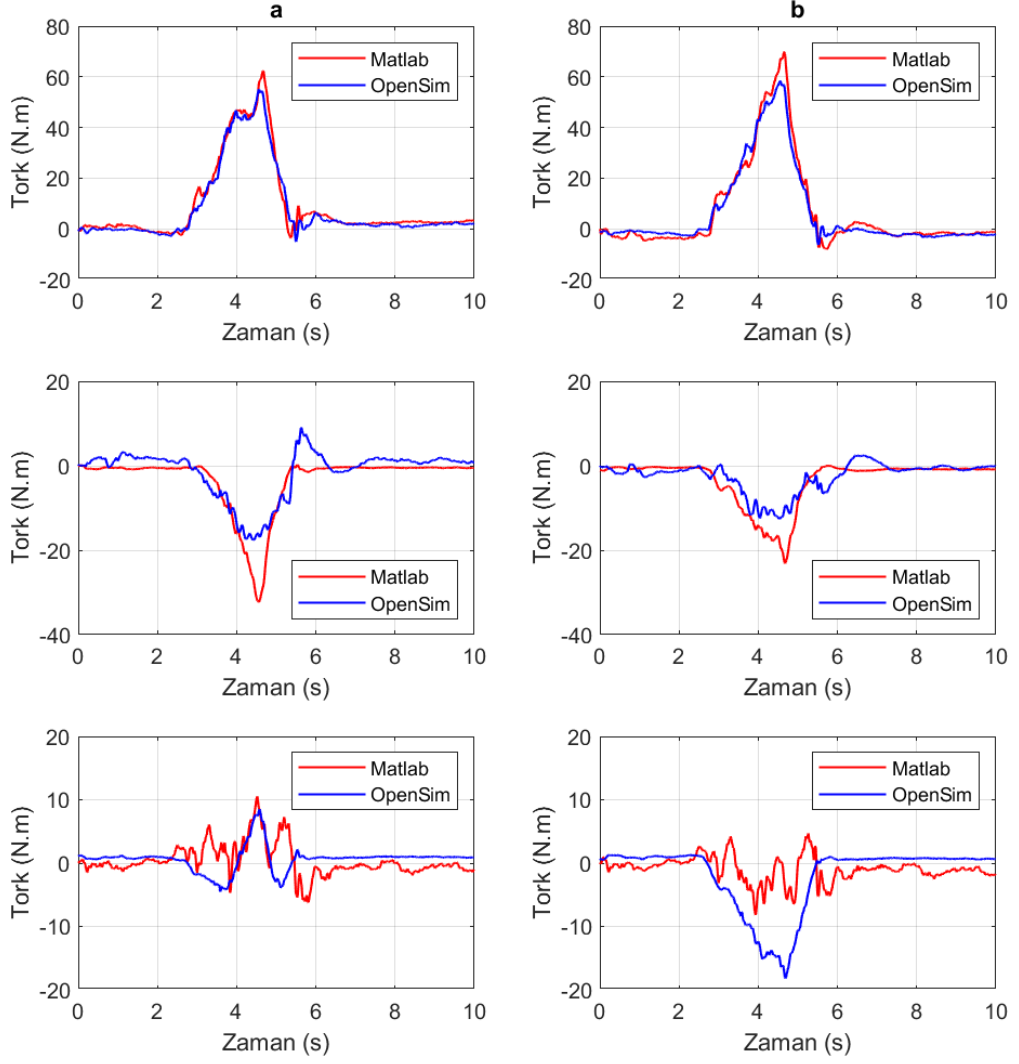
Sahne	Korelasyon katsayısı (R)			RMSE (N)			nRMSE (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
HY01_01	0.31	0.59	0.98	4.93	12.46	8.69	33.45	35.54	2.70
HY01_02	0.37	0.62	0.96	5.41	12.43	9.14	60.43	46.98	4.02
HY01_03	0.63	0.85	0.95	5.55	13.17	12.11	32.22	23.83	3.31
\bar{X} (ortalama)	0.43	0.68	0.96	5.29	12.68	9.98	42.03	35.45	3.34

Tablo 4.12. HY03 hareketinde yukarıdan-aşağıya yöntemle ve deneysel olarak ölçülen yer tepki kuvvetleri için hesaplanan doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

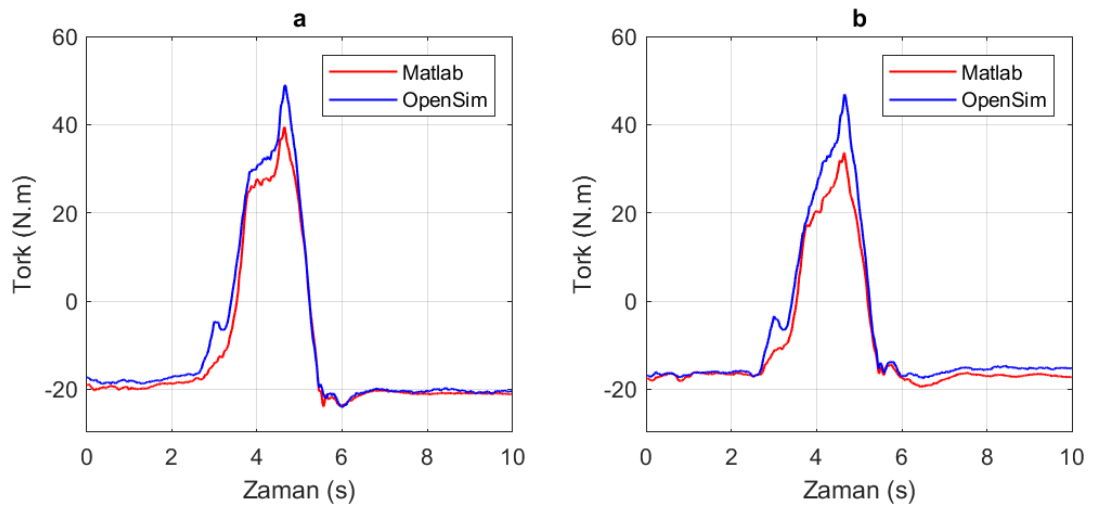
Sahne	Korelasyon katsayısı (<i>R</i>)			RMSE (N)			nRMSE (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
HY03_01	0.11	0.31	0.83	17.15	66.57	83.85	19.66	8.40	5.38
HY03_02	0.53	0.20	0.93	14.91	60.31	48.54	11.28	10.87	3.08
HY03_03	0.11	0.66	0.91	18.13	48.92	60.62	16.93	18.82	3.92
\bar{X} (ortalama)	0.25	0.39	0.89	16.73	58.60	64.33	15.95	12.69	4.12

4.4. Eklem Tork Değerleri

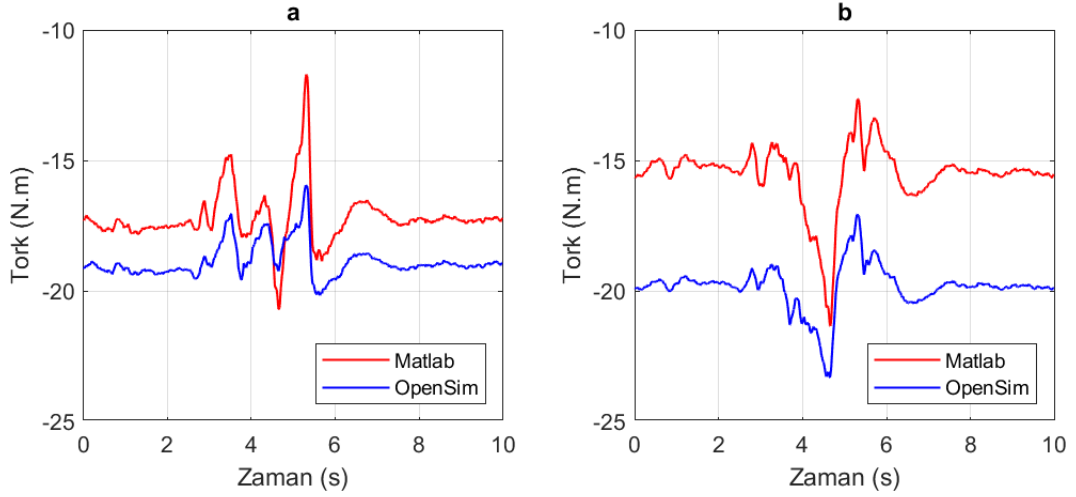
HY01_01 hareketi için BMM_{MS} ile MATLAB/Simulink ortamında ve BMO_S ile OpenSim'de gerçekleştirilen ters dinamik benzeşimlerin sonucunda hesaplanan kalça, diz ve ayak bileği eklem torklarının zamana bağlı değişimleri sırasıyla Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de gösterilmektedir. Bu grafiklerde sütunlar (a, b) sırasıyla vücudun sağ ve sol tarafında bulunan eklemleri, satırlar ise X (fleksiyon/ekstansiyon), Y (abdüksiyon/addüksiyon) ve Z (iç/dış rotasyon) eksenlerindeki torkları göstermektedir.



Şekil 4.16. HY01_01 hareketinde (a) sağ ve (b) sol kalça eklem torklarının zamana bağlı değişimi.



Şekil 4.17. HY01_01 hareketinde (a) sağ ve (b) sol diz eklemi fleksiyon/ekstansiyon torklarının zamana bağlı değişimi.



Şekil 4.18. HY01_01 hareketinde (a) sağ ve (b) sol ayak bileği eklemi dorsi/plantar fleksiyon torklarının zamana bağlı değişimi.

Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18 BBM_{MS} ve BBM_{OS} ile hesaplanan eklem torklarının genel davranışlarının benzer olduğunu göstermektedir. Özellikle medio-lateral ekseninde, eklemlerin fleksiyon/ekstansiyon torklarında, kuvvetli pozitif ilişki mevcuttur ($R: 0.94$). Ayak bileği eklemi dışında eklemlerin fleksiyon/ekstansiyon tork değerleri %6'dan az hata oranıyla hesaplanmaktadır (Tablo 4.13). RMSE değerlerine göre ise eklem torkları tüm eksenlerde 5 N.m hata ile elde edilmektedir. Zirve tork değerlerinde en az oransal hata ayak bileği eklemine elde edilmesine rağmen (Tablo 4.14) tork değerlerinin değişim aralığına göre normalize edilen en büyük oransal hata ayak bileği torklarında ortaya çıkmaktadır (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. HY01_01 hareketinde BBM ve BBM ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan eklem torkları arasındaki doğrusal korelasyon katsayıları, RMSE ve nRMSE değerleri.

Eklem	Korelasyon katsayısı (R)			RMSE (N.m)			nRMSE (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Sağ kalça	0.98	0.89	0.10	2.72	3.70	2.97	4.52	13.93	22.94
Sol kalça	0.98	0.87	0.34	3.21	3.02	4.96	4.97	20.11	25.41
Sağ diz	0.99	-	-	3.14	-	-	4.30	-	-
Sol diz	0.99	-	-	3.84	-	-	5.97	-	-
Sağ ayak bileği	0.80	-	-	1.77	-	-	42.11	-	-
Sol ayak bileği	0.91	-	-	4.34	-	-	69.37	-	-

Tablo 4.14. HY01_01 hareketinde BBM_{MS} 'nin ve BBM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan zirve kuvvet değerleri ve oransal hata.

Zirve tork değerleri (N.m)									
Eklem	BBM_{MS}			BBM_{OS}			Fark (%)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Sağ kalça	62.27	32.31	6.20	55.08	17.55	4.49	11.54	45.68	27.60
Sol kalça	69.90	23.12	8.20	58.40	12.60	18.21	16.45	45.51	122.01
Sağ diz	39.48	-	-	48.45	-	-	19.34	-	-
Sol diz	33.60	-	-	46.54	-	-	28.26	-	-
Sağ ayak bileği	20.71	-	-	20.17	-	-	2.67	-	-
Sol ayak bileği	21.34	-	-	23.32	-	-	8.48	-	-

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı MATLAB/Simulink ortamında insan vücudunun alt ekstremitelerini temsil eden bir biyomekanik benzeşim modeli oluşturmak ve ayak tabanı ile zemin arasındaki yüzey-temas ilişkisini kurarak sürtünme ve yer tepki kuvvetlerinin kestirimidir. Bu anlamda çalışmanın temel bulguları üç ana başlık altında ele alınabilir:

1. Modelde pelvis üyesinin optik hareket yakalama sistemi ile kaydedilen 3B konum bilgisi ile BM_{MS} 'nin ters dinamik benzeşimi ile kestirilen sürtünme ve yer tepki kuvvetlerine bağlı olarak değişen 3B konum değişimi arasındaki uyum.
2. BM_{MS} için en iyileştirilen yüzey-temas parametreleriyle gerçekleştirilen ters dinamik benzeşimlerle kestirilen SK ve YTK değerlerinin deneysel olarak kuvvet platformu ile ölçülen değerlerle olan uyumu.
3. BM_{MS} 'nin bağlantılı üye katı cisim ve yüzey-temas modelinin gerçek fiziksel sistemi temsil kabiliyeti, doğrulanması ve BBM_{MS} 'nin ve BBM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan eklem torkları arasındaki uyum.

5.1. Pelvis Konum Değerleri ve Yüzey-Temas Parametreleri

Bu çalışmada oluşturulan biyomekanik benzeşim modelinin yüzey-temas parametrelerinin en iyileştirilmesi, pelvisin deneysel olarak ölçülen 3B konum değerlerine dayanarak yapıldı. Tablo 4.1'de gösterilen yüzey-temas parametrelerinin sürtünme katsayıları dışında her hareket için farklı değerlere sahip oldukları görülmektedir. Parametre en iyileştirme prosedüründe temas noktalarında bulunan damperler için kritik sönümlenme, yaylar içinse ideal sertlik elde edilmektedir. Çalışmanın bulgularına göre (Tablo 4.1) bu değerlerin farklı hareketler arasında değişkenlik göstermeleri, fakat hareketlerin tekrarları içerisinde benzerlik göstermeleri tutarlı bir davranış olarak değerlendirilmektedir. Hareketler özelinde değerlendirildiğinde en yüksek yay sertlik ve damper sönümlenme katsayısının HY02 hareketinde elde edilmesi dikkat çekmektedir. Bu durumun yürüme hareketi sırasında öne doğru adım atılırken diğer ayağın da aynı anda zemin yüzeyi ile temas

kurarak ani bir itme hareketi gerçekleştirmemesi için ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ani bir çarpışma içeren HY03 hareketinde geçiş bölgesi genişliğinin diğer hareketlere göre daha yüksek hesaplanması, modelin temas sırasında daha fazla iç içe geçme miktarı hedefleyerek deneysel pelvis konumunu sağlamaya çalıştığını göstermektedir. Buna karşın pelvisin dikey eksenindeki en yüksek hata oranı da HY03 hareketinde ortaya çıkmaktadır (Tablo 4.4). Tüm hareketlerin içinde temas anındaki en yüksek doğrusal hız HY03 hareketinde gözlenmektedir. Fakat Tablo 4.1'e göre temas noktalarındaki sertlik katsayısı temas sırasındaki doğrusal hız ile doğrusal bir ilişki göstermemektedir. Bu noktada en dikkat çekici farklılık geçiş bölgesi genişliği ve kritik hız değerlerindedir. Temas hızı arttıkça geçiş bölgesi genişliği artma eğilimi göstermektedir. Aktör, bu çalışmadaki tüm hareketleri ayakkabı giyerek gerçekleştirmektedir. Geçiş bölgesi genişliğinin, ayakkabının temas sırasındaki esneme miktarını temsil ettiği düşünüldüğünde ani ve yüksek hızda çarpışmanın gerçekleştiği HY03 hareketinde bu esneme miktarı artacaktır. Dolayısıyla temas hızıyla beraber geçiş bölgesi genişliğinin de artmasının bu duruma bağlı olabileceği düşünülmektedir. Bu artış miktarının temas hızı ile olan ilişkisi ilerleyen araştırmalarda incelenmesi planlanmaktadır. Gelecekteki çalışmalarda geçiş bölgesi genişliği deneysel olarak ölçülebilir; böylece bu ilişkinin daha iyi anlaşılması sağlanabilir. Bunun için her bir hareket sırasında ayakkabı üzerindeki işaret konumları ile zemin yüzeyi arasındaki mesafenin hesaplanması gerekmektedir. Böylece geçiş bölgesi genişliği zamana bağlı değişen bir parametre haline gelecektir. Fakat Simulink *Spatial Contact Force* bloğunda geçiş bölgesi genişliği sabit bir değer olarak tanımlanmaktadır. Bu problemin olası bir çözümü ters dinamik benzeşimi her bir adım aralığı için değişken geçiş bölgesi genişliği için çalıştırmak olabilir. Mordatch ve ark. (86), temas anını belirlemek ve temas noktaları için optimal öteleme miktarını hesaplamak için geliştirdikleri bir en iyileştirme prosedürünü kullanmaktadır. Bu perspektifle, daha sade bir yaklaşım geçiş bölgesi genişliğini sabit tutup temas noktalarının ayak tabanına olan uzaklıklarını dikey ekseninde ötelemek olacaktır. Tüm bu iyileştirmeler yapıldıktan sonra pelvis konum değerlerinin ölçülen değerlere daha yakın elde edileceği beklense de fazla sayıda parametrenin girdi olarak yer aldığı

BBM_{MS} yüzey-temas modelindeki gerçekçi geliştirmenin tüm parametrelerin deneysel olarak ölçülmesi olduğu düşünülmektedir.

Çok sayıda parametre içeren dinamik bir sistem olan BBM_{MS} için her bir yüzey-temas parametresinin ayrı benzeşimlerle en iyileştirmesinin yapılması mümkün olmamakla birlikte en iyileştirme için kullanılan algoritmalar belirli toleranslar içerisinde hesap yapmaktadır. Yüzey-temas parametrelerinin zemin yüzeyi ve ayakkabı gibi temas bölgelerindeki gerçek değerleri bilinmediğinden, en iyileştirilen parametreler temas sırasında zemin yüzeyi ile ayak üyeleri arasındaki etkileşimi en iyi temsil eden tahmini değerler olarak kabul edilmektedir (87). Bu çalışmada en iyileştirilen yüzey-temas parametreleri ile hareketlerin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan pelvis 3B konum değerleri arasındaki ortalama hata %9.87 olarak hesaplanmaktadır. Bu oran, modelin kestirdiği sürtünme ve YTK değerleriyle pelvisin deneysel olarak ölçülen konumuna taşımakta başarılı olduğunu göstermektedir. Ayrıca en yüksek ortalama konum hatalarının her zaman medio-lateral yönde ortaya çıktığı görülmektedir (Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4). Bu durum alt ekstremite kinematiğinin sağ ve sol tarafta simetrik olmamasından kaynaklanmaktadır. Bilgisayar grafiği alanında asimetrik yapay insan hareketleri sırasında yer tepki kuvvetlerinin sağ ve sol ayak basınç merkezlerine bağlı olarak en iyileştirildiği araştırmalar mevcuttur (88). Deney düzeneğinde iki tane kuvvet platformu kullanarak iki ayaktan da tepki kuvvetlerinin ölçülmesinin ve YTK'nın basınç merkezine bağlı bir fonksiyon haline getirilmesinin temas modelinde asimetri problemini çözecek bir yaklaşım olacağı düşünülmektedir. Bununla birlikte mevcut model, tıpkı bir insanın tek ayak üzerinde durması gibi herhangi bir ayakta bulunan temas noktalarıyla uygulanan tepki kuvvetleri sayesinde denge durumuna ulaşabilmektedir. Bunun önüne geçmek için, yalnızca aktörün statik pozisyonu sırasında hesaplanan temas noktaları denkleştirme uzaklığı değerleri her bir harekette ayrıca hesaplanmalıdır. Denkleştirme uzaklıklarını değiştirmeden pelvisin medio-lateral yöndeki konum değerlerini iyileştirecek bir başka çözüm de ayak bileği kinematiğinin ayak üyesi için özel tasarlanan Oxford ayak modeli (89) gibi kinematik modeller kullanılarak elde edilmesidir.

5.2. Sürtünme ve Yer Tepki Kuvvetleri

Ölçülen ve kestirilen SK değerleri arasında zayıf bir doğrusal pozitif ilişki mevcuttur (R: 0.45). Bu değerler arasında hesaplanan ortalama hata oranı %434'tür. Bu yüksek hata oranının başlıca kaynağı HY01 hareketinde hesaplanan sürtünme kuvveti (Tablo 4.5) olsa da model SK kestiriminde genel olarak başarısız olarak değerlendirilmektedir. Model, ters dinamik benzeşimde pelvisin 3B konumunu sağlayabilmek için medio-lateral ve antero-posterior yönlerde ölçülen sürtünme kuvvetlerinden daha yüksek kuvvetler uygulamaktadır. Güncel modelde SK'nın kestirimi YTK, kritik hız ve sürtünme katsayıları kullanılarak gerçekleştirilmektedir. YTK'nın başarılı bir şekilde kestiriliyor olduğu düşünülürse SK kestirimindeki yüksek orandaki hataların en iyileştirilen kritik hız ve sürtünme katsayılarından kaynaklandığı anlaşılmaktadır. Bu parametrelerin gerçek değerlerinin belirlenmesi için temas halinde bulunan cisimlerin yüzey malzeme özelliklerinin, cismin hangi miktarda kuvvet uygulandığında ve hızda statik durumdan hareket haline geçtiğinin deneysel olarak ölçülmesi gerekmektedir (77). Fakat oluşturulan çoklu üye modellerinde bu parametreler genellikle en iyileştirme algoritmalarıyla veya görsel en iyileştirme yöntemiyle belirlenmektedir (90). Dolayısıyla kestirilen yüksek SK değerleri ters dinamik benzeşim için kullanılan çözücü tipinden veya en iyileştirme algoritmasından da kaynaklanıyor olabilir. SK'da elde edilen hataların bir bölümünün de ayak üyesinin hareketiyle ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Ters kinematik yöntemle hesaplanan ayak bileği abdüksiyon/addüksiyon açılarındaki hatalar temas noktalarının yüzey ile temas açısını değiştirecek ve olması gerekenden daha az veya daha fazla sürtünme meydana gelecektir. SK ve YTK kestirimini etkileyen bir diğer önemli faktör de modelin sınırlılıkları içerisinde yer alan, üst ekstremité üyelerinin toplam kütesinin (34.6914 kg) pelvis kütle merkezine eklenerek (Bölüm 3.4.1 - Modelin Ölçeklenmesi) kütle merkezi etrafında gerçekte var olmayan suni bir moment oluşturmasıdır. Gerçekte aktörün hareketleri başarılı bir şekilde gerçekleştirebilmesi için üst ekstremité üyelerini hareket ettirerek bu momenti en aza indirmesi beklenmektedir. Ancak model, temas noktaları aracılığıyla, meydana gelen bu suni momenti dengeleyerek pelvisi ölçülen 3B konumuna taşıyabilmek için tüm yönlerde olması gerekenden fazla

kuvvet uygulamak durumunda kalacaktır. Bu nedenle bu çalışmanın ilerleyen aşamalarında mevcut biyomekanik modele insan vücudunun üst ekstremitesinin de dahil edilmesi planlanmaktadır.

Modelin ters dinamik benzeşimlerle HY01, HY02 ve HY03 hareketlerinde kestirdiği YTK_k değerleri ile ölçülen YTK_d arasında kuvvetli doğrusal ilişki elde edilmektedir. YTK_k ve YTK_d 'nin genel davranışı arasındaki bu kuvvetli ilişki Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'de sunulan grafiklerden de anlaşılmaktadır. YTK_d ve YTK_k arasındaki davranış benzerliği literatürde yer alan yukarıdan-aşağıya ve aşağıdan-yukarıya yaklaşımlarla kestirilen değerlere göre (7, 56) daha tutarlıdır. Literatürde YTK 'nin medio-lateral ve antero-posterior eksenlerdeki bileşenleri ölçülen değerlerle dikey eksene göre daha zayıf bir doğrusal ilişki gösterdiği belirtilmektedir. Bu çalışmada da HY01_01 hareketi için yukarıdan-aşağıya yöntemle hesaplanan yer tepki kuvvetlerinin dikey bileşeni ölçülen değerlerle daha kuvvetli doğrusal ilişki göstermektedir (Tablo 4.11, Tablo 4.12). Bu çalışmada yukarıdan-aşağıya yöntemin hata oranını azaltmak ve YTK bileşenlerini sağ ve sol ayak üyelerine paylaşmak için basınç merkezi konumuna dayalı geliştirilen yöntem (Bölüm 3.4.1 - Yukarıdan-Aşağıya Yöntemle Yer Tepki Kuvvetlerinin Kestirimi), literatürde raporlanan değerleri geliştirmek açısından umut vadetmektedir.

Yüzey-temas modeli tüm hareketlerde YTK 'yı RMSE değerlerine göre ortalama 66.6 N, normalize nRMSE değerlerine göre %5.76 hata ile kestirmektedir (Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7). Bu sonuçlar Fluit ve ark. (9) ve Skals ve ark. (79)'ın çalışmaları ile paralellik göstermektedir. Dahası BBM_{MS} 'nin zirve kuvvet değerini kestirimindeki hata oranı ortalama %7.57 olarak hesaplanmaktadır. Bu fark, oluşturulan biyomekanik modelin kısıtlarından kaynaklanabileceği gibi kinematik verinin filtrelenmesinden de etkilenmektedir. Ham kinematik veriyi filtrelemek için görsel en iyileme yöntemi yerine literatürde sıkça yer bulan artık veri analizi (*residual analysis*) yöntemi ile uygun filtre frekansının belirlenmesiyle (91) bu farkın azalabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, kestirilen ham YTK değerleri ile filtrelenen ham kuvvet değerleri karşılaştırılmaktadır. Dolayısıyla kuvvet değerlerinin filtrelenmesi için seçilen pencere genişliği de YTK_k ve YTK_d arasındaki hata oranlarını etkilemektedir. Bu

model nihayetinde YTK davranışını ve ölçülen değerleri kestirmekte oldukça başarılı olarak değerlendirilmektedir.

Özellikle HY02 ve HY03 hareketlerinde dikkat çeken YTK_k ve YTK_d arasındaki faz farkları (Şekil 4.11, Şekil 4.12) hata oranını arttırmaktadır. HY02 ve HY03 hareketlerinde meydana gelen bu faz farkının ayakkabı geometrisinden, ayak tabanında bulunan temas noktalarının konumlarından ve yüzey-temas parametrelerinin sağ ve sol ayak için aynı değerlerin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayakkabı geometrisi ve malzeme özellikleri bilinmediği için dikdörtgenler prizması olarak modellenen ayak üyesinin gerçekte hangi nokta veya noktalardan zemin yüzeyine temas ettiği bilinmemektedir. Sağ ve sol ayağın temas sırasında aynı sertlik ve sönümlenme özellikleri gösterdiği kabul edilmektedir. Benzer şekilde ayakkabının esneme miktarını temsil eden geçiş bölgesi genişliği de cisimlerin iç içe geçme miktarını etkileyerek temas anının daha geç veya daha erken tespit edilmesine yol açmaktadır. Temasın başlama anının doğru bir şekilde algılanmadığı durumlarda, temasta bulunan yüzeyler arasında gerçekte mevcut olmayan yüksek iç içe geçme miktarı nedeniyle ilk temas kuvveti ölçülen değerlerden büyük olmaktadır (92). Bunun neticesinde ters dinamik benzeşimle hesaplanan eklem torklarında yapay bir artış meydana gelmektedir (93). Deney sırasında iki ayakta aynı ayakkabı kullanılmış olsa da gerçekte temas sırasındaki kuvvetler vücuttaki yumuşak dokular ve eklemler arasında bir miktar sönümlenmektedir. Temas anında oluşan faz farklarının etkilerini azaltarak artık eklem torklarını minimize etmek için BBM_{MS} 'te yer alan eklemlerin sertlik ve sönümlenme özellikleri literatürde mevcut başlangıç değerleri (94) kullanılarak en iyileştirilebilir.

5.3. Eklem Tork Değerleri ve Yüzey-Temas Modelinin Doğrulanması

BBM_{MS} 'nin ve BBM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle elde edilen alt ekstremite eklem tork davranışlarının yüksek oranda benzer olduğu görülmektedir (Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18). Özellikle eklemlerin fleksiyon/ekstansiyon torkları arasında kuvvetli doğrusal ilişki bulunmaktadır (Tablo 4.13). Ayrıca medio-lateral ve antero-posterior eksenlerde dönme hareketleri yapabilen tek eklem olan kalça eklemine

tork değerlerinde hesaplanan en büyük oransal hata %26'dan azdır. YTK kestirimindeki başarısıyla birlikte tork çıktılarının da geçerli ve güvenilir bir hareket analizi yazılımı olan OpenSim ile gösterdiği bu uyum BBM_{MS} 'yi büyük oranda doğrulamaktadır. Eklem torklarında elde edilen farklılıkların birincil kaynağının ters kinematik çözüm olduğu düşünülmektedir. BBM_{MS} Nexus yazılımıyla elde edilen kinematik değişkenlerle beslenirken OpenSim yazılımı üye kinematiklerini hesaplamak için içerisinde bulunan ters kinematik çözücüyü kullanmaktadır. Tork verilerindeki değişkenliğin bir diğer sebebi de üye eylemsizlik özelliklerindeki farklılıklar olabileceği düşünülmektedir. Gelecekteki çalışmalarda her iki modelin de aynı üye eylemsizlik momentleriyle beslenmesi ve üye kinematiklerinin hesaplanması için yalnızca OpenSim'in kullanılması planlanmaktadır. Böylece daha sağlıklı bir karşılaştırma yapılması mümkün olacaktır. Bunun yanı sıra OpenSim'de oluşturulan modelde bulunan sanal yansıtıcı işaretlerin, üyeler üzerindeki pozisyonlarının görsel en iyileme yöntemiyle yerleştirilmesi de eklem torkları üzerinde dolaylı olarak bir etkiye sahiptir. Bu etkiyi ortadan kaldırmak için ilerleyen çalışmalarda yansıtıcı işaretlerin kemikler üzerindeki konumlarının, aktörün statik pozisyonda kaydedilen görüntüsü kullanılarak otomatik bulunması planlanmaktadır.

Modelde ayak üyeleri, zemin yüzeyi ile ayak tabanından denkleştirme uzaklıkları ile ötelenen temas noktaları aracılığıyla temas kurmaktadır. Tek parça olarak modellenen ayak üyesinde belirli bir sadeleştirmeyle temas noktalarının 4 noktada yer aldığı varsayılarak MT1, MT5, DLC ve DMC (Tablo 3.7) konumlarına yerleştirildi. Ayak-zemin arasındaki temas dinamiğinin modellendiği araştırmalarda temas noktalarının sayıları ve konumları değişkenlik göstermektedir. Literatürde sadelik amacıyla temasın ayak tabanında tek bir noktada gerçekleştiğini varsayan araştırmalar olduğu gibi (95, 96) geometrik ayak modelinde birden fazla temas noktasının tanımlandığı çalışmalar da (9, 67, 79, 83, 97-99) mevcuttur. Çoklu üye modeli kullanarak YTK kestirimi için ayak üyesinin tabanında Fluit ve ark. (9) 12, Skals ve ark. (79) 18 noktada temas noktası tanımlamışlardır. Ayakta metatarsal ve phalangeal kemiklerde yer alan temas noktalarının tanımlanması için biyomekanik modelde bu kemiklerin geometrisinin yer alması gerekmektedir. Bu çalışmalarda YTK

kestiriminde oldukça başarılı sonuçlar alınsa da temas noktası sayısının artmasıyla ters dinamik hesaplama ve benzeşim süresinin de uzadığı bilinmektedir (100). Bu çalışmada öncelikle ayak tabanına toplam 58 adet temas noktası yerleştirilerek temas modelinin performansı incelendi. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, aynı anda en fazla 4 noktanın zemin ile temas halinde bulunduğu tespit edildi. Bu model temas noktası sayısı ve konumu bakımından Anderson ve Pandy (83)'nin çalışmalarında kullandıkları temas modeline benzemektedir. Bu çalışmadan farklı olarak ayak üyesi tek parça katı cisim olarak modellendiği için ayak ucunda temas noktası bulunmamaktadır. Oysaki yürüme hareketi sırasında ayak ucunda fleksiyon/ekstansiyon hareketleri gerçekleşmektedir (101). BM_{MS} 'te ayak üyesinin tek parça olarak modellenmesinin sebebi hareketlerin ters kinematik çözümünde kullanılan Nexus CGM2 modelinde ayak üyesi tek parça olmasıdır.

Kuvvet platformu temas kuvvetlerini üç ekseninde ölçmekte ve sürtünme katsayılarını bu kuvvetlerden hesaplamaktadır. BioWare yazılımının çıktılarına göre (Bölüm 3.3.2 - Kuvvet Platformu Veri İşleme) ayakkabı ile kuvvet platformu arasındaki sürtünme katsayıları zamana bağlı olarak değişmektedir. Simulink ortamında ise iki katı cisim arasındaki sürtünme kuvvetini belirleyen katsayılar sabittir. Simulink'te oluşturulan modelde temas dinamiğini sağlayan *Spatial Contact Force* bloğuna zamana bağlı sürtünme kuvvetleri fiziksel sinyal olarak sağlanabilmektedir. Buradan hareketle modelin SK kestirimindeki olası bir geliştirme, medio-lateral ve antero-posterior yönlerdeki kuvvetlerin ayrı ayrı hesaplanmasıdır. Bu hesaplamayı mümkün kılmak için ayağın medio-lateral ve antero-posterior yönlerde elastik deformasyonlarını da içeren bir temas modeline ihtiyaç vardır. Gerçekte ayak üyesinin geometrisi ve hareket kabiliyeti oldukça karmaşık bir yapıdadır. Bu karmaşık yapıyı sadeleştirerek biyomekanik modelde temsil etmenin etkili bir yolu Hicks (102, 103) tarafından önerilen *windlass* mekanizmasına sahip bir ayak modeli geliştirmektir. En az iki parçadan oluşan ve en azından 1. metatarsal ekleme serbestlik derecesine sahip bir ayak üyesi ile (104) bu çalışmada geliştirilen biyomekanik modelin temas dinamiğinin gerçeği temsil oranının artacağı ve kestirilen YTK ve SK değerlerinde daha doğru sonuçlar alınacağı öngörülmektedir. Bunun yanı

sıra modelde olası bir başka geliştirme, Simulink/Simscape kütüphanesinde bulunan *Point Cloud* bloğu kullanılarak geometrik ayak üyesinin taban kısmının tamamının bir temas yüzeyi olarak tanımlanması ve böylece zemin yüzeyi temasının tek bir nokta kullanılarak sağlanması olacaktır. Böylece ters dinamik benzeşim ve en iyileştirme süresinin kısılacağı ve öncelikli hedefin temas dinamiği olmadığı araştırmalar için temas noktası konumlandırma probleminin çözüleceği düşünülmektedir.

Ayak üyesinin geometrisi modelde birebir yansıtılabilirse deney sırasında aktörün ayakkabısının içine yerleştirilecek basınç sensörleri ile teması sırasında basınç merkezinin değişimi tespit edilebilir (105) ve modeldeki temas noktaları bu konumlara yerleştirilebilir. Temas noktalarının gerçeğe yakın konumlandırılması modelin temsil gücünü arttıracaktır. Bunun yanı sıra gerçekte temas noktalarına tanımlanan yay sertliği, damper sönümleme miktarı ve geçiş bölgesi genişliği gibi parametrelerin birebir aynı değerlere sahip olması yumuşak dokunun özelliğinden dolayı (106) mümkün değildir. Bu çalışmada sağ ve sol ayakta bulunan tüm temas noktalarının aynı temas parametrelerine sahip oldukları varsayıldı. Öncelikle tek nokta için temas parametrelerinin en iyileştirme işleminin ortalama 68 dakika sürdüğü (Bölüm 4.1 - Yüzey-Temas Parametreleri) göz önüne alınırsa 8 nokta için bu süre yaklaşık 10 saat olarak hesaplanmaktadır. Günümüz bilgisayar teknolojisi ile benzeşimler daha hızlı gerçekleştirilebiliyor olsa da kesin sonuç verecek en sağlıklı yöntem ayak üyesinin yumuşak doku modelinin oluşturulmasıdır. Örneğin Genda ve ark. (107)'in çalışmasında bu yöntemle ayak üyesinin 3B katı cisim modelinde kırkırdak ve bağ dokudaki stres dağılımı mekanik yay davranışı ile açıklanabilmiştir. Bir diğer araştırmada Arıtan ve ark. (43) belirli yükler altında üst kol üyesinin viskoelastik şekil değiştirme davranışını seri yay-damper elemanları ile modellemiştir. Buradan hareketle, takip eden araştırmalarda BM_{MS} 'te yer alan ayak üyesi katı cisim olarak modellendiğine göre yumuşak dokunun yüzey ile teması sırasında doğrusal olmayan şekil değiştirme davranışı ancak birden fazla yay-damper elemanı ile modellenebilecektir. Böylece modelin YTK ve SK kestirimindeki hata oranının azalacağı öngörülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmanın bulguları doğrultusunda elde edilen sonuçlar, yapılan çıkarımlar ve bu çalışmanın bir sonraki aşamaları için sunulan öneriler aşağıdaki gibidir.

6.1. Sonuçlar

1. MATLAB/Simulink ortamında insan hareketinin dinamik benzeşimi için alt ekstremiteyi temsil eden bağlantılı üye katı cisim modeli oluşturuldu ve kurulan yüzey-temas ilişkisi ile kestirilen yer tepki kuvvetlerine bağlı olarak pelvisin öteleme hareketleri elde edildi.
2. Model pelvisin medio-lateral, antero-posterior ve dikey yönlerdeki konumunu sırasıyla ortalama %24, %3 ve %5'ten az hata ile kestirmektedir. Pelvisin ölçülen ve kestirilen konum değişimleri arasında tüm eksenlerde kuvvetli doğrusal ilişki mevcuttur.
3. Model ile kestirilen sürtünme kuvveti ile kuvvet platformu ile ölçülen değerler arasında yüksek hata oranı ve zayıf doğrusal ilişki mevcuttur. Yüzey-temas noktalarının sürtünme parametrelerinin en iyileştirilmesi veya sürtünme modelinin geliştirilmesi gerektiği anlaşılmaktadır.
4. Yüzey-temas modelinin ters dinamik benzeşimiyle kestirilen ve kuvvet platformuyla ölçülen yer tepki kuvveti doğrusal ilişki göstermektedir. Model yer tepki kuvvetini ortalama %6'dan az hata ile kestirmektedir.
5. Yukarıdan-aşağıya yöntemle yer tepki kuvvetlerinin dikey bileşeni %4'ten daha az hata ile kestirilmektedir. Bu bakımdan BBM_{MS} 'e üstünlük gösterse de BBM_{MS} hareket boyunca YTK bileşenlerini her bir ayağın teması sırasında kestirmesi bakımından avantajlıdır.
6. BM_{MS} ile BM_{OS} 'nin ters dinamik benzeşimiyle hesaplanan eklem torkları nicel olarak ve davranış bakımından benzerdir. Bu bakımdan BBM_{MS} 'nin ters dinamik hesaplamalar için doğrulanmış güvenilir bir model olduğu söylenebilir.

Oluşturulan biyomekanik benzeşim modelinde kurulan yüzey-temas ilişkisiyle kestirimi yapılan YTK, kuvvet platformu ile ölçülen deneysel YTK ile sayısal olarak ve davranış bakımından benzerdir. Modelin temas sırasında YTK'nın medio-lateral ve antero-posterior yönlerdeki bileşenlerini kestirim kabiliyeti yetersizdir. Sürtünme kuvvetlerinin kestiriminde temas halinde bulunan cisimlerin geometrilerinin ve malzeme yapısının bilinmesi gerektiği göz önüne alınırsa bu durumun şimdilik modelin sınırlılıkları içerisinde yer aldığı söylenebilir. Sürtünme kuvvetleri her ne kadar yukarıdan-aşağıya yönlemlerle yüzey-temas modeline göre daha doğru kestiriliyor olsa da yüzey-temas modeli bu kuvvetlerin sağ ve sol ayak üyeleri için ayrı ayrı hesaplanmasına imkân vermektedir.

Eklem torklarının doğrudan ölçülebilmesi mümkün olmadığı için eklem tork değerleri açık kaynak, ters dinamik analiz için güvenilir bir yazılım olan OpenSim'den elde edilen değerlerle karşılaştırıldı. Hesaplanan değerlerin doğruluğunu test etmek mümkün olmasa da OpenSim'den elde edilen değerlerde karşılaştırıldığında eklem torklarının nicel olarak ve davranışsal bakımından benzer olduğu sonucuna varılmaktadır. Ortaya çıkan hataların giderilmesi için eklem sönümleme parametrelerinin ölçülmesi ve yer tepki kuvvetlerinin ayak üyesi üzerindeki uygulama noktalarının tespit edilmesi gerekmektedir.

Sonuç olarak, kestirimi yapılan yer tepki kuvvetlerinin doğrulanması ile MATLAB/Simulink ortamında insan hareketi için ters dinamik ve dinamik çözümler sağlayan bir biyomekanik model elde edildi. Bu modelde ayak üyelerinin zemin yüzeyi ile ilişkisini kuran dinamik temas modelinin geliştirilmesiyle YTK'nın hareket boyunca kestirilmesi, insan hareketinin en iyileştirilmesinde önemli parametrelerden biri olan eklem torklarının, YTK'nın deneysel olarak ölçülemediği durumlarda da hesaplanabilmesini sağlamaktadır. Modelin YTK değerlerinin kestiriminde doğru ve tutarlı olduğu göz önüne alındığında kas-iskelet modellerine doğru girdiler sağlayacağı ve bu yolla insan vücudunu hareket ettiren kasların davranışlarını gözlemlemeye katkıda bulunacağı öngörülmektedir. Buradan hareketle bu modelin spor biyomekaniği, klinik rehabilitasyon ve askeri araştırmalarda hareket analizi amacıyla kullanılarak bu alanlara katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

6.2. Öneriler

1. Ayak tabanının yerle temasının doğru bir şekilde tespit edilebilmesi için ayakkabı üzerinde etiketleme modeli dışına çıkılarak, uygun konumlandırılması kaydıyla, fazladan yansıtıcı işaret kullanılabilir. Benzeşim modeline yansıtılabilmesi için ayakkabının 3B geometrisi ve sertlik ve sönümlleme gibi malzeme özellikleri ölçülebilir.
2. Aktörün yerle teması anında ayakkabının esneme miktarının tespit edilebilmesi için özel bir deney tasarımı yapılabilir.
3. Deney sırasında ayakkabı içerisine yerleştirilecek basınç sensörleri ile ayak tabanında temasın gerçekleştiği noktaların konumları belirlenebilir. Böylece benzeşim modelinde bulunan temas noktaları, modellenen ayak geometrisi üzerinde gerçek konumlarına daha yakın biçimde yerleştirilebilir.
4. Hareket sırasında ayakların zemin yüzeyi ile teması sırasında her iki ayağın da yer tepki kuvvetlerinin ölçülebilmesi için deney düzeneğinde birden fazla kuvvet platformu kullanılabilir.
5. Ölçülen ve kestirilen yer tepki kuvvetleri arasındaki faz farkının giderilmesi ve temas anının daha iyi tespit edilebilmesi için optik sistemin veri toplama hızı artırılabilir.
6. Sürtünme kuvvetlerinde gerçeğe yakın değerler elde edilebilmesi için modelin ters dinamik benzeşiminde farklı çözücü tipleri ve temas parametrelerinin belirlenmesinde farklı en iyileştirme algoritmaları denenebilir.
7. Oluşturulan benzeşim modelinin insanın gerçek fiziksel özelliklerini temsil kabiliyetini arttırmak amacıyla eklem sertliği ve sönümlleme katsayılarının belirlenebilmesi için özel bir deney tasarımı yapılarak bu viskoelastik özellikler ölçülebilir.
8. Modele üst ekstremite üyelerine de yer verilerek pelvis kütlelerinin kütle merkezi etrafında oluşturduğu suni moment ortadan kaldırılabilir ve böylece temas kuvvetlerinin kestirim hassasiyeti artırılabilir.

KAYNAKLAR

1. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2007;54(11):1940-50.
2. Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical engineering*. 1990;37(8):757-67.
3. Anderson FC, Pandy MG. Dynamic optimization of human walking. *J Biomech Eng*. 2001;123(5):381-90.
4. Thelen DG, Anderson FC. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J Biomech*. 2006;39(6):1107-15.
5. Van den Bogert AJ, Hupperets M, Schlarb H, Krabbe B. Predictive musculoskeletal simulation using optimal control: effects of added limb mass on energy cost and kinematics of walking and running. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. 2012;226(2):123-33.
6. Yamaguchi GT, Zajac FE. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *J Biomech*. 1989;22(1):1-10.
7. Kingma I, de Looze MP, Toussaint HM, Klijnsma HG, Bruijnen TB. Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. *Hum Movement Sci*. 1996;15(6):833-60.
8. Kuo AD. A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. 1998.
9. Fluit R, Andersen MS, Kolk S, Verdonschot N, Koopman HF. Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *J Biomech*. 2014;47(10):2321-9.
10. Dürer A. *VierBücher von Menschlicher Proportion*: Hieronymus Formschneyder; 1528.
11. Lomazzo GP. *Trattato dell'arte della pittura*1584.
12. Borelli GA. *De Motu Animalium*. Pars prima and Pars altera. Berlin/Heidelberg: Springer; 1680-1681.
13. Newton I. *Philosophiae Naturalis Principa Mathematica*1687.
14. Marey E-J. *La Machine Animale - Locomotion Terrestre et Aérienne*. Paris: G. Baillie; 1873.
15. Muybridge E. *Animal Locomotion: an electro-photographic investigation of consecutive phases of animal movements*1887.

16. Marey E-J. De la mesure dans les differents acts de la locomotion. *Comptes Rendues de l'Academie des Sciences de Paris*. 1883;97:820-5.
17. Fischer O, Braune W. *On the centre of gravity of the human body*: Springer-Verlag; 1985.
18. Fischer O, Braune W. *The Human Gait*: Springer-Verlag; 1987.
19. Amar J. Trottoir dynamographique. *Comptes rendus hebdomadaires des seances de l'Academie des Sciences*. 1916;163:130-3.
20. Hill AV. The heat of shortening dynamics constants of muscles. *Proceedings of the Royal Society B* 1938;126(843):136-95.
21. Dempster WT. *Space requirements of the seated operator: Geometrical, Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs*. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio: USAF-WADC; 1955.
22. Aritan S, Çilli M, Amca AM. HUBAG: three dimensional movement analysis software. *Hacet J Sport Sci*. 2010;21(1):30-6.
23. An K-N, Kaufmann KR, Chao EY-S. Determination of Intersegmental Forces and Moments. In: Allard PA, Stokes IA, Blanche JP, editors. *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*. USA: Human Kinetics; 1995. p. 201-14.
24. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. *Dynamics of Human Gait*: Human Kinetics Publishers; 1992.
25. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics: Human kinetics*; 2013.
26. Uchida TK, Delp SL. *Biomechanics of movement: the science of sports, robotics, and rehabilitation*: MIT Press; 2021.
27. Newton I. *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*. London: Royal Society; 1687.
28. Euler L. *Nova methods motum corporum rigidarum determinandi*. *Novi Commentarii Acad Sci Petropolitanae*. 1776;20:208-38.
29. Jensen RK. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Biomech*. 1978;11(8-9):349-58.
30. Mungiole M, Martin PE. Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *J Biomech*. 1990;23(10):1039-46.
31. Durkin JL, Dowling JJ. Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. *J Biomech Eng*. 2003;125(4):515-22.
32. Hatze H. A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1975;34(1):217-26.

33. Drillis R, Contini R, Bluestein M. Body Segment Parameters; a Survey of Measurement Techniques. *Artif Limbs*. 1964;8:44-66.
34. Whitsett CE. Some Dynamic Response Characteristics of Wightless Man. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio: Air University; 1962.
35. Hanavan EP. A Mathematical Model of the Human Body. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio: AMRL-TR; 1964.
36. Hatze H. A Mathematical-Model for the Computational Determination of Parameter Values of Anthropomorphic Segments. *J Biomech*. 1980;13(10):833-43.
37. Yeadon MR. The simulation of aerial movement--II. A mathematical inertia model of the human body. *J Biomech*. 1990;23(1):67-74.
38. Chandler R, Clauser CE, McConville JT, Reynolds H, Young JW. Investigation of inertial properties of the human body. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH; 1975.
39. Clauser CE, McConville JT, Young JW. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Antioch Coll Yellow Springs OH; 1969.
40. Gruber K, Ruder H, Denoth J, Schneider K. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *J Biomech*. 1998;31(5):439-44.
41. Pain MT, Challis JH. The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. *J Biomech*. 2006;39(1):119-24.
42. Yeadon MR, Kong PW, King MA. Parameter determination for a computer simulation model of a diver and a springboard. *J Appl Biomech*. 2006;22(3):167-76.
43. Aritan S, Oyadiji SO, Bartlett RM. A mechanical model representation of the in vivo creep behaviour of muscular bulk tissue. *J Biomech*. 2008;41(12):2760-5.
44. Sammarco GJ, Burstein AH, Frankel VH. Biomechanics of the ankle: a kinematic study. *Orthopedic Clinics of North America*. 1973;4(1):75-96.
45. Hogan N. Mechanical impedance of single-and multi-articular systems. Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization. 1990:149-64.
46. Popescu F, Hidler JM, Rymer WZ. Elbow impedance during goal-directed movements. *Experimental brain research*. 2003;152:17-28.
47. Genda E, Horii E, Suzuki Y, Kasahara T, Tanaka Y. Three dimensional rigid body spring modeling and its application for human joints. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering--2*: CRC Press; 2020. p. 59-65.

48. Leardini A, O'Connor J, Catani F. A New Mathematical Model for the Human Ankle Joint. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering–2*: CRC Press; 2020. p. 27-34.
49. Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*. 1989;17(4):359-411.
50. Carbone V. Subject-specific lower extremity modeling: personalization of musculoskeletal models using medical imaging and functional measurements. 2016.
51. Barrett JM, McKinnon CD, Dickerson CR, Callaghan JP. An Electromyographically Driven Cervical Spine Model in OpenSim. *J Appl Biomech*. 2021;37(5):481-93.
52. Zhang S, Wang A, Ma Z, Yu J, Li W, Wang Y, editors. *Human Gait Process Analysis and Rehabilitation Robot Humanoid Control Based on OpenSim*. 2021 International Conference on Advanced Mechatronic Systems (ICAMechS); 2021: IEEE.
53. Auer S, Tröster M, Schiebl J, Iversen K, Chander DS, Damsgaard M, et al. Biomechanical assessment of the design and efficiency of occupational exoskeletons with the AnyBody Modeling System. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*. 2022:1-10.
54. Popovic MB. *Biomechatronics*: Academic press; 2019.
55. Alptekin A, Arıtan S, editors. *Biomechanical analysis of the takeoff phase in the long jump*. IV National Biomechanics Congress; 2008; Erzurum, Turkey.
56. De Looze M, Kingma I, Bussmann J, Toussaint H. Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting. *Clinical Biomechanics*. 1992;7(3):161-9.
57. Kingma I, Toussaint HM, De Looze MP, Van Dieën JH. Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *J Biomech*. 1996;29(5):693-704.
58. Domone SK. *Validation and uncertainty of inverse dynamics analysis applied to high acceleration movements*: Sheffield Hallam University (United Kingdom); 2014.
59. Meireles S, Completo A, Simões JA, Flores P. Strain shielding in distal femur after patellofemoral arthroplasty under different activity conditions. *J Biomech*. 2010;43(3):477-84.
60. Flores P, Lankarani HM. *Contact force models for multibody dynamics*: Springer; 2016.
61. Shourijeh MS, McPhee J. Foot–ground contact modeling within human gait simulations: from Kelvin–Voigt to hyper-volumetric models. *Multibody System Dynamics*. 2015;35(4):393-407.

62. Flores P, Lankarani HM, editors. An overview of several formulations for dry and lubricated revolute joint clearances in planar rigid-multi-body mechanical systems. International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference; 2014: American Society of Mechanical Engineers.
63. Machado M, Flores P, Claro JP, Ambrósio J, Silva M, Completo A, et al. Development of a planar multibody model of the human knee joint. *Nonlinear Dynamics*. 2010;60:459-78.
64. Hertz H. Ueber die Berührung fester elastischer Körper. 1882.
65. Hunt KH, Crossley FRE. Coefficient of restitution interpreted as damping in vibroimpact. 1975.
66. da Silva MR, Marques F, da Silva MT, Flores P. A compendium of contact force models inspired by Hunt and Crossley's cornerstone work. *Mechanism and Machine Theory*. 2022;167:104501.
67. Moreira P, Silva MT, Flores P, editors. Development of a three-dimensional contact model for the ground-foot interaction in gait simulations based on the viscoelastic elements. *Proceedings of ECCOMAS Thematic Conference Multibody Dynamics*; 2009.
68. Miller S. Running Robot Model in Simscape. (<https://github.com/mathworks/Simscape-Robot4Legs/releases/tag/23.1.2.5>). 2023.
69. Leboeuf F, Baker R, Barre A, Reay J, Jones R, Sangeux M. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait Posture*. 2019;69:235-41.
70. Lencioni T, Carpinella I, Rabuffetti M, Marzegan A, Ferrarin M. Human kinematic, kinetic and EMG data during different walking and stair ascending and descending tasks. *Scientific data*. 2019;6(1):309.
71. Bisseling RW, Hof AL. Handling of impact forces in inverse dynamics. *J Biomech*. 2006;39(13):2438-44.
72. Van den Bogert A, De Koning J, editors. On optimal filtering for inverse dynamics analysis. *Proceedings of the IXth biennial conference of the Canadian society for biomechanics*; 1996: Simon Fraser University Vancouver.
73. Augustus S, Amca AM, Hudson PE, Smith N. Choice of low-pass filter influences practical interpretation of ball kicking motions: the effect of a time-frequency filter method. *Sport Biomech*. 2020:1-18.
74. Savitzky A, Golay MJ. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analytical chemistry*. 1964;36(8):1627-39.
75. Nozato H, Bruns T, Volkers H, Oota A. A study of Savitzky-Golay filters for derivatives in primary shock calibration. *Acta Imeko*. 2013;2(2):41-7.
76. The MathWorks I. Simscape Multibody Dynamics/Spatial Contact Force. 2021.


77. Berman AD, Ducker WA, Israelachvili JN. Origin and characterization of different stick– slip friction mechanisms. *Langmuir*. 1996;12(19):4559-63.
78. The MathWorks I. <https://www.mathworks.com/help/simulink/ug/choose-a-solver.html> 2023
79. Skals S, Jung MK, Damsgaard M, Andersen MS. Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements. *Multibody system dynamics*. 2017;39(3):175-95.
80. The MathWorks I. <https://www.mathworks.com/discovery/parameter-estimation.html> 2023
81. Coleman TF, Li Y. An interior trust region approach for nonlinear minimization subject to bounds. *SIAM Journal on optimization*. 1996;6(2):418-45.
82. Seth A, Hicks JL, Uchida TK, Habib A, Dembia CL, Dunne JJ, et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS computational biology*. 2018;14(7):e1006223.
83. Anderson FC, Pandy MG. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 1999;2(3):201-31.
84. Guide OUs. <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Guide+to+OpenSim+Workflow+and+Tools> 2023
85. Fisher RA. Statistical methods for research workers. *Breakthroughs in statistics: Methodology and distribution*: Springer; 1970. p. 66-70.
86. Mordatch I, Wang JM, Todorov E, Koltun V. Animating human lower limbs using contact-invariant optimization. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*. 2013;32(6):1-8.
87. Van Der Heijden F, Duin RP, De Ridder D, Tax DM. Classification, parameter estimation and state estimation: an engineering approach using MATLAB: John Wiley & Sons; 2005.
88. Xiang Y, Arora JS, Abdel-Malek K. Optimization-based prediction of asymmetric human gait. *J Biomech*. 2011;44(4):683-93.
89. Carson M, Harrington M, Thompson N, O’connor J, Theologis T. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech*. 2001;34(10):1299-307.
90. Uchida TK, Sherman MA, Delp SL. Making a meaningful impact: modelling simultaneous frictional collisions in spatial multibody systems. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2015;471(2177):20140859.
91. Yu B, Gabriel D, Noble L, An K-N. Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *J Appl Biomech*. 1999;15(3):318-29.

92. Flores P, Ambrósio J. On the contact detection for contact-impact analysis in multibody systems. *Multibody System Dynamics*. 2010;24:103-22.
93. Faber H, Van Soest AJ, Kistemaker DA. Inverse dynamics of mechanical multibody systems: An improved algorithm that ensures consistency between kinematics and external forces. *PloS one*. 2018;13(9):e0204575.
94. Hast MW, Hanson BG, Baxter JR. Simulating contact using the elastic foundation algorithm in OpenSim. *J Biomech*. 2019;82:392-6.
95. Goldberg SR, Kepple TM. Muscle-induced accelerations at maximum activation to assess individual muscle capacity during movement. *J Biomech*. 2009;42(7):952-5.
96. Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech*. 2010;43(14):2709-16.
97. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture*. 2003;17(2):159-69.
98. Van Hulle R, Schwartz C, Denoël V, Croisier J-L, Forthomme B, Brùls O. A foot/ground contact model for biomechanical inverse dynamics analysis. *J Biomech*. 2020;100:109412.
99. Pàmies-Vilà R, Font-Llagunes JM, Lugrís U, Cuadrado J. Parameter identification method for a three-dimensional foot-ground contact model. *Mechanism and Machine Theory*. 2014;75:107-16.
100. Saraiva L, da Silva MR, Marques F, da Silva MT, Flores P. A review on foot-ground contact modeling strategies for human motion analysis. *Mechanism and Machine Theory*. 2022;177:105046.
101. Dorn TW, Lin Y-C, Pandy MG. Estimates of muscle function in human gait depend on how foot-ground contact is modelled. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2012;15(6):657-68.
102. Hicks J. The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of anatomy*. 1954;88(Pt 1):25.
103. Hicks J. The foot as a support. *Cells Tissues Organs*. 1955;25(1):34-45.
104. Hicks J. The mechanics of the foot: I. The joints. *Journal of anatomy*. 1953;87(Pt 4):345.
105. De Rossi SMM, Lenzi T, Vitiello N, Donati M, Persichetti A, Giovacchini F, et al., editors. Development of an in-shoe pressure-sensitive device for gait analysis. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2011: IEEE.
106. Nakamura S, Crowninshield R, Cooper R. An analysis of soft tissue loading in the foot--a preliminary report. *Bulletin of prosthetics research*. 1981;10:27-34.

107. Genda E, Horii E, Suzuki Y, Kasahara T, Tanaka Y. Three dimensional rigid body spring modeling and its application for human joints. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2*: CRC Press; 2020. p. 59-65.

EKLER

EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni

 **T.C.**
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-~~2040~~

Konu : **ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU**

Toplantı Tarihi : 01 KASIM 2022 SALI
Toplantı No : 2022/18
Proje No : GO 22/1133 (Değerlendirme Tarihi: 01.11.2022)
Karar No : 2022/18-24

Üniversitemiz Spor Bilimleri Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Serdar ARITAN'ın sorumlu araştırmacı olduğu Nihat Şükrü ÖZGÖREN'in doktora tezi olan, GO 22/1133 kayıt numaralı "*İnsan Hareketinin Biyomekanik Benzeşim Modeli İçin Yer Tepki Kuvvetlerinin Kestirimi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 02 Kasım 2022 – 02 Mayıs 2023 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Başkan)	8. Prof. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Üye)	9. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	10. Doç. Dr. Merve BATUK	(Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	11. Doç. Dr. Gülten KOÇ	(Üye)
5. Prof. Dr. Sibel PEHLİVAN	(Üye)	12. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
6. Prof. Dr. Burcu Balam DOĞRU	(Üye)	13. Dr. Öğr. Üyesi Burcu Ersöz ALAN	(Üye)
7. Prof. Dr. Tolga YILDIRIM	(Üye)	14. Av. Buket ÇINAR	(Üye)

Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580 • E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Ayrıntılı Bilgi için:

EK-2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu

İNSAN HAREKETİNİN BİYOMEKANİK MODELİ İÇİN YER TEPKİ
KUVVETLERİNİN KESTİRİMİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 2	% 2	% 0	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
3	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	acikerisim.nevsehir.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
6	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	yunus.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	acikerisim.uludag.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
9	dspace.yildiz.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

10	dspace.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
11	dspace.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
12	earsiv.batman.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
13	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
14	www.ekanun.net İnternet Kaynağı	<% 1
15	CENGİZ, Abdulkadir. "Statik ve Dinamik Yük Altındaki Çekme Alüminyum Profillerde Kesit Alan Tasarımının Mekanik Davranışa Etkisi", Afyon Kocatepe Üniversitesi, 2017. Yayın	<% 1
16	acikerisim.bartın.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
17	acikerisim.omu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
18	hdl.handle.net İnternet Kaynağı	<% 1
19	shareok.org İnternet Kaynağı	<% 1
20	www.teknolojitransferi.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1

EK-3: Dijital Makbuz



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Nihat Şükrü Özgören
 Ödev başlığı: Tez Kontrol
 Gönderi Başlığı: İNSAN HAREKETİNİN BİYOMEKANİK MODELİ İÇİN YER TEPKİ ...
 Dosya adı: KET_N_N_B_YOMEKAN_K_MODEL_N_YER_TEPK_KUVWETLER_N...
 Dosya boyutu: 6.51M
 Sayfa sayısı: 128
 Kelime sayısı: 25,201
 Karakter sayısı: 168,308
 Gönderim Tarihi: 07-Ağu-2023 10:41ÖÖ (UTC+0300)
 Gönderim Numarası: 2142553988



EK-4: Sözlük

Çalışma boyunca kullanılan İngilizce terimlerin Türkçe karşılıkları ve açıklamaları için kullanılan sözlük aşağıdaki tabloda verilmektedir.

İngilizce	Türkçe
Actuator	Eyleyici
Brick solid	Katı cisim dikdörtgenler prizması
Coefficient of dynamic friction	Dinamik sürtünme katsayısı
Coefficient of static friction	Statik sürtünme katsayısı
Cost function	Maliyet fonksiyonu
Damping coefficient	Sönümlenme katsayısı
Degrees of freedom	Serbestlik derecesi
Fixed-step	Sabit adım aralığı
Inertia sensor	Eylemsizlik sensörü
Infinite plane	Sonsuzluk düzlemi
Linked-segment	Bağlantılı üye
Nonlinear	Doğrusal olmayan
Offset	Denkleştirme uzaklığı
Overdetermined	Aşırı belirlenmiş
Penetration	İç içe geçme
Planar	Düzlemsel
Port	Bağlantı noktası
Redisual analysis	Artık veri analizi
Relative tangential velocity	Relatif teğetsel hız
Revolved rectangular prism	Yuvarlatılmış dikdörtgenler prizması
Rigid body	Katı cisim
Root	Kök nokta
Sample Time	Örnekleme hızı
Solver	Çözücü
Solver configuration	Çözücü yapılandırma
Solver type	Çözücü tipi
Spherical solid	Küre
Stepsize	Adım aralığı
Stick-slip	Yapışma-kayma
Stiffness coefficient	Sertlik katsayısı
Timeseries	Zaman serisi
Transform sensor	Dönüşüm sensörü
Weighted least squares	Ağırlıklı en küçük kareler
World frame	Simulink'te global koordinat sistemi
Zoom	Yakınlaştırma

EK-5: Kinematik değişkenler ve yer tepki kuvvetleri

HY01, HY02 ve HY03 hareketlerinin Vicon optik hareket yakalama sistemi ile kaydedilmesi ve Nexus yazılımının ters kinematik çözücüsü kullanılarak elde edilen kinematik değişkenlerin bulunduğu .csv uzantılı dosyalar ve hareketler sırasında kuvvet platformu kullanılarak ölçülen yer tepki kuvvetlerinin bulunduğu .txt uzantılı dosyalar aşığıdaki bağlantıda yer almaktadır.

<https://yunus.hacettepe.edu.tr/~nihat/Doktora2023/EK-5.zip>

EK-6: OpenSim’de HY01_01 hareketinin benzeşiminde kullanılan dosyalar

1. OpenSim ortamında oluşturulan BM₀₅ kas-iskelet modelinin parametrelerini içeren *.osim* uzantılı dosya,
2. Modelin ölçeklenmesi için kullanılan, aktörün statik pozisyonunda kaydedilen yansıtıcı işaret konumlarını içeren *.trc* uzantılı dosya, ölçeklenen *.osim* uzantılı model dosyası, ve *.xml* uzantılı kurulum dosya,
3. HY01_01 hareketinin ters kinematik çözümü için kullanılan ve yansıtıcı işaretlerin konum bilgisini içeren *.trc* uzantılı dosya ve *.xml* uzantılı kurulum dosyası,
4. Hareketin ters dinamik benzeşimi için gereken yer tepki kuvvetlerini içeren *.mot* uzantılı dosya ve *.xml* uzantılı kurulum dosyası,
5. Hareketin ters dinamik benzeşim sonuçlarını içeren *.sto* uzantılı dosya, ters kinematik çözüm sonuçlarını içeren *.mot* uzantılı dosya ve *.xml* uzantılı kurulum dosyası aşağıdaki bağlantıda yer almaktadır.

<https://yunus.hacettepe.edu.tr/~nihat/Doktora2023/EK-6.zip>

EK-7: Gönüllü Katılım Formu**ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU****(Araştırmacının Açıklaması)**

“İNSAN HAREKETİNİN BİYOMEKANİK MODELİ İÇİN YER TEPKİ KUVVETLERİNİN KESTİRİMİ” başlıklı bu araştırma Arş. Gör. Nihat Şükrü ÖZGÖREN’in, Dr. Öğr. Ü. Serdar ARITAN’ın danışmanlığında yürüttüğü doktora tez çalışmasıdır. Bu çalışmayı gerçekleştirebilmek için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan gerekli izin alınmıştır. Bu çalışmada insan hareketinin biyomekanik benzeşim modeli oluşturularak yer tepki kuvvetlerinin belirlenmesi planlanmaktadır. Bu modellemeyi gerçekleştirebilmek için kurduğumuz ölçüm istasyonunda ileriye doğru 3 adım atarak yürümeniz, kuvvet platformunun üzerinde squat hareketi yapmanız ve 40 cm yüksekliğindeki bir kutu üzerinden serbest düşerek yere konmanız istenecektir.

Deneyden önce vücudunuz üzerinde 16 noktaya hipoalerjik bant kullanılarak yansıtıcı işaretçiler yerleştirilecek. Bu yansıtıcı işaretler kesinlikle derinize ve sağlığınıza zarar vermeyecektir. Hareketinizi yakalamak için kullanılacak olan kameralar aracılığıyla bu işaretçilerin görüntüsü kaydedilecek ve aynı zamanda kuvvet platformu aracılığıyla yere uyguladığınız kuvvet ölçülecektir. Bahsi geçen ölçümler kapalı bir alanda bir saat sürecektir. Deneyler sonrasında elde edilen veriler insan vücudunun biyomekanik modelinin oluşturulmasında ve hareket sırasında yer tepki kuvvetlerini kestiren bir algoritmanın geliştirilmesinde kullanılacaktır. Arzu ederseniz tüm veriler daha sonra sizlerle paylaşılacaktır. İstedığınız zaman çalışmaya katılımdan çekilebileceğiniz gibi herhangi bir olumsuzlukta testleri de durdurabilirsiniz.

(Katılımcının Beyanı)

Yukarıdaki metni okudum ve anladım. Çalışmanın gönüllülük esasına dayandığını biliyorum. 18 yaşından büyük olduğumu kimlik bilgilerimle beyan ediyorum. Beyan ettiğim kimlik bilgilerimin araştırmacı tarafından paylaşılmasında sakınca vardır /yoktur . Bunun yanı sıra deneylerde kaydedilen görüntülerin ve elde edilen verilerin de sosyal medyada paylaşılmasına izin veriyorum /vermiyorum . Çalışmada gerçekleştirilecek deneylerde yürüme, squat ve serbest düşerek konma hareketleri yapacağımı ve istediğim her an testi durdurabileceğimi ve gönüllü katılımdan çekilebileceğimi biliyorum. Bu bana hiçbir sorumluluk yüklemeyecektir.

Çalışma devam ederken veya sona erdikten sonra Dr. Serdar ARITAN’a, Nihat Şükrü ÖZGÖREN’e numaralı telefonlardan ulaşıp çalışmayla ilgili bilgi alabileceğimi biliyorum.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Katılımcı ile görüşen araştırmacı

Adı soyadı : Nihat Şükrü ÖZGÖREN

Adres : Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Biyomekanik Laboratuvarı

Tel :

İmza :

ÖZGEÇMİŞ