

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

**HAREKETE HAZIRLIK SAFHASINDA  
POSTÜR KONTROLÜNÜN İNCELENMESİ**

**Uğur YILMAZ**

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2019**



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

**HAREKETE HAZIRLIK SAFHASINDA  
POSTÜR KONTROLÜNÜN İNCELENMESİ**

**Uğur YILMAZ**

**Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Doç. Dr. Pınar Arpınar Avşar**

**İKİNCİ DANIŞMAN**

**Dr.Öğr.Ü. Hüseyin Çelik**

**ANKARA**

**2019**

Harekete Hazırlık Safhasında Postür Kontrolünün İncelenmesi

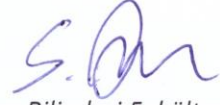
Uğur YILMAZ

Doç.Dr. Pınar ARPINAR AVŞAR

Bu tez çalışması 31.07.2019 tarihinde jürimiz tarafından "Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Dr.Öğr.Üyesi Serdar ARITAN



Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Tez Danışmanı:

Doç.Dr. Pınar ARPINAR AVŞAR



Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye:

Doç.Dr. Ş. Nazan KOŞAR



Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

Üye:

Dr.Öğr.Üyesi Senih GÜRSES



ODTÜ Mühendislik Fakültesi

Üye:

Dr.Öğr.Üyesi Arif Mithat AMCA



Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi

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

20 Ağustos 2019

Prof. Dr. Diclehan Orhan

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 bulunan 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. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

20/08/2019

  
Uğur YILMAZ

<sup>i</sup>"**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 işbirliği 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 özgün olduğunu, Tez Danışmanım Doç. Dr. Pınar Arpınar Avşar danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.



*Arş. Gör. Uğur YILMAZ*

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında desteğini benden esirgemeyen ve fikirleriyle yönlendiren danışmanım Sayın Doç.Dr. Pınar Arpınar Avşar'a,

Her sorumu usanmadan cevaplayan ve beni sürekli cesaretlendiren ikinci danışmanım Sayın Dr.Öğr.Ü. Hüseyin Çelik'e,

Bu süreçte moral ve motivasyon konusunda desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım Nihat Şükrü Özgören, Volkan Dağhan Yaylıoğlu, Deniz Durdubaş ve Tansu Alıcı'ya,

Bu çalışmamın her aşamasında desteğini benden esirgemeyen kız arkadaşım Gamze Akçakanat'a,

Eğitim hayatım boyunca beni destekleyen ve bugünlere gelebilmem için büyük çaba gösteren başta annem Dilek Yılmaz ve babam Hüseyin Yılmaz'a,

Çok teşekkür ederim.

## ÖZET

**Yılmaz, U., Harekete Hazırlık Safhasında Postür Kontrolünün İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Bilimleri ve Teknolojisi Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2019.** Bu çalışmada harekete hazırlık safhasında postür kontrolüne ait iki seviyeli kontrol yaklaşımının, postüral düzenlemeler ile kas kuvvetleri bakımından incelenmesi amaçlanmıştır. 8 erkek katılımcının kinetik, kinematik ve kas aktivasyon verileri toplanmıştır. Bu bağlamda, istemli hareket ve işitsel uyarana reaksiyon ile hareket protokollerinde, tek ayak sakin duruşta postür kontrolü ve harekete hazırlık fazları üzerinde durulmuştur. İki seviyeli postür kontrol bileşenleri, postüral düzenlemeler ve aktif-pasif kas kuvvetleri için protokoller arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Supraspinal ve spinal düzeyleri temsil ettiği vurgulanan iki seviyeli postür kontrolü yaklaşımı ile aktif-pasif kas kuvvetleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır. İki seviyeli postür kontrolü bileşenlerinin tüm vücut kontrolünü temsil etmesi; buna karşın, aktif-pasif kas kuvvetlerinin kullanılan alt ekstremite modeli ile sınırlı olmasının önemli bir sınırlılık olduğu düşünülmektedir. İki seviyeli postür kontrolü mekanizmaları ile ilişkili olduğu düşünülen postüral düzenlemelere ait *reciprocal*-ko-aktivasyon ve aktif-pasif kas kuvvetlerinin davranışları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamıştır. İki seviyeli kontrol mekanizmasının ve postüral düzenlemelerin, tek ayak üzerinde sakin duruşun yeterince sağlanamaması ve postüral dengesizlik ile başa çıkılması nedeniyle sonuçların yorumlanmasında önemli bir etkiye sahip olduğu düşünülmektedir. Elde edilen bulgular kapsamında, sakin duruş ve harekete hazırlık safhalarında postür kontrolünün incelenmesinde postüral dengesizliğin önemli bir etken olduğu; iki seviyeli kontrol mekanizmasının ve postüral düzenlemelerin davranışlarını etkilediği düşünülmektedir. Ayrıca, postür kontrolünde aktif-pasif kas kuvveti incelemesinin tüm vücut modeli üzerinden incelenmesinin daha uygun olacağı düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Harekete hazırlık, postüral kontrol, iki seviyeli postür kontrolü mekanizması, postüral düzenlemeler, aktif-pasif kas kuvvetleri

**Destekleyen Kurumlar:** TÜBİTAK (115S535) projesi kapsamında yapılmıştır.



## ABSTRACT

**Yılmaz, U., Investigation of the Posture Control During the Preparation for Voluntary Movement, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, M.Sc. Thesis in Sports Sciences and Technology, Ankara, 2019.** The aim of this study is to examine the two-level control approach regarding the posture control in terms of postural adjustments and muscle forces. Kinetic, kinematic and muscle activation data of 8 male participants were collected. In this regard, the movement protocol for voluntary movement and reaction to the auditory stimulus, the phases of posture control while quiet stance on one foot and preparation for voluntary movements were examined. There was no significant difference between the two-level posture control components, postural adjustments and active-passive muscle forces for protocols. There was no relation between the two-level posture control approach, which is emphasized for representing the supraspinal and spinal levels, and active-passive muscle forces. It is considered that the two-level posture control components represents the whole body control but yet the active-passive muscle forces being limited to the used lower extremity model is an important limitedness. There was no significant statistical relation noted between the behaviors of reciprocal-coactivation and active-passive muscle forces regarding the postural adjustments which considered to be relating to the two-level posture control mechanisms. The two-level control mechanism and postural adjustments within the scope of the findings, it is considered that the postural imbalance is an important factor for the examination of phases of quiet stance and preparation for voluntary movement; that the two-level control mechanism and behaviors of postural adjustments are affected by the same. Additionally, it is believed that it is more convenient to examine the active-passive muscle forces for the posture control through a whole body model.

**Key Words:** Preparation for movement, postural control, two-level posture control mechanism, postural adjustments, active-passive muscle forces

**Supporting Institutions:** The study was carried out within the scope of TUBITAK (115S535) project.

## 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	xiii
ŞEKİLLER	xv
TABLolar	xix
<b>1. GİRİŞ</b>	1
1.1 Çalışmanın Amacı	3
1.2 Problem	3
1.3 Alt Problemler	3
1.4 Hipotezler	4
1.5 Sınırlılıklar	4
1.6 Sayıtlar	4
1.7 Araştırmanın Önemi	5
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	6
2.1 Postür	6
2.2 Postürün Nöromusküler Kontrolü: Geri-Beslemeli Mekanizmalar	7
2.2.1 Görsel Sistem	8
2.2.2 Somatosensör Sistem	9

2.3 Postürün Nöromusküler Kontrolü: İleri-Beslemeli Mekanizmalar	13
2.3.1 Algısal Postüral Düzenlemeler	
(APA, <i>Anticipatory Postural Adjustments</i> )	13
2.3.2 APA Üzerine Etki Eden Faktörler	15
2.3.3 Erken Postüral Düzenlemeler	
(EPA, <i>Early Postural Adjustments</i> )	16
2.4 Postüral Kontrol Kuramları	17
2.4.1 Refleks Teorisi	17
2.4.2 Efferent Kopya Yaklaşımı	18
2.4.3 Servo-Kontrol Hipotezi	19
2.4.4 Sistemler Teorisi	19
2.4.5 <i>Referent Configuration Hypothesis</i> (RC Hipotezi)	20
2.5 İki Seviyeli Postür Kontrolü Yaklaşımı	23
2.5.1 <i>Rambling-Trembling Hypothesis</i> (RM-TR Hipotezi)	25
2.6 Hareket Simülasyonu ve Aktif-Pasif Kas Kuvvetleri	25
<b>3. YÖNTEM</b>	27
3.1 Araştırma Grubu	27
3.2 Veri Toplama Araçları	27
3.2.1 Antropometrik Ölçümler	27
3.2.2 Yer Tepki Kuvveti Ölçümleri	28
3.2.3 Kas Aktivasyonu Ölçümleri	29
3.2.4 Kinematik Ölçümler	30
3.2.5 Kinetik ve Kinematik Veri Senkronizasyonu	30
3.2.6 Veri Toplama Arayüzleri	30
3.3 Verilerin Toplanması	31
3.3.1 Araştırma Protokolü	31

3.3.2 Antropometrik Ölçümler	33
3.3.3 Dominant Tarafın Belirlenmesi	33
3.3.4 EMG Sensörlerini Yerleştirme	33
3.3.5 Dinlenik Durumda EMG Ölçümü Alma	35
3.3.6 EMG Normalizasyon Faktörü Hesaplanması	
İçin Maksimal Sıçrama Ölçümü	35
3.3.7 Yansıtıcı Setinin Yerleştirilmesi	36
3.4 Verilerin Analizi	38
3.4.1 Kinetik Verilerin Analizi	38
3.4.2 <i>Rambling (RM) – Trembling (TR)</i> Analizi	40
3.4.3 Normalizasyon Faktörünün Belirlenmesi ve EMG Analizi	43
3.4.4 Harekete Hazırlıkta Postüral Düzenlemelerin Belirlenmesi	44
3.4.5 Harekete Hazırlıkta Kas Ko-aktivasyonunun Belirlenmesi	44
3.4.6 Statik Optimizasyon (SO) Analizinde	
Kullanılacak Veri Hazırlığı	45
3.4.7 Biyomekaniksel Model	46
3.4.8 Statik Optimizasyon (SO) Analizi	46
3.4.9 Verilerin Analizi Sonucu Araştırmadan	
Çıkarılan Denemeler ve Katılımcılar	49
3.4.10 İstatistiksel Analizler	49
<b>4. BULGULAR</b>	51
4.1 RM-TR Değişkenlerinin Zamansal Kesinlik ve Belirsizlikteki	
Sakin Duruş ile Harekete Hazırlık Safhası Davranışları	51
4.2 Postüral Düzenlemelerin Harekete Hazırlık Safhasında	
Zamansal Kesinlik ve Belirsizlikteki Davranışı	55

4.3 Ters Kinematik ve RRA Analizi Sonucu Düzenlenen Kinematik Veri Sonuçları	58
4.4 Aktif ve Pasif Kas Kuvvetlerinin Harekete Hazırlık Safhasında Zamansal Kesinlik ve Belirsizlikteki Davranışı	61
4.5 Harekete Hazırlık Safhasında Aktif-Pasif Kas Kuvvetleri ve Postüral Düzenlemeler Arasındaki İlişki	64
4.6 İki Seviyeli Postür Kontrol Mekanizması ve Aktif-Pasif Kas Kuvveti İncelemesi	66
<b>5. TARTIŞMA</b>	72
5.1 FAZ 1 ve FAZ 2'e Göre RM-TR Davranışı	72
5.2 Harekete Hazırlık Safhasında Postüral Düzenlemelerin Davranışı	74
5.2.1 APA ve EPA'nın Davranışı	74
5.2.2. Kas Ko-aktivasyonu Davranışı	76
5.3 Aktif ve Pasif Kas Kuvvetlerinin Davranışı	78
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	81
6.1 Sonuçlar	81
6.2 Öneriler	82
<b>7. KAYNAKLAR</b>	84
<b>8. EKLER</b>	
<b>EK-1:</b> Tez Çalışması Etik Kurul İzni	
<b>EK-2:</b> Tez Çalışması Dijital Makbuz ve Orjinallik Ekran Çıktısı	
<b>EK-3:</b> Aydınlatılmış Onam Formu	
<b>EK-4:</b> Her katılımcının İU ve Kİ protokollerinden birer denemesine ait iki boyutlu RM, TR ve COP yörüngeleri ve elips alanları.	
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	

## SİMGELER ve KISALTMALAR

AP	Anterior-Posterior Yön
APA	Algısal Postüral Düzenlemeler
C komutu	<i>Coactivation</i> Komutu
cm	Santimetre
COP	Basınç Merkezi
COP <sub>AP</sub>	Basınç Merkezi Anterior-Posterior
COP <sub>ML</sub>	Basınç Merkezi Medio-Lateral
EA	Elips Alanı
EPA	Erken Postüral Düzenlemeler
EP hipotezi	<i>Equilibrium Point Hypothesis</i>
gr	Gram
h	Kuvvet Sensörünün Yüzeğe Olan Uzaklığı
İU	İşitsel Uyararla Hareket Protokolü
kg	Kilogram
Kİ	Kendi İsteğiyle Hareket Protokolü
m	Metre
ML	Medio-Lateral Yön
mm	Milimetre
ms	Milisaniye
N	Newton
RC	<i>Referent Configuration</i>
RC hipotezi	<i>Referent Configuration Hypothesis</i>
R komutu	<i>Reciprocal</i> Komut
RM	<i>Rambling</i>

RM-TR hipotezi	<i>Rambling-Trembling Hypothesis</i>
TR	<i>Trembling</i>
SENIAM	<i>Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SO	Statik Optimizasyon
sn	Saniye

## ŞEKİLLER

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
2.1. APA üzerinde etkili faktörler.	15
2.2. Efferent kopya akışı.	18
2.3. EP hipotezine göre kasın kuvvet-uzunluk parametlerine bağlı olarak denge durumu üzerinden hareketin açıklanması (54).	21
3.1. Elektronik baskül ve stadiometre.	28
3.2. 3 ekseninde kuvvet ve kuvvet momenti verisi veren kuvvet platformu.	28
3.3. Kablosuz yüzeyel EMG sensörünün ön ve arka yüzeyinin görünümü.	29
3.4. Kablosuz yüzeyel EMG sistemi.	29
3.5. Video temelli hareket yakalama sistemine ait kamera ve veri toplama kutusu.	30
3.6. Tek ayak sakın duruş esnasında vücut pozisyonunun temsili gösterimi.	31
3.7. Çalışma protokolünde katılımcıların süreyi takip ettikleri gösterge.	32
3.8. Protokolde kullanılan yüzeyel EMG sensörleri ve uygulanan yerler (kırmızı).	34
3.9. Deri hazırlığı için kullanılan malzemeler: alkol, jilet, temizleme bezi ve sargı	35
3.10. Kullanılan 24 adet ölçüm (siyah) ve 6 adet kalibrasyon (kırmızı) yansıtıcılarının yerleşimi.	37
3.11. Hareket analizinde kullanılan T poz.	37
3.12. Kuvvet platformu verilerini farklı analizlere göre filtreleme çeşitleri.	38
3.13. Ham Fz sinyali (siyah) üzerinden kinetik-kinematik verilerin zamansal senkronizasyon noktasının (kırmızı) ve harekete başlangıç anının (mavi) belirlenmesinin temsili gösterimi.	39
3.14. Birinci katılımcının İU protokolündeki birinci denemesine ait harekete başlangıç anından önceki 40 sn'lik sakın duruşta; A grafiğinde COP <sub>AP</sub> (kırmızı) ve RM (siyah), B grafiğinde TR sinyallerinin zaman serisinde davranışlarının gösterimi.	41
3.15. Birinci katılımcının İU protokolüne ait birinci denemesinin harekete başlangıç anından önceki 40 sn aralığında AP-ML	



yönündeki COP, RM ve TR (siyah) sinyalleri ve uygulanan elips alanı (mavi).	42
<b>3.16.</b> Hill-türü kas modeli temsili.	48
<b>4.1.</b> İÜ protokolünde RM'ye ait elips alanı ortalama $\pm$ standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.	53
<b>4.2.</b> Kİ protokolünde RM'ye ait elips alanı ortalama $\pm$ standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.	53
<b>4.3.</b> İÜ protokolünde TR'ye ait elips alanı ortalama $\pm$ standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.	54
<b>4.4.</b> Kİ protokolünde TR'ye ait elips alanı ortalama $\pm$ standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.	54
<b>4.5.</b> Kİ protokolünde harekete hazırlık safhasında katılımcıların kas ko-aktivasyonu davranışı.	56
<b>4.6.</b> İÜ protokolünde harekete hazırlık safhasında katılımcıların kas ko-aktivasyonu davranışı.	56
<b>4.7.</b> Kİ protokolünde harekete hazırlık safhasında COP <sub>AP</sub> davranışı.	57
<b>4.8.</b> İÜ protokolünde harekete hazırlık safhasında COP <sub>AP</sub> davranışı.	58
<b>4.9.</b> Ters kinematik (TK) ve RRA analizine ait kinematik sonuçların karşılaştırılması.	59
<b>4.10.</b> Katılımcı 4'e ait harekete hazırlıkta Kİ protokolünde RRA analizine göre eklem momentleri.	60
<b>4.11.</b> Kİ protokolünde harekete hazırlık sırasında, kullanılan modele ait tüm kasların toplam aktif kas kuvvetinin davranışı (ortalama $\pm$ SS).	62
<b>4.12.</b> İÜ protokolünde harekete hazırlık sırasında, kullanılan modele ait tüm kasların toplam aktif kas kuvveti davranışı (ortalama $\pm$ SS).	62
<b>4.13.</b> Kİ protokolünde harekete hazırlık sırasında kullanılan modele ait tüm kasların toplam pasif kas kuvveti davranışı (ortalama).	63
<b>4.14.</b> İÜ protokolünde harekete hazırlık sırasında kullanılan modele ait tüm kasların toplam pasif kas kuvveti davranışı (ortalama).	63
<b>4.15.</b> Katılımcı 1'e ait harekete hazırlık safhasında protokollere	

- göre modele ait tüm kasların toplam aktif kas kuvvet (siyah) ve kas ko-aktivasyonu davranışı (kırmızı). 65
- 4.16.** Katılımcı 1'e ait harekete hazırlık safhasında protokollere göre modele ait tüm kasların toplam pasif kas kuvveti (siyah) ve kas ko-aktivasyonu davranışı (kırmızı). 66
- 4.17.** Katılımcı 1'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı. 68
- 4.18.** Katılımcı 2'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı. 69
- 4.19.** Katılımcı 3'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı. 69
- 4.20.** Katılımcı 4'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı. 70
- 4.21.** Katılımcı 5'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki

- TR (siyah) davranışı. 70
- 4.22.** Katılımcı 6'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş f azında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı. 71
- 4.23.** Katılımcı 8'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı. 71

**TABLULAR**

<b>Tablo</b>		<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b>	RM-TR değişkenlerinin elips alanlarına ait normallik testi sonuçları.	51
<b>4.2.</b>	Harekete hazırlık safhasında (FAZ 2) RM-TR'e ait elips alanlarının çalışma protokolüne göre karşılaştırma sonuçları.	52
<b>4.3.</b>	Sakin duruş ve hazırlık safhasında RM-TR'e ait elips alanı karşılaştırma sonuçları.	52
<b>4.4.</b>	Katılımcıların kas ko-aktivasyon alan değerlerine ait normallik testi sonuçları.	55
<b>4.5.</b>	Normalize aktif ve pasif kas kuvvetlerinin İU ve Kİ protokollerindeki davranışlarının karşılaştırılması.	61
<b>4.6.</b>	Harekete hazırlık safhasında İU ve Kİ protokollerine ait denemelerde aktif kas kuvveti ve ko-aktivasyon indeksinin ilişki sonuçları.	64
<b>4.7.</b>	Normalize RM-aktif kas kuvveti ve normalize TR-pasif kuvveti arasındaki ilişki düzeyleri.	67

## 1. GİRİŞ

Postüral kontrol insan vücudunun çok segmentli yapısının; bu yapıya ait mekanik karakteristiği ile düzeninin (1), fizyolojik özelliklerinin (2, 3) ve nörofizyolojik merkezi kontrolünün (4) entegrasyonu ile uzayda kontrolünün sağlanmasını ifade etmektedir. Postür, istemli motor hareketlerin temel arka plan bileşeni olarak görülmektedir (5).

Postür kontrolünü açıklayabilmek amacıyla literatürde farklı yaklaşımlar içeren postür kontrol kuramları oluşturulmuştur. Feldman (6) tarafından ilk olarak *Equilibrium Point Hypothesis* (EP hipotezi) olarak sunulan; zamanla geliştirilerek tüm vücut hareketine uyarlanmış hali olan *Referent Configuration Hypothesis* (7) (RC hipotezi) evrilen postüral kontrol yaklaşımı, motor kontrol alanında önemli bir eşik olmuştur. EP hipotezinde, hareketin anlık denge durumları arasındaki geçiş ile gerçekleştiği belirtilmiş ve anlık denge durumuna ait referans noktasının belirlenmesi ve doğrulanmasında gerilme refleksi karakteristiği üzerinde durulmuştur. Buna göre, postür kontrolünde kasın kuvvet-uzunluk karakteristiğine bağlı olarak gerilme refleksi eşik değeri ( $\lambda$ ) önemli rol oynamaktadır. Feldman (6), izometrik, izotonik ve iki durumu birden içeren hareket kontrolünün içsel ve dışsal kuvvetler etkisi altında gerçekleşmesinde  $\lambda$ 'nın merkezi kontrol sistemi tarafından kontrolüne vurgu yapmıştır. Aynı zamanda, kasın kuvvet-uzunluk karakteristiğine bağlı duyuşsal bilginin de postür kontrolündeki yerini tanımlayan hipotez, postür kontrolünü tek bir nörofizyolojik sinyal üzerinden açıklayabilmektedir.

Feldman ve Levin (7) EP hipotezini temel alarak tüm vücut hareketinin kontrolünü açıklamaya çalıştıkları RC hipotezini ortaya koymuşlardır. Buna göre, eklem kontrolünde etkili agonist ve antagonist kas çiftleri kapsamında eklem hareketini değerlendiren Feldman (8), merkezi kontrol sisteminin *reciprocal* ve ko-aktivasyon kontrol davranışları ile eklem hareketini ve eklem stabilitesini (*apparent stiffness*) sağladığını ileriye sürmektedir. Tüm vücut hareketine yönelik postür ve hareket kontrolünü şemalaştırdığı RC hipotezi (7),  $\lambda$  ve *reciprocal* ile ko-aktivasyon kontrolleri üzerine kurulmuştur. Böylelikle Feldman, postür ve hareketi tek nörofizyolojik sinyal üzerinden iki seviyeli kontrol mekanizması yoluyla sağlandığına işaret etmiştir. Feldman'ın yaklaşımı farklı postüral kontrol yaklaşımlarından (2)

yararlanan ve bu yaklaşımların soru işareti olan noktalarına çözüm sunabilen (3) bir hipotezdir.

Literatürde postüral kontrolün sağlanmasında, iki seviyeli postür kontrolünün varlığını gösteren çalışmalar mevcuttur (9, 10). İki seviyeli postüral kontrolü nicelleştirmek üzere sunulan *Rambling – Trembling* (RM – TR) hipotezine (11) göre, postürün supraspinal düzeyde kontrol edilen yavaş bileşeni ve spinal düzeydeki kontrolünü yansıtan hızlı bileşeni olduğu öne sürülmüştür. Postürün supraspinal ve spinal düzeydeki iki seviyeli kontrolüne vurgu yapan çalışma, Feldman'ın postüral kontrole ait öne sürmüş olduğu RC hipotezinin iki seviyeli kontrol mekanizması yaklaşımı ile uyumludur.

Beklenen bir pertürbasyona algısal postüral hazırlıklar, ilk olarak Belenkii ve ark. (12) tarafından Algısal Postüral Düzenlemeler (APA, *Anticipatory Postural Adjustments*) olarak isimlendirilmiştir. Klous ve ark. (13) harekete hazırlık safhasında ortaya çıkış zamanı ve etki mekanizması olarak APA'dan farklı olan Erken Postüral Düzenlemelere (EPA, *Early Postural Adjustments*) dair bulguları ortaya koymuştur. İleri-beslemeli kontrol mekanizmasının göstergesi olarak kabul edilen APA ve EPA'nın, harekete hazırlık safhasında postür kontrolü üzerine etkileri farklılık göstermektedir. APA beklenen pertürbasyonun yaratacağı kuvvet ve kuvvet momentlerinin etkilerine karşı dengeleyici rol üstlenirken; EPA istemli hareket ile beraber oluşacak pertürbasyonun mekanik etkilerini minimize etmek üzere rol oynar (13). APA ve EPA'nın mekanik etkileri göz önüne alındığında sırasıyla *reciprocal* ve ko-aktivasyon davranışların yansımaları oldukları öne sürülmüştür (14). Buna bağlı olarak, postüral düzenlemelerin postüral kontroldeki davranışları bakımından RC hipotezine uyumlu olduğu söylenebilmektedir.

Literatürde, postüral kaslara ait aktivasyon değişiminin (postüral düzenlemeler) istemli hareket öncesi postür kontrolüne olan etkileri ortaya koyan araştırmalar mevcuttur (15, 16). Bununla ilişkili olarak, kas aktivasyonu sonucu oluşan kas kuvvetlerinin postür kontrolü üzerindeki etkilerini inceleyebilmek pratik olarak mümkün olmamaktadır. Ancak, oluşturulan kas-iskelet sistemi modelleri üzerinden statik optimizasyon analizi yoluyla model parametrelerine bağlı olarak kas kuvveti sonuçları elde edilebilmektedir (17). Kas aktivasyonu ile oluşan kas kuvvetinin, postür

ve hareket kontrolünde etkili olduğu ileri sürülen iki seviyeli (supraspinal ve spinal düzeyde) kontrol mekanizması ile ilişkisine yönelik herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

### **1.1 Çalışmanın Amacı**

Bu çalışma, alt ekstremitede istemli dinamik bir harekete hazırlık safhasında, postür kontrolünü sağlayan mekanizmaları incelemek amacıyla yapılmıştır.

### **1.2 Problem**

Harekete hazırlık safhasında, postüral kontrole ait iki seviyeli kontrol mekanizması ile nörofizyolojik yanıtlar olan; kas aktivasyonu ve kas kuvvetleri arasında ilişki var mıdır?

### **1.3 Alt Problemler**

1. İki seviyeli postür kontrol mekanizması harekete hazırlık safhasında zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilenir mi?
2. İki seviyeli postür kontrol mekanizması sakin duruş ve harekete hazırlık safhalarında değişir mi?
3. Postüral düzenlemeler harekete hazırlık safhasında zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilenir mi?
4. Harekete hazırlık safhasında aktif ve pasif kas kuvvetleri zamansal kesinlik ve belirsizlik durumlarında farklı mı?
5. Harekete hazırlık safhasında aktif ve pasif kas kuvvetleri ile postüral düzenlemeler arasında bir ilişki var mı?
6. İki seviyeli postür kontrol mekanizması ile aktif ve pasif kas kuvveti davranışı arasında ilişki var mı?

### **1.4 Hipotezler**

1. İki seviyeli postür kontrol mekanizması harekete hazırlık safhasında zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilenir.
2. İki seviyeli postür kontrol mekanizması sakin duruş ve hareket hazırlık safhalarında değişir.
3. Postüral düzenlemeler harekete hazırlık safhasında zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilenir.
4. Harekete hazırlık safhasında aktif ve pasif kas kuvvetleri zamansal kesinlik ve belirsizlik durumlarında farklıdır.
5. Harekete hazırlık safhasında aktif ve pasif kas kuvvetleri ile postüral düzenlemeler arasında bir ilişki vardır.
6. İki seviyeli postür kontrol mekanizması ile aktif ve pasif kas kuvveti davranışı arasında ilişki vardır.

### **1.5 Sınırlılıklar**

1. Çalışmaya katılan tüm katılımcılar erkek ve 18-30 yaş aralığındadır.
2. Alt ekstremiteye yönelik dinamik hareket katılımcının sadece dominant tarafı üzerinden yapılmıştır.
3. Çalışma, rekreatif olarak aktif katılımcılarla sınırlandırılmıştır.
4. Sakin duruş tanımı, tek ayak üzerindeki sakin duruş için kullanılmıştır.

### **1.6 Sayıtlar**

1. Katılımcıların alt ekstremitede istenilen dinamik hareketi, maksimum performansla yaptıkları kabul edilmiştir.
2. Katılımcıların harekete hazırlık safhasındaki süreçte, maksimum konsantrasyon ile sakin duruşu gerçekleştirdikleri kabul edilmiştir.



## 1.7 Araştırmanın Önemi

Literatürde zamansal belirsizlik durumunun, harekete hazırlık safhasında postüral düzenlemeler üzerine etkisini konu alan çalışmalar bulunmaktadır (18, 19). Postüral düzenlemelerin, ileri beslemeli mekanizma kapsamında istemli hareketin öncesinde basınç merkezinde değişimlere neden olduğu bildirilmiştir (20). Bu çalışma harekete hazırlık safhasında, postüral düzenlemelerin ve iki seviyeli kontrol mekanizmasının zamansal kesinlik ve belirsizlik durumları altındaki davranışların incelenmesi bakımından önemlidir.

Postüral kontrolün nörofizyolojik belirleyicisi olarak kas aktivasyonunun istemli harekete hazırlık öncesindeki davranışı literatürdeki çalışmalarda gösterilmiştir (13, 20). Ancak, nörofizyolojik yanıt olarak kas kuvvetinin istemli harekete hazırlıkta iki seviyeli (supraspinal ve spinal düzeyde) kontrol mekanizması ile ilişkisinin belirtildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışma kapsamında, postür kontrolüne ait iki seviyeli kontrol mekanizmasının kas aktivasyonu ve kas kuvveti ile ilişkisinin irdelenmesi, postür kontrolünün nörofizyolojik yanıtlar üzerinden anlaşılması bakımından farklı bakış açısı getireceği düşünülmektedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Postür

İnsan vücudu, çoklu segmental yapıdan oluşan ve segmental yapının bütünlüğünün farklı mekanik düzeni olan eklemler aracılığı ile sağlandığı biyomekanik bir yapıdır. Bu çoklu segmental yapının bütünlüğü ile istemli hareketin aynı anda gerçekleştirilebilmesi için uygun koordinasyonun sağlanması; yani, postürün statik ve dinamik olarak devamlılığı mekanik açıdan zorlu bir görevdir. Bernstein'e (5) göre, istemli motor hareketlerin temelinde postür, gerekli bir arka plan bileşeni olarak görev almaktadır. Von Holst ve Mittelsteadt'e (3) göre postür, uzaydaki geometrik vücut karakteristiğinin (kas uzunluğu, eklem açısı, segmentlerin pozisyonları vb.) fizyolojik mekanizmalar tarafından düzenlenmesidir. Thomas (21) ve Zatsiorsky (1) ise daha mekanik bir bakış açısıyla postürü, uzayda eklemlerin düzeni-dizilişi ile eş tutmuşlardır.

Postür ile ilgili farklı tanımlamalarda görüldüğü üzere, postür farklı yaklaşımlar ile irdelenmiş ve insan vücudunun mekanik ve fizyolojik temelleri üzerinden yorumlanmaya çalışılmıştır. Massion (22) postürün mekanik ve fizyolojik temellerinin yanı sıra, postür ve hareketin nörofizyolojik merkezi kontrolünün de önemini vurgulamıştır. Massion'a (22) göre, gerek sakin duruş gerekse istemli harekette postür kontrolünde karşılaşılan ve başa çıkılması gereken dışsal ve içsel faktörler bulunmaktadır. Dışsal faktörler, yerçekimi kuvveti, destek yüzeyinde oluşan tepki kuvvetleri ve vücut kütle merkezinin ivmelenmesi ile başa çıkmak olarak sıralanabilir. İçsel faktörler olarak segmentlerin ve eklemlerin geometrik düzeni, segmentlerin fiziksel özellikleri ve eylemsizlik karakteristikleri ile kas kasılmasına bağlı içsel kuvvetlerden söz edilebilir. Postürü etkileyen mekanik ve fizyolojik faktörlerin yanında, nöromusküler kontrolün de önemini vurgulayan Massion (4), faktörlerin entegrasyonu ile beraber postüral kontrol görevinin sağlanmaya çalışıldığını belirtmiştir. Yine Massion'a (23) göre, belirtilen kontrol görevini gerçekleştirirken postürün iki temel fonksiyonu bulunmaktadır. Bunlar: segmental bütünlüğünün devam ettirilmesini sağlayan yerçekimine karşı kontrol ve çevre ile vücut arasındaki ilişkinin kontrolünü sağlayan algı ve hareket fonksiyonlarıdır. Postüral fonksiyonların gerçekleştirilmesi ile çoklu segmental yapı içerisinde postür

kontrolü, bireyin sakin duruştayken veya istemli motor hareketin gerçekleştirilmesinde postüral stabilite ve postüral oryantasyonu sağlamak amacıyla vücudun uzayda aldığı kontrolü sağlar (24). Postüral kontrolün sağlanmasıyla istemli hareket başarılı bir şekilde gerçekleştirilirken; bir yandan da denge durumunun ve postürün devamlılığı sağlanmaktadır (23).

Dikey postürün devamlılığı insan vücudunun segmental yapısı, vücut kütle merkezinin yeri (~1m) ve destek alanı (~0.3m x ~0.3m) göz önüne alındığında, gerçekleştirilmesi zor bir görevdir (25). Sakin duruşta ya da istemli motor harekette, vücut kütle merkezi üzerinde etkili içsel (kas kuvvetleri) ve dışsal kuvvetlere (yer çekimi kuvveti) karşı postüral denge durumunun korunması gerekmektedir (26). Postüral denge durumunun ve oryantasyonun sağlanmasında vücuda ve çevreye dair duyuşsal bilgiye (afferent bilgi) ihtiyaç duyulmaktadır. Geri-beslemeli mekanizma olarak işlev gören görsel ve somatosensör (kas, eklem, deri yapıları ve vestibüler sistem içerisindeki proprioseptörler) sistemlerin entegrasyonundan elde edilen duyuşsal bilgi postüral denge ve oryantasyonun sağlanmasında rol oynamaktadır.

Postür ve hareketin koordinasyonunu sağlamak temel bir problemi barındırmaktadır. Motor hareketin gerçekleştirilmesi, iki farklı nedene bağılı olarak postüral kontrolü bozucu bir etki yaratmaktadır (16). İlk olarak, harekete bağılı vücut geometrisinin ve buna bağılı olarak vücut kütle merkezinin destek alanına göre değışmesi postür için pertürbasyon kaynağıdır. İkinci olarak, hareketi başlatan kas kuvvetleri sonucu, destek alanı ya da destekleyici segmentler üzerinde oluşan tepki kuvvetlerindeki değışimden söz edilebilir. Motor hareket ile oluşacak pertürbasyona karşı koymak üzere, ileri-beslemeli kontrol mekanizması şeklinde görev alan, ilk defa Belenkii (12) tarafından tanımlanan Algısal Postüral Düzenlemeler (APA, *Anticipatory Postural Adjustments*) rol oynamaktadır.

## 2.2 Postürün Nöromusküler Kontrolü: Geri-Beslemeli Mekanizmalar

Postür kontrolünde nöromusküler mekanizmalar, geri-beslemeli ve ileri-beslemeli mekanizmalar olarak iki sınıfta incelenecektir. Geri-beslemeli kontrol mekanizmaları olarak görsel ve somatosensör sistemler üzerinde durulacaktır. İleri-

beslemeli kontrol mekanizmaları kapsamında ise postüral düzenlemeler açıklanacaktır.

### 2.2.1 Görsel Sistem

Görsel sistemin duyu reseptörleri baş bölgesinde, oksipital lob içerisinde konumlanmıştır. Görsel sistem, somatosensöriyel duylardan edinilen ve gövde hareketine dair kinestetik bilgilerden bağımsız olarak fonksiyon gösterebilir. Ancak, postüral kontrolün sağlanması ve devam ettirilmesi için farklı sistemlerden gelen duysal bilgilerin entegrasyonu önemli rol oynamaktadır (27). Görsel sistem, vücut segment diziliminin ve oryantasyonunun sağlanmasına yönelik postüral kontrole katkı sağlamak üzere, baş ve gövdenin birbirlerine göre pozisyonları hakkında bilgi ile baş içerisinde gözün pozisyonu bilgilerini kullanmaktadır (28).

Görsel sistem hem geri-beslemeli hem de ileri-beslemeli kontrol mekanizması şeklinde postüral kontrole katkı sağlamaktadır. Genel olarak ileri-beslemeli kontrol mekanizması şeklindeki çalışması akla gelse de; Lee ve Lishman (29), görsel sistemin tamamen eksteroseptif duyu olmadığını, postüral dengeyi sağlamak amacıyla geri-beslemeli kontrol sisteminin bir parçası olduğunu belirtmişlerdir. Klasikleşmiş bir deney düzeneği olan hareketli oda çalışmalarında, ileriye ve geriye doğrusal görüntü hareketinde postüral salınımların hareket yönünde olduğu gözlenmiştir (30). Ayrıca, sallanan oda (31) ya da her zeminde hareketin yaratılabildiği odalar (32) gibi görsel ilizyona neden olacak uyarılar da, görsel uyarı temelli vücut salınımı değişimlerine neden olmaktadır. Postüral salınım üzerinde oluşan bozucu etki görsel akışın, hareketi obje hareketi yerine bireysel hareket olarak algıladığından dolayı oluştuğunu göstermektedir.

Görsel sistem, iki farklı mekanizma ile postüral kontrole katkı yapmaktadır. Bu mekanizmalar: uzaydaki nesne hareketiyle ilgili olan afferent hareket algılama ve gözün baş içindeki hareketi ile baş ve gövde hareketiyle ilgili olan efferent hareket algılamadır (33-35). Afferent hareket algılama, merkezi sinir sistemi emri ile gerçekleştirilen yer değiştirme ile beraber ortaya çıkan pertürbasyonda, retinal kayma (görsel akış) fonksiyonu ile pertürbasyonu telafi etmek üzere geri-beslemeli kontrol mekanizması şeklinde rol oynar (36). Literatürdeki çalışmalar (37-39), görüş

mesafesinin artmasıyla anterior-posterior ve medio-lateral yöndeki vücut salınımının arttığını belirtmişler ve afferent hareket algılamanın postür kontrolü üzerindeki etkisinin görüş mesafesine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Efferent hareket algılama mekanizmasının görevini gerçekleştirmesi birbirini tamamlayan *inflow* (40) ve *outflow* (3, 41) hipotezleri ile açıklanmaktadır. *Inflow* hipotezine göre, gözün yer değiştirme ve pozisyonuna dair bilgiyi elde etmede, ekstraocular kasların proprioseptif reseptörleri (kas içcikleri) kullanılmaktadır. *Outflow* hipotezinde ise, *corollary discharge* (41) ya da efferent kopya (3) olarak adlandırılan, merkezi sinir sistemi tarafından kullanılan nöral iletim yolları kullanıldığı öne sürülmektedir. Görsel sistemin afferent hareket algılama mekanizmasının (42, 43) ve efferent hareket algılama mekanizmasının (44), birbirlerini tamamlayıcı roller üstlenerek postüral denge ve oryantasyona katkı sağladıkları bildirilmiştir.

Postüral kontrolün sağlanmasında duyuşsal entegrasyon önemli olsa da (27), görsel bilgi eksikliğinde de postüral kontrol devam ettirilebilir. Buna örnek olarak, görsel bilginin sağlanamadığı karanlık oda içerisinde bireyin ayakta sakin duruş davranışını sürdürebilmesi gösterilebilir. Görsel sisteme ait duyuşsal bilgi yokluğunun postüral kontrol üzerindeki etkisini inceleyen Diener ve Dichgans (45), gözler kapalı durumdayken postüral salınımların arttığını belirtmiştir. Literatürdeki çeşitli araştırma sonuçları, görsel sistemin en güvenilir duyuşsal bilgi kaynağı olsa da; yokluğunda postüral stabilitenin sürdürülebildiğini belirtmişlerdir (46, 47). Buna bağlı olarak, postüral kontrolün görsel duyuşsal bilginin eksikliğinde de devam ettirildiği ancak, görsel duyuşsal girdi ile kontrolün daha iyi sağlandığı söylenebilir (27).

### 2.2.2 Somatosensör Sistem

Somatosensör sistemin reseptörleri algılayabildiği uyarılara göre; sıcaklık değişimine duyarlı termoreseptörler, kimyasal değişimlere duyarlı kemoreseptörler, ağrıya duyarlı nosiseptörler ve postural kontrol için gerekli duyuşsal bilgiyi sağlayan mekanoreseptörler olarak gruplandırılmıştır (48). Mekanoreseptörler içerisinde kas, tendon, eklem, deri yapıları ve vestibuler sistem içerisinde konumlanan reseptörler proprioseptör olarak adlandırılmaktadır. Proprioseptörler basınç, pozisyon ve ivmedeki değişikliğe duyarlı olup, gövde hareketi ve pozisyonu ile kasın durumu hakkında duyuşsal bilgi sağlarlar. Görsel sistemden gelen duyuşsal bilginin postüral

kontrol ve hareketin gerçekleştirilmesindeki önemi yukarıda belirtilmiş olsa da; özellikle görsel sistemden gelen duyuşal bilginin eksikliğinin mevcut olduğu durumlarda proprioseptörler, geri-beslemeli mekanizmanın işleyişi için temel duyuşal bilgi kaynaklarıdır (49). Proprioseptörler, kas-tendon yapısında bulunan kas içiği ve golgi tendon organı, eklem reseptörleri ve son olarak vestibüler sistem başlıkları altında incelenecektir.

### **Kas içiği**

Kas içikleri bünyesinde intrafusul fiberleri, tip Ia ve II afferent nöronları bulunduran, kasın kasılma durumu ve kasılma hızı hakkındaki duyuşal bilgiye duyarlı olan yapılardır (50). Kas içiğinden elde edilen afferent sinyaller, segment pozisyonu ve hareketi hakkında bilgiyi içermektedir. Kas içiğinden gelen afferent sinyal spinal kolonda, aynı kasın extrafusul fiberleri ile birleşen alfa motor nöronu ile sinaps yapmaktadır. Buna bağlı olarak, kasın pasif ve hızlı gerilmelerinde, Liddell ve Sherrington (51) tarafından tanımlanan yay-benzeri (*spring-like*) davranış gösteren gerilme refleksi ortaya çıkarır. Bu refleksif davranışa bağlı olarak, kas içiği postüral kontrol ve hareket regülasyonunda önemli bir role sahiptir (52). Gerilme refleksi, yerçekimi kuvvetine karşı postüral stabilite ve oryantasyonun sağlanmasında önemli rol oynar (53).

Kas aktivasyonunun görülmediği durumda kas yavaş yavaş uzatıldığında, pasif elastik bileşenlerin neden olduğu az miktarda aktivasyon artışı gözükür. Kas uzunluğu belli bir noktaya geldiğinde kas aktivasyonu artışı, gerilme refleksi gözlenir. Bu noktaya, gerilme refleksinin eşik değerini temsil etmektedir. Kasın daha fazla uzatılması ile hızlı şekilde oluşan kas aktivasyonu artışı görölmektedir. Kas uzunluğuna bağlı olarak gerçekleşen aktif kas kuvveti davranışı gerilme refleksi karakteristiğini göstermektedir. Bu davranışın kas ile birleşen alfa motor nöronların aktivasyon döngüsünü yansıttığı düşünölmektedir (54). Buna göre, alfa motor nöron döngülerinden bazıları Ia afferent nöronlarda gerçekleşen monosinaptik refleksler gibi gecikme süresi az; bazıları ise daha uzun gecikme süresine sahip polisinyaptik refleks döngülerini içermektedir (54). Belirtilen gerilme refleksi karakteristiği, sonraki bölümlerde açıklanacak olan *Equilibrium Point Hypothesis* yaklaşımda önemli bir yere sahiptir.

### **Golgi Tendon Organ**

Kas fibrilleri ve tendonun birleşme noktası üzerinde, kas fibrillerine seri şekilde yerleşmiş olan golgi tendon organı, kas-tendon geriliminin artmasına duyarlı olup ilgili kası inhibe edici mekanizma görevi görmektedir. Böylelikle, kas-tendon üzerinde oluşan ağır yüklerde ve aşırı eklem açıları sonucunda oluşan kas-tendon geriliminde golgi tendon organı, afferentleri aracılığı ile omurilik ve beyne sinyal göndererek kasın gevşemesini sağlar ve kas-tendon yapısını koruyucu rol oynar (55). Golgi tendon organı, kas kuvvetinin üretilmesinden sorumlu değildir. Sadece, kas-tendon ünitesindeki kuvvet değişiminin bilgisinden sorumludur. Böylelikle, kas kuvveti üzerinde etkili diğer faktörlerden bağımsız olarak geri-beslemeli mekanizma şeklinde çalışmaktadır (56). Kas-tendon üzerinde oluşan aşırı yük veya aşırı eklem açılarındaki hareket, golgi tendon organının kasın inhibasyonu için sinyal üretmesine neden olur. Ancak hareketin tekrarı (antrenman etkisi vb.), golgi tendon organının aşırı yük ve eklem açılarına adapte olmasını sağlar ve tolerans düzeyini artırır (53). Her bir golgi tendon organın sınırlı sayıda motor ünite ile bağlantısı olması (en fazla 15 motor ünite), bu motor üniteler üzerinde hassas bir gerilim kontrolünün yapılmasını sağlamaktadır (57, 58). Buna bağlı olarak golgi tendon organı, 0.1 gr altındaki kuvvet değişimlerine cevap verebilmektedir (57). Kas-tendon üzerindeki koruyucu rolü yanında kuvvet değişimlerine karşı hassas gerilim kontrolü, postüral kontrolün sağlanmasında golgi tendon organının önemini arttırmaktadır.

### **Eklem Reseptörleri**

Eklem kapsülünün içerisinde bulunan eklem reseptörleri, duyu uçlarını eklem çevresindeki bağ dokuya ulaştırır; tek bir akson ile merkezi sinir sistemine duyu uçtan bilgi akışı sağlar. Eklem reseptörlerinin eklem acısı ve hareketi hakkında birincil bilgi kaynağı olduğuna dair yaygın düşüncenin aksine, belli eklem açılarında yalnızca az oranda reseptörün aktif olduğu, reseptörlerin aktif olma oranlarının eklem açısının anatomik sınırlara yaklaştıkça arttığına dair bulgular literatürde belirtilmiştir (59). Ayrıca, reseptörlerin aktif olma oranının hareketin aktif ya da pasif olmasına (60) ve eklem hareketinin yönüne göre de değiştiği belirtilmiştir. Buna bağlı olarak, eklem reseptörlerinin hareket esnasında eklem pozisyonu hakkındaki duyu bilgisiyi tek başına elde edemediği, diğer duyu bilgisi kaynaklarından gelen bilgiler ile

entegrasyonu sonucu eklem pozisyonu hakkında ihtiyaç duyulan bilgiye ulaşılabildiği belirtilmiştir (56).

### **Vestibüler Sistem**

Yer çekimine ve başın ivmeli hareketine karşı duyarlı bir sensör görevi gören vestibüler sistemin işlevini gerçekleştirirken bilinç düzeyinde kontrolün farkında olmayız (56). Vestibüler sistem hem duyuusal bilgi hem de motor bilgi sistemleri içerisinde rol oynar (61). Vestibüler sistem duyuusal bilgi sistemi olarak, hem diğer somatosensör sistem unsurları hem de görsel sistemle beraber merkezi sinir sistemine duyuusal bilgileri sağlama görevini üstlenmektedir. Vestibüler sistem içerisinde bulunan merkezi sinir sisteminden gelen motor son plağı olan vestibulospinal alanı, farklı duyuusal bilgilerin entegre edildiği ve postüral hareketlerin koordinasyonun katkı sağladığı bir alandır. Bu özelliği ile de vestibüler sistem, motor bilgi sistemi içerisinde de görev almaktadır.

Vestibüler sistem, postüral kontrolün sağlanmasında duyu ve motor sistemleri içerisinde görev almaktadır. Vestibüler sistem pozisyon algısı ve hareket, segmentlerin yer çekimine karşı dikey düzlemdeki oryantasyonu, ağırlık merkezi kontrolü ve baş ile gövde stabilizasyonunu sağlanmasında diğer sistemlerle birlikte görev almaktadır (61). Vestibüler sistem belirtilen görevlere katkı sağlarken, başın uzaydaki konumu ve başın hareketindeki ivmeye dair duyuusal bilgileri elde etmekte, postüral kontrole bu duyuusal bilgi ile katkı sağlamaktadır. Vestibüler sistem, başın dikey doğrusal ivmelenmesine duyarlı sakkular otolit organ ve horizontal doğrusal ivmelenmesine duyarlı utrikular otolit organların yardımıyla başın ivmeli hareketi ve yer çekimine göre hareketine dair bilgiyi elde eder (24).

Vestibüler sisteminde hasara sahip olan ve olmayan bireyler arasında postüral kontrole yönelik yapılan çalışmalarda; sağlıklı bireylerin yer çekimi yönünü bir derecelik hata ile algıladığı, bilateral vestibüler hasarı olanlar da hatanın daha da büyüdüğü, unilateral vestibüler hasarı olanlar da ise yer çekimi yönü algısının hasarın olduğu tarafa doğru olduğu görülmüştür (62-64). Bir başka çalışmada, unilateral vestibüler hasara sahip olan bireylerde, hasarın olduğu tarafa doğru başın lateral



flexiyonu gözlemlendiği belirtilmiştir (65, 66). Literatürdeki çalışmalar (67, 68), bilateral vestibüler hasarın başın öne pozisyonu ile ilişkilendirilebileceğini belirtmiştir.

Horak (103) herhangi bir adımlama ya da ayak hareketi yapmadan ağırlık merkezinin kontrolünü ayak bileği ve kalça eklemlerindeki hareket stratejileri ile ağırlık merkezinin kontrolünü bir noktaya kadar karşılayabilmenin mümkün olduğuna işaret etmiştir. Buna bağlı olarak literatürde, vestibüler sistemin ağırlık merkezi kontrolü üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmalarda, vestibüler sistemin özellikle kalça hareket stratejisi üzerinde etkili olduğu ve bilateral vestibüler hasarlı bireylerde, kalça stratejisinin yoğun olarak kullanıldığı hareketlerde zayıf performans gösterdikleri belirtilmiştir (69-71). Vestibüler sistem hasarına yönelik yukarıdaki sonuçlar, sadece vestibüler sistem hasarında bile yer çekimi yönü farkındalığı ve başın pozisyon algısı ile ağırlık merkezi kontrolünün etkilendiği, vücudun dikey ekseninde oryantasyonunun bozularak postüral kontrol üzerinde olumsuz etki yarattığını göstermektedir.

### **2.3 Postürün Nöromusküler Kontrolü: İleri-Beslemeli Mekanizmalar**

#### **2.3.1 Algısal Postüral Düzenlemeler (APA, *Anticipatory Postural Adjustments*)**

Hareketin merkezi kontrolü, her biri belirli bir hedefi yerine getiren, paralel çalışan, çoklu komutları içerir ve bu komutlar, aynı harekete dahil edilmek üzere koordine edilir (72). Bu doğrultuda, hareketin merkezi kontrolü iki temel kontrolü kapsar. Bunlar: i) içsel ve dışsal pertürbasyonlara karşı referans pozisyonu sağlayabilme ve ii) vücut segmentlerinin belirlenen hedefe yönelik hareketi ile oluşan pertürbasyon sonucu bozulan postüral dengenin tekrar sağlanmasıdır (22). İstemli hareket kontrolünde amaç, bu iki kontrolün birlikte sağlanmasıyla, referans değer korunup pertürbasyonlara karşı postüral denge durumunu sürdürebilmektir.

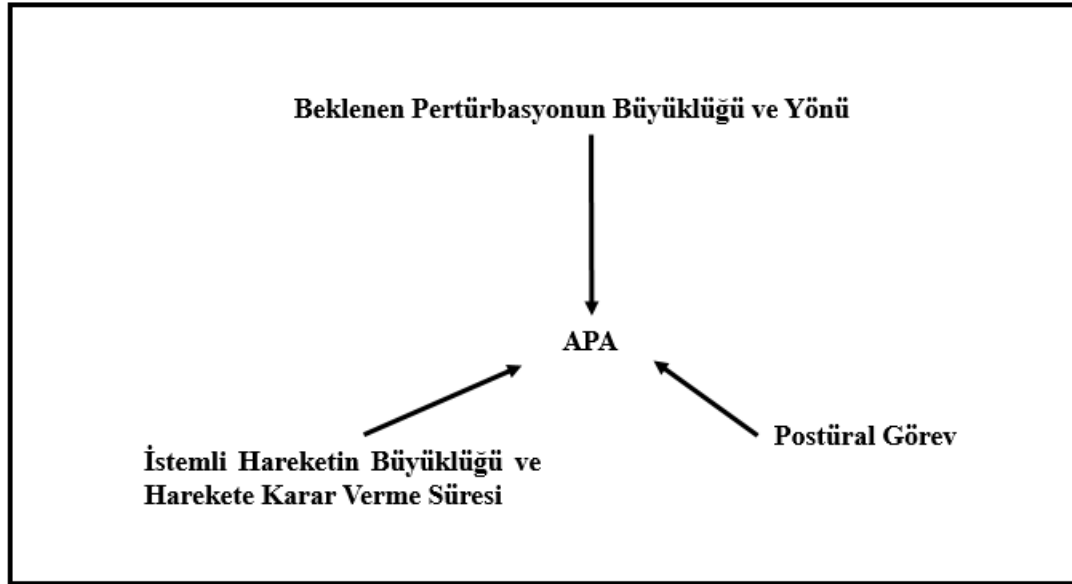
İstemli hareketin gerçekleştirilmesi esnasında, özellikle yüksek hız ve ivmede gerçekleştirilen hareketlerde, segmentler arası dinamik kuvvetler ortaya çıkmakta; bu kuvvetler, ağırlık merkezinin değişimine neden olarak segmental yapı üzerinde bir pertürbasyon yaratmaktadır. Oluşan pertürbasyonların amaçlanan pozisyonu ve

postüral denge korunumu üzerinde olumsuz etkisi olmaktadır. Buna bağılı olarak, istemli hareketin yarattığı beklenen (tahmin edilen) pertürbasyona yönelik, hareketin başlama anından önce ve hareketin yaratacağı pertürbasyon etkisine ön tepki olarak postüral kaslarda postüral düzenlemeler olarak adlandırılan aktivasyon artışı gözlenir (73). Gerçekleşen pertürbasyona karşı ileri-beslemeli kontrol mekanizması olarak fonksiyon gösteren postüral düzenlemeler, Algısal Postural Düzenlemeler (APA, *Anticipatory Postural Adjustments*) (12) ve Erken Postural Düzenlemeler (EPA, *Early Postural Adjustments*) olarak sınıflandırılmaktadır (13).

APA ilk kez Belenkii ve ark. (12) tarafından, sakin duruşta omuz ekleminde fleksiyon esnasında, hareketin başlangıcından 50-100 ms önce alt ekstremitedeki postüral kaslarda görülen aktivasyonun gözlenmesi sonucu ileri sürülmüştür. APA, istemli hareket ya da dışsal bir etki ile gerçekleşecek olan beklenen pertürbasyona karşı, pertürbasyonun gerçekleşme anından önce postüral kaslarda görülen kassal aktivitedeki değişimi tanımlamaktadır (22, 25). APA'nın pertürbasyon zamanı tahmininin doğru olması şartı altında, pertürbasyondan  $100 \pm 50$  ms önce gözlemlendiği belirtilmiştir. APA'nın işlevinin, beklenen pertürbasyonun oluşturacağı kuvvet ve kuvvet momentine karşı postüral kontrolü sağlamak amacıyla dengeleyici ve zıt yönde gerekli kuvvet ve kuvvet momentini üretmek olduğu kabul edilmektedir (74, 75). Buna karşın beklenen pertürbasyon, postüral denge durumunu kararsız denge halinden daha kararlı denge haline geçirdiğinde, APA ters etki göstererek pertürbasyon yönünde etkili olabilmektedir (76, 77). Beklenen pertürbasyonun belirli ölçüde tahmin edilmesi nedeniyle APA genel olarak, oluşan pertürbasyonun kuvvet büyüklüğünü dengeleyemeyebilir. Bu yüzden APA'nın, mekanik olarak suboptimal düzeyde olduğu kabul edilmektedir (54). Pertürbasyona karşı APA'nın amaçlarından birisinin de postür kontrolünün sağlanarak 'düşmemek' olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu amaç doğrultusunda APA'nın fonksiyonu, eklem konfigürasyonu ile postür devamlılığını sağlamak ve aksiyel iskeletin dengeyi etkileyen hareketlerini engellemek ile de ilişkilendirilebileceği; bu sayede, görsel algının stabilizasyonu sağlaması ve vestibuler sinyallerde büyük değişimlerin önüne geçilebileceği ileriye sürülmektedir (54).

### 2.3.2 APA Üzerine Etki Eden Faktörler

APA büyüklüğü ve davranışı üç temel faktöre bağlı olarak değişmektedir (Şekil 2.1.).



**Şekil 2.1.** APA üzerinde etkili faktörler.

Birinci faktör olarak, APA beklenen pertürbasyonun büyüklüğü ve yönünden etkilenmektedir. İstemli hareketin başlaması için gerçekleşen kas kasılması sonucu oluşan içsel kuvvetler, postüral kontrolü etkileyen bir pertürbasyon oluşturur. İstemli harekete başlamak için üretilen kas kuvvetlerinin büyüklüğünün, gerçekleştirilen hareketin hızına bağlı olarak değiştiği belirtilmiştir (19). Hızlı yapılan istemli hareketlerde, segment eylemsizliğini yenebilmek için kuvvet gerekliliği daha yüksek kas aktivasyonu ile sağlanmakta ve buna bağlı olarak postüral kontrol üzerinde oluşan pertürbasyon etkisi artmaktadır. Buna göre, hızlı yapılan hareketlerde beklenen pertürbasyona karşı APA gözlenirken, yavaş hızda gerçekleştirilen hareketlerde genellikle APA'nın gözlenmediği belirtilmiştir (78, 79). APA, beklenen pertürbasyon etkisine ters yönde etki gösterecek şekilde oluşarak, postüral kontrol üzerindeki bozucu etkiyi azaltmaya yardımcı olur (15, 16).

İkinci faktör olarak, APA istemli hareketin büyüklüğünden ve harekete karar verme süresinden etkilenir. Üst ekstremitede farklı yükler ile elevasyon hareketinin yapıldığı çalışmalarda, hareketin beklenen pertürbasyon etkisi artıkça (yük artıkça),

APA'da da büyüklük bakımından artış görülmüştür (15, 80, 81). APA'nın harekete karar verme süresindeki değişiminde, Lee ve ark. (19) ile Brown ve Frank (18) reaksiyon sinyalinin sonra en kısa sürede hareketi başlatma görevinde APA'nın, reaksiyon zamanı olmadan gerçekleşen hareketteki (kişinin kendi seçtiği zamanda) APA'nın aktivasyonuna göre, reaksiyon sinyaline daha yakın zamanlarda ve hatta reaksiyon sinyali ile beraber ortaya çıktığını belirtmişlerdir.

Son faktör olarak, APA postüral görev durumundan etkilenir. APA, çok dengeli (sabit zeminde sakin duruş) (82) ve çok dengesiz (dar destek alanına sahip yüzey ya da hareketli yüzey üzerinde duruş) (83) postüral görev durumlarında gözlenmediği bildirilmiştir. Aruin ve Latash da (84) APA'nın, postür dengesiz durumdayken büyüklüğünün daha az olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, sagittal düzlemdeki dengesizlik durumunun frontal düzlemdeki dengesizlik durumuna göre, APA'nın büyüklüğünü arttırıcı etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Buna ek olarak, istemli hareket ile oluşan pertürbasyonun, postüral görev ile ilgili iki faktöre bağlı olduğu belirtilmiştir. Bunlar: postüral dengesizlik yaratılan yüzey etkisi ve destek alanı etkisidir (84). Bu sonuçlara bağlı olarak, postüral stabilitenin iyi korunduğu durumlarda APA gereksiz olabilir (54). Buna karşın, postüral stabilitenin sağlanamadığı durumlarda da, APA'nın kendisi pertürbasyon kaynağı olabileceğinden, merkezi sinir sistemi tarafından mevcut pertürbasyonda denge durumunu elde etmek amacıyla APA tercih edilmiyor olabileceği şeklinde yorumlanmıştır (73).

### **2.3.3 Erken Postüral Düzenlemeler (EPA, *Early Postural Adjustments*)**

Vücudun yer değiştirmesini kapsayan istemli bir harekete hazırlık safhasında (ör. adım atma), hareketin başlangıcından birkaç yüz ms önce postüral kaslarda kas aktivasyonunun yani postüral düzenlemelerin görüldüğü belirtilmiştir (85-87). Adım atma hareketinin başlangıcından önce oluşan postüral düzenlemelerin, basınç merkezinin (COP, *centre of pressure*) destek ayağına doğru anterior-posterior yönde değişiminde etkili olduğu görülmüştür (88). Bahsedilen postüral değişimler, zamanlama olarak APA'dan daha önce ortaya çıksa da uzunca bir süre APA olarak anılmıştır. Krishnan ve ark. (14) ile Klous ve ark. (13), APA'dan daha önce ortaya çıkan bu postüral düzenlemelerin zamanlama ve hareket kontrolündeki görevleri

bakımından APA'dan farklı olduğunu belirtmişler ve onları EPA olarak adlandırmışlardır.

APA ve EPA arasında iki temel ayırt edici farklılık bulunmaktadır. En belirgin farklılıkları, istemli hareket öncesindeki ortaya çıkma süreleridir. APA hareketten 50-150 ms önce, EPA ise 400-600 ms önce ortaya çıkmaktadır (13, 14). Buna ek olarak, EPA'nın istemli-planlanan harekete hazırlıkta, belirgin bir pertürbasyon yokluğunda postürü düzenlemek ile ilgili olduğu; APA'nın ise beklenen pertürbasyona karşı net kuvvet ve kuvvet momenti ile pertürbasyona tepkiden sorumlu olduğu belirtilmiştir (13, 14). Harekete hazırlıkta APA ve EPA'nın ön koşulları bakımından da farklılık bulunmaktadır. Buna göre, APA gözlenmediği durumlarda da postüral dengenin sağlandığı, buna karşın EPA gözlenmesi için mekanik faktörlerin rol aldığı bir hazırlık sürecine gereksinim olduğu üzerinde durulmuştur (25). Ayrıca, hareketin gerçekleşmesi bireyin kendi isteğiyle veya reaksiyon uyararı ile oluştuğunda APA ve EPA arasında fark olduğu belirtilmiştir. Klous ve ark. (13) bulgularına göre, reaksiyon sinyali ile harekette APA oluşma zamanı hareketin başlangıç zamanına yaklaşırken (hatta hareketin başlangıç zamanı ile eş zamanlı ortaya çıkarken), büyüklüğünde daha az değişiklik görülmüştür. Buna karşın, EPA'nın ortaya çıkış zamanı ve büyüklüklerinde önemli bir değişiklik olmadığı belirtilmiştir.

## **2.4 Postüral Kontrol Kuramları**

Yer çekimi etkisi içerisinde, çoklu segmental yapıya sahip insan postür kontrolünün sağlanması, devamlılığı ve istemli hareket esnasında dahi postüral kontrolünün istendik şekilde sürdürülebilmesi bir çok bilim insanının ilgisini çekmiştir ve çeşitli yaklaşımlar ile postüral kontrolün mekanizmalarını açıklamaya çalışmışlardır. Sonraki bölümlerde motor kontrol alanında postür kontrolü üzerine iz bırakmış yaklaşımlar üzerinde durulacaktır.

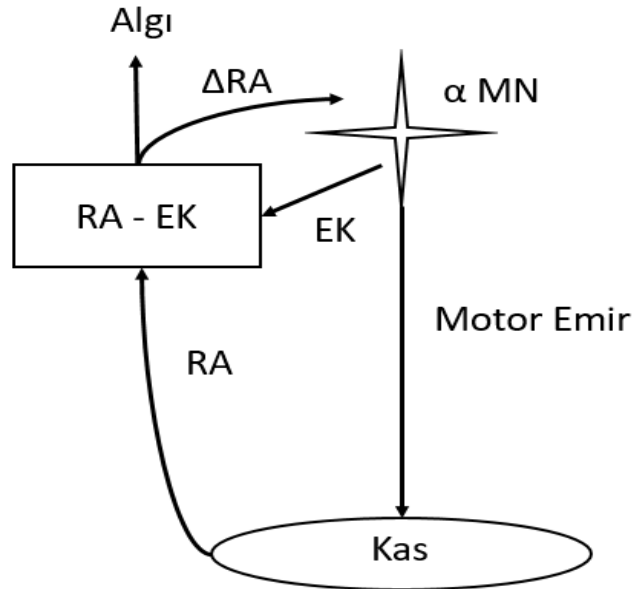
### **2.4.1 Refleks Teorisi**

Sherrington (2) ortaya koymuş olduğu çalışma refleks teorisinin temellerini oluşturmuştur. Refleks teorisine göre Sherrington (2), basit ve kompleks hareketlerin birbirinden bağımsız ve kolektif refleks mekanizmaları ile açıklanabileceğini

savunuyordu. Liddell ve Sherrington'ın (51) gerilme refleksi üzerine çalışmaları, refleks teorisinin dayandığı temelleri güçlendirmiştir. Ancak, istemli hareketin nasıl başladığının, duyuşal bilgi yokluğunda hareketin nasıl ortaya çıktığının, duyuşal geri-beslemeli mekanizma için yeterli zaman olmadığı durumlarda hızlı hareketlerin ne şekilde gerçekteştiğinin ve yeni bir hareket üretme mekanizmasının ne şekilde işlediğinin açıklaması refleks teorisi ile tam olarak açıklanamamaktadır (89). Bu sebeplerden ötürü refleks teorisi, postür kontrolünün açıklanmasında önemli katkıları sağlasa da kontrole dair kapsayıcı bir çerçeve oluşturamamıştır.

#### 2.4.2 Efferent Kopya Yaklaşımı

Von Holst ve Mittelstaedt (3) postür ve hareket kontrolünü açıklamada duyuşal sinyalin iki bileşeni reafferent (RA) ve eksafferent yaklaşımını kullanmışlardır. Bu yaklaşıma göre, alfa motor nörondan ( $\alpha$  MN) kasa gelen motor emrin efferent kopyası (EK) ve kasta gelen RA sinyal sinir sistemi tarafından, beklenen ve gerçekte oluşan duyuşal bilgi arasındaki farklılığı belirlemede ve düzeltmede kullanıldığı belirtilmektedir (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Efferent kopya akışı.

Eğer beklenen ve gerçekte oluşan duyuşsal bilgi arasında bir fark varsa, alfa motor nörona bunun hakkında bilgi iletildiği belirtilmiştir. Eksafferent sinyal ise, herhangi bir noktada efferent kopya ile karşılaştırılmadığı savunulmuştur. Böylelikle, eksafferent motor nöronlar üzerinde postür-stabilizasyon etkisi yaratmaktadır (25). Ancak bu yaklaşıma göre, istemli ve istemsiz (refleks) kontrol mekanizmaları, kas aktivasyonuna katkılarını birbirinden bağımsız iki farklı mekanizma şeklinde gerçekteştirmektedir. Bu noktada, istemli hareketin gerçekteşmesinde hareketin doğası gereği kas boyu değişiminin ve kas aktivasyonu devamlılığı gereklidir. Dolayısıyla, reafferent ve eksafferent yaklaşımında devamlılığın sağlanamaması, postür-hareket paradoksunu ortaya çıkarmaktadır.

### 2.4.3 Servo-Kontrol Hipotezi

Merton (90), postür ve hareket kontrolünü servo-kontrol hipotezi ile açıklamaya çalışmıştır. Merton'ın hipotezine göre, gamma motor nöronlara gelen nöral sinyaller, kas iğciği uçlarının ayarını değiştirmekte; böylece, yeni denge noktasına ait kas uzunluğu ayarlanmaktadır. Kas iğciği uçlarındaki aktivite değişimi, gerilme refleksi mekanizmasına ait alfa motor nöronlarda da aktivite değişimini tetiklemektedir. Bu noktada, gerilme refleksi devreye girerek kas kasılmasına (kasın kısılması) ve yeni denge durumuna ait kas uzunluğuna ulaşılarak hareketin gerçekteşmesine neden olur (54). Yani, kas iğciğindeki aktivasyon artışı kas kasılmasına, o da kasın kısılmasına ve kasın kısılması da kas iğciği aktivasyonunda azalmaya neden olmaktadır. Böylelikle, gerilme refleksi, negatif geri-beslemeli mekanizma olarak çalışmaktadır (54). Bu hipoteze göre, gerilme refleksinin dışsal kuvvetlere karşı koyabilmesi için yüksek kuvvet değerleri üretebilmesi gerekmektedir. Merton'un hipotezinin deneysel olarak bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Matthews (91), gerilme refleksinin kuvvet açısından sınırlı bir etkisinin olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, Vallbo'un (52) istemli hareket üzerine yaptığı çalışmada, simultane alfa - gamma koaktivasyon gözlemlendiği belirtilmiştir.

### 2.4.4 Sistemler Teorisi

Bernstein (92), içsel ve dışsal kuvvetlere bağlı olarak hareket eden insan vücudunun, sistem karakteristiğini anlamadan hareketi yorumlamada, sadece nörol

mekanizmaları kullanmanın yetersiz olduğunu vurgulamıştır. Bernstein (92), çoklu segmental yapı içerisinde içsel ve dışsal kuvvetlere karşı harekette, aynı nöral sinyalin farklı hareketlere neden olabileceği ya da farklı nörol sinyalin aynı harekete neden olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca, insan vücudunun mekanik yapısının hareketi gerçekleştirirken serbestlik derecesi olarak adlandırdığı, hareket varyasyonları ile başa çıkması gerektiğinin altını çizmiştir. Belirttiği serbestlik derecesi ile başa çıkmak için, farklı sistemlerin bir arada çalışarak problemin üstesinden geldiğini savunduğu sistemler teorisini ortaya atmıştır. Sistemler teorisi sinir sistemi, kas-iskelet sistemi karakteristiği, yer çekimi ve eylemsizlik kuvvetlerinin bir arada değerlendirilmeye çalışıldığı geniş bir teoridir. Buna bağlı olarak, teoriyi analiz etme ve yorumlama zorlu bir süreçtir (24). Bernstein (92) ayrıca, istemli hareketin gerçekleşmesinde, hareketin reaktif davranışından çok aktif davranışına dikkat çektiği, hareketin başlangıcı için duyusal bir sinyale gerek duyulmadığını belirttiği ileri-beslemeli yaklaşım ile postür kontrolü ve istemli hareket başlangıcına dair yaklaşımlara farklı bir bakış açısı getirmiştir.

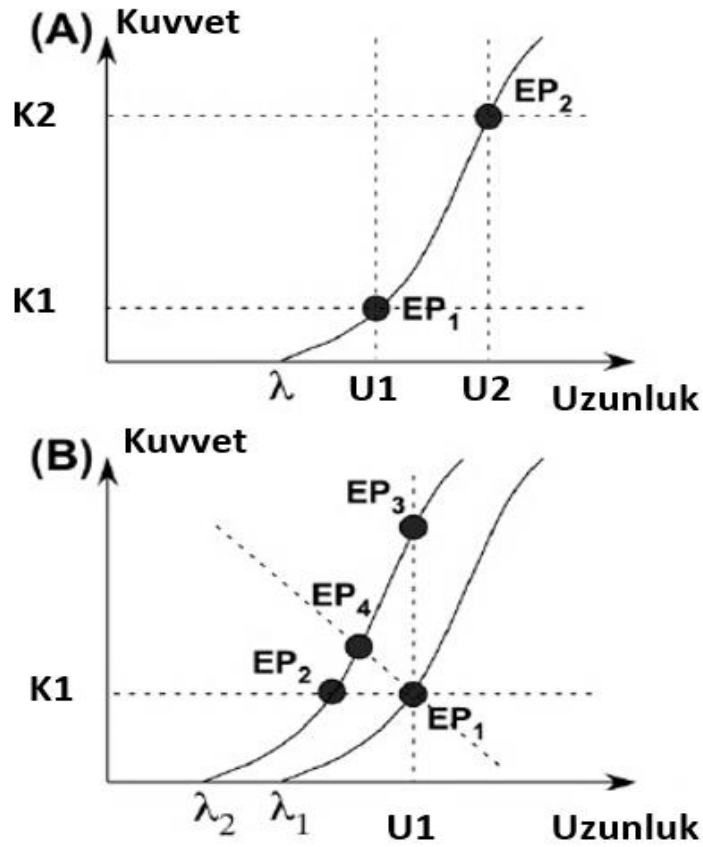
#### **2.4.5 Referent Configuration Hypothesis (RC Hipotezi)**

RC hipotezi, Anatol Feldman (6) tarafından ortaya sürülen *Equilibrium Point Hypothesis* 'in (EP hipotezi) geliştirilmiş ve tüm vücut hareketine uyarlanmış halidir. RC hipoteze geçmeden önce, EP hipotezi üzerinde durmak gerekmektedir. EP hipotezi, zaman içerisinde hipotezin temelini oluşturan mekanizmaların karşılaştığı eleştirilere göre savunucuları tarafından revize edilen ve günümüzde motor kontrol alanı içerisinde tek ana hipotez olarak varlığını sürdüren bir hipotezdir (25).

EP hipotezi fiziksel objelerin hareketini, objelerin denge durumları arasındaki geçiş olarak yorumlamaktadır. Denge durumu, segmental yapıya etki eden toplam kuvvetin (içsel ve dışsal kuvvetler) etkisinin sıfır olduğu anlardır (6). Eğer dışsal bir kuvvete karşı denge durumu varsa, bu durumu kasın uzunluk-kuvvet özellikleri karakterize eder. Feldman'a göre, kasın nöral kontrolü tek bir parametre ile açıklanabilir, o da kasın uzunluk-kuvvet karakteristiğine karşılık gelen tonik gerilme refleksinin eşik değeridir ( $\lambda$ ). Bu parametre kas uzunluğu, kas kuvveti ve kas aktivasyon düzeyini belirlemez. Belli bir  $\lambda$  değerinde, bahsedilen değişkenler dışsal kuvvet büyüklüğüne göre şekillenir. Ancak  $\lambda$ , kuvvet-uzunluk eğrisine karşılık gelen



bu değişkenler arasındaki ilişkiyi belirler; bu da Feldman tarafından ‘gerilme refleksi karakteristiği’ ya da ‘sabit karakteristik’ olarak adlandırılmıştır (54). Belli bir  $\lambda$  ve dışsal kuvvet değerinde, kasın uzunluk-kuvvet karakteristiğine göre vücut ve dışsal kuvvet belli bir denge durumunda bulunmaktadır. Feldman’a göre hareket, her bir denge durumu (EP) arasındaki geçişle mümkün olmaktadır (Şekil 2.3.) (54). Bu geçişler, dışsal kuvvete bağlı olarak istemsiz olabilir ( $\lambda$  sabit) (Şekil 2.3. A) ya da merkezi sinyal ile  $\lambda$  değerinin değişimine bağlı olarak istemli şekilde gerçekleşebilir (Şekil 2.3. B). Hareket, dışsal kuvvete bağlı oluşuyorsa, sabit kalan hareket emri ve değişen dışsal kuvvet karşısında, aynı kuvvet-uzunluk eğrisi üzerinde yeni bir kuvvet-uzunluk kombinasyonu yaratılır (Şekil 2.3. A). Bu durum, istem dışı (refleks) hareketin temsilidir.  $\lambda$  değerindeki değişim, dışsal kuvvete bağlı olarak izometrik durum (EP1’den EP3’e kas uzunluğu sabit), izotonik durum (EP2’de ya da EP1’de hareket) ya da uzunluğun ve kuvvetin birlikte değiştiği (EP 4) durumlarda gerçekleşebilir (Şekil 2.3. B) (6).



**Şekil 2.3.** EP hipotezine göre kasın kuvvet-uzunluk parametrelerine bağlı olarak denge durumu üzerinden hareketin açıklanması (54).

Yukarıda EP hipotezinin mantığı tek bir obje üzerinden açıklanmıştır. Eğer bu yaklaşımı eklem hareketine uygulayacak olursak, eklem hareketini gerçekleştirecek agonist ve antagonist olarak en az iki kas üzerinden değerlendirmek gerekir. Dışsal bir kuvvet etkisi altında eklem iki şekilde dengesizlik durumuyla başa çıkabilir: yeni denge durumuna hareket etmek ya da tork üretimi ile denge durumunu sağlamak. Feldman'a (8) göre, bu durumlar tek bir merkezi komutun farklı iki periferel çıktısıdır. Feldman'ın yaklaşımına göre bahsedilen birinci seçenek, bir kasın kuvvet üretimi artırıp diğerinin kuvvet üretimini azaltması ile gerçekleşir; ikinci seçenek ise iki kas birbirine paralel olarak kuvvet üretimi arttırır ya da azaltır. Bu durumlar sırasıyla *reciprocal* ve ko-aktivasyon komutları olarak adlandırılmıştır (r-c komutları). Feldman'ın yaklaşımına göre bu komutlar, hareketin izotonik veya izometrik olmasına göre farklı etkiler yaratmaktadır. İzotonik durumda, dışsal kuvvet yokluğunda r-komutu eklem açısının değişmesine; c-komutu ise, eklem açısından değişiklik yaratmadan eklem stabilitesini (*apparent stiffness*) arttırılmasına neden olmaktadır. İzometrik durumda, r-komutu tek yöne doğru tork değerinin artmasına; c-komutu ise, hem tork hem de eklem stabilitesinin artmasını sağlamaktadır.

Feldman ve Levin (7), EP hipotezinin genişletilmiş ve geliştirilmiş formu olan RC hipotezini, EP hipotezine dair yaklaşımlarını çoklu kas ve eklem hareketini açıklamak amacıyla sunmuşlardır. RC hipotezine göre RC (*referent configuration*), vücuda ait bütün kasların aktivasyon eşliğinde ( $\lambda$ ) bulunduğu düzen durumudur. Ancak, dışsal kuvvete ve anatomik yapıya bağlı oluşan kısıtlamaların olduğu gerçek ortamda, bütün kasların  $\lambda$  seviyesinde pasif şekilde kalması mümkün olmamaktadır. Buna bağlı olarak, gerçek kas uzunluğu ve  $\lambda$  değeri arasında farklılık oluşmaktadır. RC hipotezine göre, merkezi sinir sistemi harekete katılan her bir kas için  $\lambda$  değerini tek tek belirlemez. Bunun yerine, merkezi kontrolün eşik değeri ile ilişkili olan kontrol değişkenlerini kullanıldığı varsayılmaktadır (7).

RC hipotezinin denge durumu kontrolü yaklaşımı EP hipotezine benzemektedir. Yapılacak görev seviyesinde, nörofizyolojik sinyallere bağlı değişen RC bulunmaktadır. RC'deki değişimler, yenilenen denge noktası anlamına gelmekte ve dışsal kuvvet alanı içerisindeki segmental yapının ilgili RC'yi doğrulaması gerekmektedir. Böylelikle, önceki denge durumu (RC) ortadan kalkar ve yeni denge

durumunun oluşması ile yeni denge durumuna doğru hareket gerçekleşir. Gerçekte olan vücut düzeni ve RC arasındaki fark kas aktivasyonunun oluşmasına neden olmakta; anatomik ve çevresel kısıtlamalara göre minimal kas aktivasyonu ile RC'nin sağlanması amaçlanmaktadır (25). Kas düzeyinde  $\lambda$  ve eklem düzeyinde r - c komutu değişkenlerinin kombinasyonu, sistemin RC'si olarak görülebilir. Merkezi kontrol sisteminin, bu değişkenlerin kombinasyonunu kullandığı varsayılmaktadır (54). RC hipotezi postürü ve hareketi, merkezi kontrol sistemine ait nörofizyolojik sinyalleri ve kasa ait parametreleri kullanarak iki seviyeli kontrol mekanizmasını tek çerçevede değerlendirmesi bakımından önemlidir.

RC hipotezi, insan vücudunun hem fizik hem fizyoloji temellerinin üzerine kurularak postür ve hareketi açıklamaya çalışmaktadır. RC hipotezi, kendinden önceki ve kendi dönemindeki farklı postür kontrolü kuramlarından etkilenmiş ve etkilemiştir. Orjinal EP hipotezi, Sherrington'ın refleks teorisini (2, 51) kabul etmiş ve gerilme refleksi ile ilgili bilgi birikimini, hipotezin temel dayanaklarından birini oluşturmak için kullanmıştır. EP hipotezi, Von Holst ve Mittelsteadt'in (3) ortaya koyduğu postür-hareket paradoksuna yaklaşımda, istemli ve istemsiz hareketi tek bir nörofizyolojik sinyalin farklı iki sonucu olarak aynı çatı altında birleştirmiş ve olası bir postür-hareket paradoksundan kaçınmıştır. Merton'un servo-kontrol hipotezinde (90) ortaya konulan, eş zamanlı olmayan alfa-gamma motor nöron aktivasyonu EP hipotezi bünyesinde, tek bir nörofizyolojik sinyal yaklaşımı ile aşılmıştır. EP ve RC hipotezleri ayrıca, postür ve hareket kontrolünde farklı kontrol seviyelerinin entegrasyonunu tek şema içerisinde yorumlayabildiğinden dolayı, Bernstein'ın sistemler teorisi (92) ve geliştirilmiş hali olan dinamik sistemler teorisi (93) yaklaşımları ile de uyumludur.

## 2.5 İki Seviyeli Postür Kontrolü Yaklaşımı

RC hipotezinin motor kontrol alanına önemli katkılarından biri, postür ve hareketi aynı nöromusküler yapı altında birleştirmesi; yapıya ait kontrolün sağlanmasında nöral ve refleksif katkıların bir arada yorumlanması sağlaması olarak gösterilebilir. RC hipotezinin postür-hareket kontrol şeması içerisinde ortaya çıkan iki seviyeli postür kontrolü, literatürdeki farklı çalışma sonuçlarıyla desteklenmiştir.

Amblard ve ark. (94), vücut salınımı üzerinde görsel sistemin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, katılımcıların görsel sistemini flaş ışığı ile uyarılmışlar ve lateral vücut salınımını azaltan iki farklı mekanizma olduğunu bildirmişlerdir. Birinci mekanizmanın frekansının 2 Hz altında olduğunu, vücudun üst bölümüne ait yavaş gerçekleşen re-oryantasyon oluşumunu içeren ve flaş ışığının etkisine dirençli bir mekanizma olduğunu belirtmişlerdir. İkinci mekanizmanın ise frekansının 4 Hz üzerinde olduğunu, postüral stabilitenin sağlanmasında hızlı düzeltmelerden sorumlu olan ve flaş ışığı etkisine duyarlı olan bir mekanizma olduğunu bildirmişlerdir. Sonuçlar, postür kontrolünde iki seviyeli kontrol sistemi varlığını destekleyici niteliktedir.

Lestienne ve Gurfinkel (10) parabolik uçuşun gerçekleştirildiği çalışmalarında, yerçekimsiz ortamda postüre ait *conservative* ve *operative* olarak adlandırdıkları iki kontrol mekanizması olduğunu belirtmişlerdir. Lestienne ve Gurfinkel'e göre (10) *conservative* süreç, çoklu segmental yapıyı minimal efor ile dengede tutmaktan sorumludur. *Conservative* süreç, hareket deneyim birikimine ve genetik hafızaya göre şekillendiğini belirtmişlerdir. *Operative* süreç ise, denge durumunu 'hızlı postüral cevaplar ile sağlayan' mekanizma olarak görev yaptığı belirtilmiştir. Buna ek olarak *operative* süreç, duyuşal sistemlerden (görsel, vestibüler, kinestetik) aldığı entegratif duyuşal bilgiyi kullanarak, kontrolün eşik değerini düzenlediğine ve hızlı kas aktivasyonlarına katkı sağladığına değinilmiştir.

Collins ve De Luca (9) COP sinyali üzerine yaptıkları analiz çalışmasında, kısa dönem ve uzun dönem olarak belirttikleri iki sistemli kontrol mekanizmasının varlığına değışmişlerdir. İleri-beslemeli ve geri-beslemeli mekanizmalarının entegrasyonu ile örtüşen sonuçlar, Collins ve De Luca tarafından *persistence* ve *antipersistence* olarak adlandırılmıştır. Postüral kontrolün sağlanmasında, iki farklı sistemin varlığını ortaya koymuşlardır. Benzer şekilde Gatev ve ark. (95) sakin duruş üzerinden gerçekleştirdikleri çalışmalarında, postüral kontrolün sağlanmasında farklı iki sistemin varlığından söz etmişlerdir.

### 2.5.1 *Rambling-Trembling* (RM-TR) Hipotezi

Postür kontrolünün iki seviyeli kontrol ile sağlandığını ileriye süren yaklaşımlardan, Lestienne ve Gurfinkel'e ait olan *conservative-operative* yaklaşımı, postür kontrolü için önemli bir öncü fikir basamağı olmuştur. Zatsiorsky ve Duarte (11), sakin durustaki vücut salınımlarının *conservative-operative* sistem yaklaşımına göre yorumlamak ve niceliksel bir değerlendirme parametresi geliştirmek amacıyla, COP sinyalini ayrıştırma yöntemini kullanmışlardır. COP sinyalinden, sinyal ayrıştırma tekniği kullanılarak *rambling* (RM) ve *trembling* (TR) olarak adlandırılan iki farklı sinyal elde edilmiştir. Buna göre RM, postürün supraspinal düzeyde kontrol edilen yavaş bileşeni ve TR ise, spinal düzeydeki kontrolünü yansıtan hızlı bileşeni olduğu öne sürülmüştür (11). RM değişkeni, referans noktasının değişimini ifade ederken; TR değişkeni ise, vücut salınımlarının davranışını yansıtmaktadır. RM sinyali genlik olarak TR sinyalinin yaklaşık üç katı büyüklüğündeyken; frekans değerleri bakımından ise TR sinyaline ait frekans değeri RM sinyaline göre yaklaşık dört kat fazladır (96). RT hipotezi, RC hipotezinin temellerine ve postür-hareket kontrolü şemasına uygun bir yaklaşımdır. Denge durumu değişimi RM sinyalinin özelliğini yansıtmakta, refleks döngüler ile denge durumunu doğrulama ise TR sinyalinin özelliğiyle uyumlanmaktadır. Yapılan çalışmalar, RM - TR değişkenlerinin yaşa, görsel manipülasyona karşı değişim gösterdiğini belirtmiştir (97, 98). Ancak, RM ve TR değişkenlerinin nörofizyolojik yanıtlar (kas aktivasyonu ve kas kuvveti) ile ilişkisinin net olarak sınırları çizilmemiştir. Bu tez kapsamında, postür kontrolüne ait iki seviyeli kontrol mekanizması hipotezini yorumlamak üzere, RC hipotezinin iki seviyeli kontrol şemasına da uyumlu olan RM - TR hipotezine ait analizler kullanılacaktır.

### 2.6 Hareket Simülasyonu ve Aktif-Pasif Kas Kuvvetleri

Postüral kontrolün sağlanmasında, segmental yapının farklı seviyedeki kontrol mekanizmalarından oluşan nöromusküler kontrolün rolü önceki bölümlerde irdelenmiştir. Segmental yapının içsel ve dışsal kuvvetlere karşı bütünlüğünün sağlanması, istemli hareketin oluşması ve hedefe yönelik sürdürülebilmesinin altında yatan mekanizmaları incelemek için birçok değişken hakkında bilgi sahibi olmamız gerekmektedir. Segmental yapıya etki eden dışsal kuvvetler, segmental yapının mekanik karakteristiği ve farklı seviyelerdeki kontrol ile oluşan kas aktivasyonu

değişkenlerinin elde edilmesi için, yeterli enstrümental olanaklar ve bilgi birikimi bulunmaktadır. Ancak, segmental yapının bütünlüğünün sağlanmasında rol oynayan değişkenlerden biri olan, kas aktivasyonu sonucu üretilen kas kuvvetinin doğrudan ölçümü pratikte mümkün değildir (99). Kinematik, antropometrik ve dışsal kuvvet verileri kullanılarak oluşturulan, hareketin simüle edilmesini sağlayan 'link-segment' modeller üzerinden, eklem reaksiyon kuvvetleri ve kas momentlerinin ölçümü ters dinamik yöntemiyle hesaplanabilmektedir. Böylelikle her bir eklem üzerindeki toplam kas aktivasyonunun etkisi hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir (99).

Ters dinamik analizinden, eklemlerde oluşan eklem ile ilgili kasların oluşturduğu net toplam moment elde edilmektedir. Ancak, eklem hareketinde etkili olan kasların her birine ait kuvvet çıktısını ölçmek pratikte mümkün değildir. Delp ve ark. (100) tarafından oluşturulan açık kaynak kodlu Opensim yazılımı modelleme, simulasyon ve nöromusküler sistem analizi için oluşturulan bir platformdur. Opensim statik optimizasyon (SO) analizini kullanarak kas aktivasyonları ile hareketin koordineli kas simülasyonunun üretilmesini sağlamaktadır. SO analizinde kas kuvvetleri, kas aktivasyonlarının kareleri toplamını minimize ederek çözülmektedir. Bu sayede, çalışılan model üzerinde bulunan her bir kasın, hareket esnasında ürettiği tahmini kuvvet değerleri hesaplanabilmektedir. Opensim, kasın kuvvet-uzunluk ve kuvvet-hız karakteristiklerinin dahil olduğu, kas uyarımlarını kas kuvvetine çeviren Hill-türü kas-tendon modelini kullanmaktadır. Hill-türü kas-tendon modelini kullanarak kasın aktif ve pasif kuvvet çıktılarının hesaplanabilmesini sağlamaktadır (17). Aktif ve pasif kas kuvveti tahminleri, postür ve hareket kontrolünde rol oynayan iki seviyeli kontrol mekanizmaları hakkında bilgi verebilir.

### 3. YÖNTEM

#### 3.1 Araştırma Grubu

Çalışmaya 18–30 yaş aralığında, rekreatif olarak aktif, 8 erkek üniversite öğrencisi dahil edilmiştir. Katılımcıların vücut uzunluğu, vücut kütlesi ve yaş ortalama ( $\pm$  standart sapma) değerleri sırasıyla,  $177.4 \pm 6.9$  cm,  $77.5 \pm 10.5$  kg ve  $24.5 \pm 3.2$  yıl şeklindedir. Katılımcılara çalışma öncesinde protokol hakkında bilgi verilmiş, çalışmanın olası risklerini içeren bilgilendirme ve onam formu okutulmuş ve imzalatılmıştır. Çalışmaya katılımları gönüllülük esasına göre gerçekleşmiştir. Çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan etik kurul izni (GO 19/537) alınmıştır.

Çalışmaya kabul edilme kriterleri; 18–30 yaş aralığında olmak, postüral kontrolü olumsuz etkileyecek herhangi görsel, vestibüler ve nöromusküler rahatsızlığa ve (veya) geçmişine sahip olmamak, son bir sene içerisinde kas-iskelet sistemine ait yaralanma geçmişine sahip olmamak ve en az bir senedir, haftanın en az üç günü, günde en az bir saat fiziksel aktivite yapıyor olmak şeklindedir. Çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul eden bütün katılımcılar aranan tüm dahil edilme kriterlerine uygun bireylerdir.

#### 3.2 Veri Toplama Araçları

Antropometrik, kinetik, kinematik ve kas aktivitesi ölçümleri olarak dört başlıkta sınıflandırılan deneysel ölçümlerin herbirinde kullanılan veri toplama araçlarına ilişkin bilgiler aşağıda detaylandırılmıştır. Sonrasında kinetik ve kinematik veri senkronizasyonu ile kullanılan veri toplama arayüzleri hakkında bilgi verilmiştir.

##### 3.2.1 Antropometrik Ölçümler

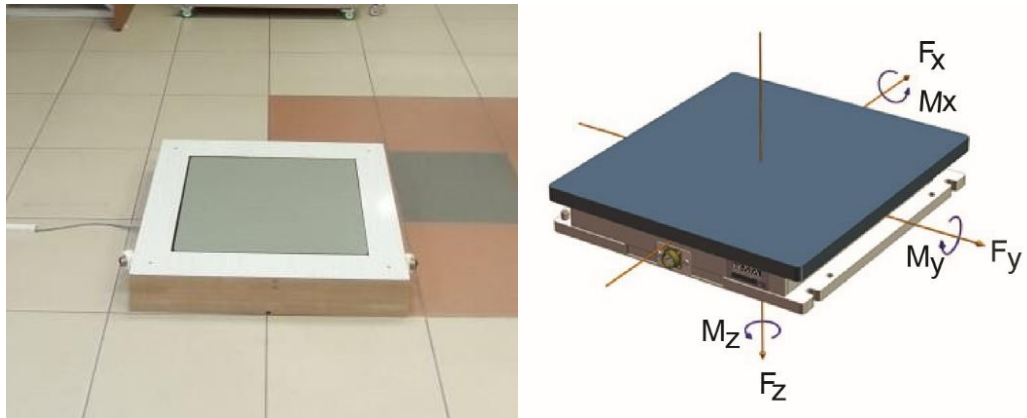
Katılımcıların vücut ağırlıkları 0.1 kg hassasiyetle ölçüm yapabilen elektronik baskül (SECA), vücut uzunlukları 0.1 cm hassasiyetle ölçüm yapabilen stadiometre (SECA) ile ölçülmüştür (Şekil 3.1.).



**Şekil 3.1.** Elektronik baskül ve stadiometre.

### 3.2.2 Yer Tepki Kuvveti Ölçümleri

Çalışmada yer tepki kuvveti verilerini elde etmek için kuvvet platformu (Şekil 3.2.) kullanılmıştır (AMTI OR-6). Yer tepki kuvvetlerine ait 3 eksende kuvvet ve kuvvet momenti verileri (Şekil 3.2.) 2kHz örnekleme hızında toplanarak kayıt edilmiştir.



**Şekil 3.2.** 3 eksende kuvvet ve kuvvet momenti verisi veren kuvvet platformu.



### 3.2.3 Kas Aktivasyonu Ölçümleri

Kas aktivasyonuna ait verilerin elde edilmesinde 20–450 Hz frekans bant genişliğinde, çift diferansiyel özelliğine sahip, elektrotların boyutu (5 mm<sup>2</sup>), aralarındaki mesafe (10 mm) ve temas yüzey alanının (50 mm<sup>2</sup>) sabit olduğu kablosuz sensörlere (Şekil 3.3.) sahip yüzeyel elektromiyografi (EMG) sistemi (Şekil 3.4.) kullanılmıştır (Trigno Wireless EMG System, Delsys). Kas aktivasyonu verileri 2kHz örnekleme hızında toplanarak kayıt edilmiştir. Kablosuz yüzeyel EMG sistemi için referans sensör bir numaralı sensördür. Referans sensör her katılımcı için dominant tarafta Tibialis Anterior kası üzerine yerleştirilmiştir.



Şekil 3.3. Kablosuz yüzeyel EMG sensörünün ön ve arka yüzeyinin görünümü.



Şekil 3.4. Kablosuz yüzeyel EMG sistemi.

### 3.2.4 Kinematik Ölçümler

Kinematik verilerin elde edilmesinde 8 adet kızılötesi kamera (Prime 13) içeren video temelli hareket yakalama sistemi (Optitrack) ve yazılımı (Motive 2.1.0) kullanılmıştır (Şekil 3.5.). Kameraların elde ettiği verileri senkronize şekilde kullanıcı arayüzüne aktarma işleminde 24 portlu, ethernet bağlantılı veri toplama kutusu (NETGEAR, ProSafe, GS728TPP) kullanılmıştır (Şekil 3.5.). Kinematik veriler sn'de 200 kare görüntü hızında toplanmıştır.



Şekil 3.5. Video temelli hareket yakalama sistemine ait kamera ve veri toplama kutusu.

### 3.2.5 Kinetik ve Kinematik Veri Senkronizasyonu

Kuvvet platformundan elde edilen kuvvet ve kuvvet momenti verileri ile video temelli hareket analiz sisteminden elde edilen kinematik verilerin senkronize edilmesinde el yapımı yansıtıcı (senkronizasyon topu) kullanılmıştır. Veri toplamaya başladıktan sonra kuvvet platformu (katılımcı üzerindeyken) üzerine bırakılan senkronizasyon topunun, hareket analiz sisteminden elde edilen dikey eksen değişkeni ve kuvvet platformundan elde edilen dikey eksen kuvvet değeri üzerinden platform üzerine temas anı belirlenmiş ve kinetik-kinematik veriler senkronize edilmiştir.

### 3.2.6 Veri Toplama Arayüzleri

Kuvvet platformu ve EMG sistemlerinden gelen sinyaller, BNC bağlantı ünitesi (NI, BNC-2090A) ve 80 kanallı veri toplama ünitesi (NI, USB-6225 Mass Termination) üzerinden eş zamanlı olarak toplanmıştır. Sinyallerin toplanmasında Labview (2018) yazılımında, araştırmacı tarafından oluşturulmuş veri toplama

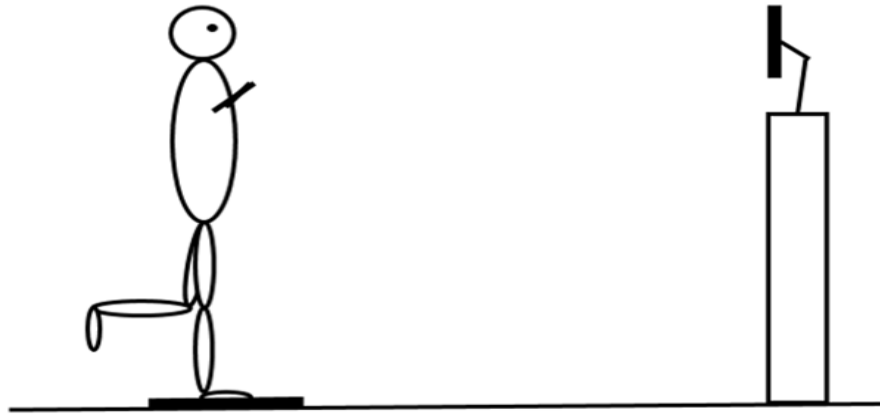
arayüzü kullanılmıştır. Kinematik veriler ise, video temelli hareket yakalama sistemine ait olan yazılım (Motive 2.1.0) arayüzü kullanılarak toplanmıştır.

Video temelli hareket yakalama sistemine ait kameralardan elde edilen veriler, kuvvet platformu ve EMG sistemlerinden toplanan veriler ile senkronize edilmiştir. Verilerin sekronizasyonunda bir yansıtıcı işaretçi (senkronizasyon topu) kuvvet platformu üzerine bırakılarak temas anı zamansal eşleştirmede kullanılmıştır. Zamansal eşleştirme, tüm veriler toplandıktan sonra araştırmacı tarafından MATLAB (2017b) yazılımında oluşturulan arayüz ile saptanmıştır.

### 3.3 Verilerin Toplanması

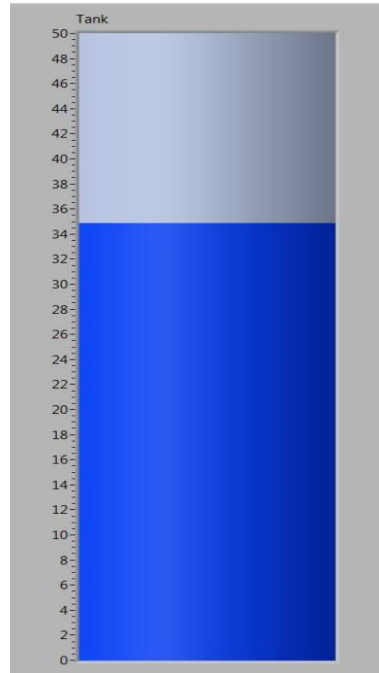
#### 3.3.1 Araştırma Protokolü

Katılımcılardan sadece dominant taraftaki ayak yere temas edecek şekilde kuvvet platformu üzerinde tek ayak durmaları istenmiştir. Ölçümler süresince mümkün olduğu kadar hareketsiz şekilde durmalarının istendiği bu tek ayak sakin duruş esnasında katılımcılardan elleri sternum üzerinde birbirine kenetli, vücut duruşu dik, dominant olmayan diz 90 derece fleksiyonda (98) iken 160 cm uzakta (Kuvvet platformunun anterior ucu ve ekran arasındaki uzaklık 160 cm'dir) ve orta noktası göz hizalarında olacak şekilde konumlandırılan 22 inch boyuttaki bilgisayar ekranına bakmaları istenmiştir (Şekil 3.6.). Katılımcıların protokol boyunca bakmaları istenen ekranın yüksekliği, katılımcının göz hizasına gelecek şekilde her katılımcı için değiştirilmiştir.



Şekil 3.6. Tek ayak sakin duruş esnasında vücut pozisyonunun temsili gösterimi.

Katılımcılardan ‘başladı’ komutunu izleyen 50 sn boyunca belirtilen şekilde tek ayak üzerinde sakin duruşu sürdürmeleri istenmiştir. Sakin duruş süresi, yükselen çubuk bar grafik şeklinde ekranın ortasında ve 1/8’lik alanda gerçek zamanlı olarak ekrana yansıtılmıştır (Şekil 3.7.). Çubuk bar grafiği 50. sn’de tamamen mavi olmaktadır.



**Şekil 3.7.** Çalışma protokolünde katılımcıların süreyi takip ettikleri gösterge.

Sakin duruş fazının bitişinde sıçrama safhası yer almıştır. İki farklı protokol kapsamında katılımcılardan; sakin duruş bitimini takip eden 15 sn içinde kendi istedikleri anda (Kİ protokolü) ya da işitsel uyarana reaksiyon olarak (İU protokolü), dengede durdukları ayak üzerinde sıçrayabildikleri en yüksek noktaya sıçrayarak yine aynı ayak ile kuvvet platformu üzerine inmeleri istenmiştir. Kİ protokolünde, katılımcılardan 50 sn sonunda istedikleri anda; İU protokolünde ise, 50 sn sonunda herhangi bir zamanda (15 sn’lik süre içerisinde ancak katılımcılara bu süre aralığı belirtilmedi) gelecek olan işitsel uyarana duydukları anda sıçramayı istenilen şekilde gerçekleştirmeleri istenmiştir.

Katılımcılardan sıçrama esnasında sakin duruştaki pozisyonlarını koruyarak, yani; elleri sternum üzerine kenetli ve dominant olmayan diz 90 derece fleksiyonda olacak şekilde sıçrama hareketini gerçekleştirmeleri istenmiştir. Kuvvet platformu

verileri her ölçüm öncesinde sıfırlanmıştır. Protokolün iki farklı aşaması için 5 (5 deneme İU, 5 deneme KI) deneme, toplamda 10 deneme yapılmıştır. Her deneme öncesinde hangi protokolün uygulanacağı katılımcılara söylenmiştir. Oluşabilecek olası bir yorgunluğun etkisini azaltmak için denemeler arasında 2 dk dinlenme verilmiş ve iki farklı aşamaya ait denemeler bir biri ardına yapılarak blok şeklinde rastgele sıralama yöntemi izlenmiştir. Katılımcıların çalışma protokolüne alışması için çalışma öncesi, her iki protokole ait ikişer deneme yaptırılmıştır. Araştırma protokolünün başlangıcından bitişine kadar katılımcılar yalın ayak ve kısa sporcu taytı ile istenen aşamaları tamamlanmışlardır.

### **3.3.2 Antropometrik Ölçümler**

Katılımcılara ait antropometrik ölçümler çalışma protokolüne başlamadan önce laboratuvar ortamında alınmıştır. Vücut uzunluğu ölçümünde katılımcılardan elleri yanda, ayakları bitişik, dik bir şekilde karşıya bakmaları istenmiştir. Boy uzunluğuna dair ölçümler cm cinsinden kayıt edilmiştir. Vücut kütlesi ölçümleri katılımcılar anatomik pozisyondayken yalın ayak ve sadece kısa sporcu taytı ile gerçekleştirilmiştir. Vücut kütlesine ait ölçüm sonuçları kg cinsinden kayıt edilmiştir.

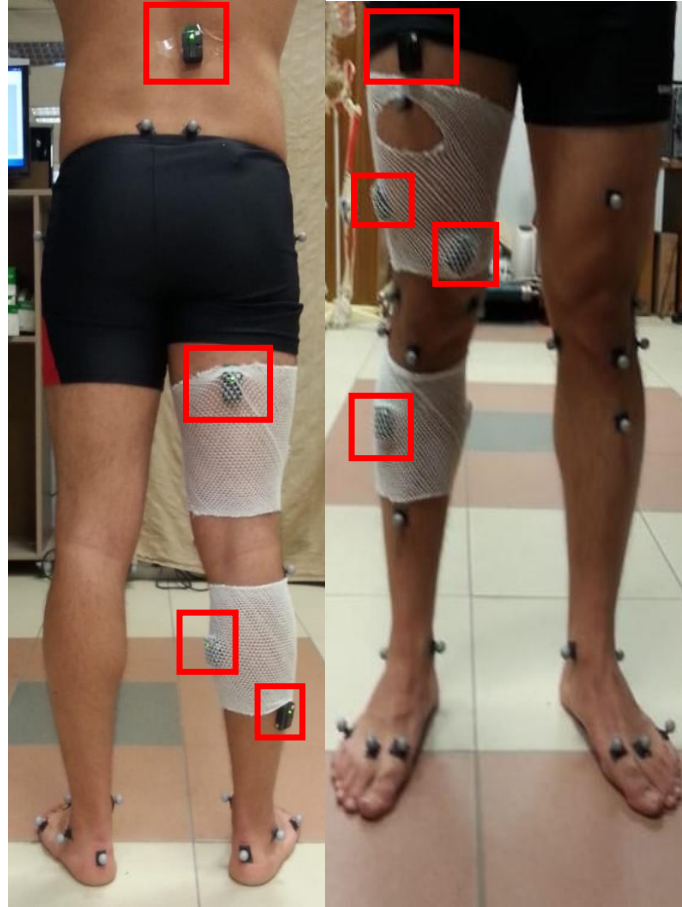
### **3.3.3 Dominant Tarafın Belirlenmesi**

Dominant ayağın belirlenmesi için katılımcılardan önlerinde duran topa vurmaları (101) istenmiştir. Topa vurdukları ayak dominant ayak olarak kayıt edilmiştir. Ardından sakın duruştayken merdiven basamaklarını çıkmaları istenmiştir. Merdiven basamağına basmak üzere yer ile teması ilk önce kesilen taraftaki ayak dominant kabul edilmiştir. Ayrıca, sözel olarak dominant ayaklarının hangisi olduğu sorulmuştur. Elde edilen üç farklı bulgunun aynı tarafı gösterdiği durumda kişinin dominant ayağı olarak kayıt edilmiştir. Çalışmaya katılan bütün katılımcıların sağ ayakları dominanttır.

### **3.3.4 EMG Sensörlerini Yerleştirme**

Çalışmada 10 adet kablosuz yüzeysel EMG sensörü kullanılmıştır. Sensörler katılımcıların dominant tarafları üzerinde sırasıyla; Tibialis Anterior (TA), Gastrocnemius Medius (GM), Soleus (SOL), Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis

(VL), Rectus Femoris (RF), Biceps Femoris (BF), Gluteus Maximus (GAM), Erector Spinae (ES) ve Rectus Abdominis (RA) üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.8.).



**Şekil 3.8.** Protokolde kullanılan yüzeyel EMG sensörleri ve uygulanan yerler (kırmızı).

EMG verileri toplandıktan sonra yapılan analizlerde, RA'a ait sinyalde tespit edilen gürültünün katılımcıların çoğunluğunda tolerans sınırlarını aşması nedeniyle tüm analizlerden çıkartılmıştır.

Sensör yerleşiminden önce deri hazırlığının yapılmasında *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) projesinin önerileri takip edilmiştir (102). Önerilere göre, yüzeyel EMG elektrotlarının konumlandırılacağı alan ölü deri ve tüy gibi EMG sinyalinde gürültü oluşturabilecek etkenlerden korunmak için jilet ile traşlanmıştır (Şekil 3.9.). Ardından saf alkol ve pamuk ile deri yüzeyinde hafif pembelik olacak kadar silinmiş ve kuruması için beklenilmiştir. Deri hazırlığı tamamlandıktan sonra SENIAM projesinin önerilerine uygun olarak elektrot yerleşim yeri tespit edilmiş olan kas üzerinde yüzeyel EMG sensörleri çift yönlü antialerjik bant

ile deri üzerine yapıştırılmıştır. Sensör yerleşimi tamamlandıktan sonra her kasın aktivasyon grafiği (EMG sinyali ve olası gürültünün büyüklüğü) ilgili kasın agonist olarak görev aldığı hareketler yaptırılarak ayrı ayrı kontrol edilmiştir. EMG sinyalinde gürültü saptanması ya da kas aktivasyonuna ait sinyalin yeterli büyüklükte olmaması durumunda ilgili sensörün deri üzerine yerleşimi yeniden yapılmıştır. Sensör yerleşiminden sonra, olası sensör hareketini engellemek amacıyla medikal bant ile yapıştırılmış ve ilgili bölge anti alerjik file ile sarılmıştır (Şekil 3.9.).



**Şekil 3.9.** Deri hazırlığı için kullanılan malzemeler: alkol, jilet, temizleme bezi ve sargı

### 3.3.5 Dinlenik Durumda EMG Ölçümü Alma

EMG sinyalinde olası bir gürültüyü saptamak ve çalışma sonrasındaki analizler sırasında kontrol etmek amacıyla dinlenik durumda kas aktivasyonu ölçümü alınmıştır. Bunun için katılımcılardan sterilize edilmiş minder üzerine supine pozisyonda yatmaları, hareketsiz şekilde beklemeleri ve herhangi bir istemli hareket yapmamaları istenmiştir. Dinlenik durumda 15 sn boyunca yüzeysel EMG ölçümü alınmıştır.

### 3.3.6 EMG Normalizasyon Faktörü Hesaplanması İçin Maksimal Sıçrama Ölçümü

Kas aktivitesi analizlerinde, agonist-antagonist kas aktiviteleri oranı ve ortalama hesaplama gibi grup içi analizlerde deri direnci, deri altı yağ dokusu gibi yüzeysel EMG sinyali büyüklüğünü etkileyebilecek ve bireysel olarak farklılaşabilecek

faktörlerin etkisini elimine etmek için EMG verilerinin normalizasyonuna ihtiyaç duyulmuştur.

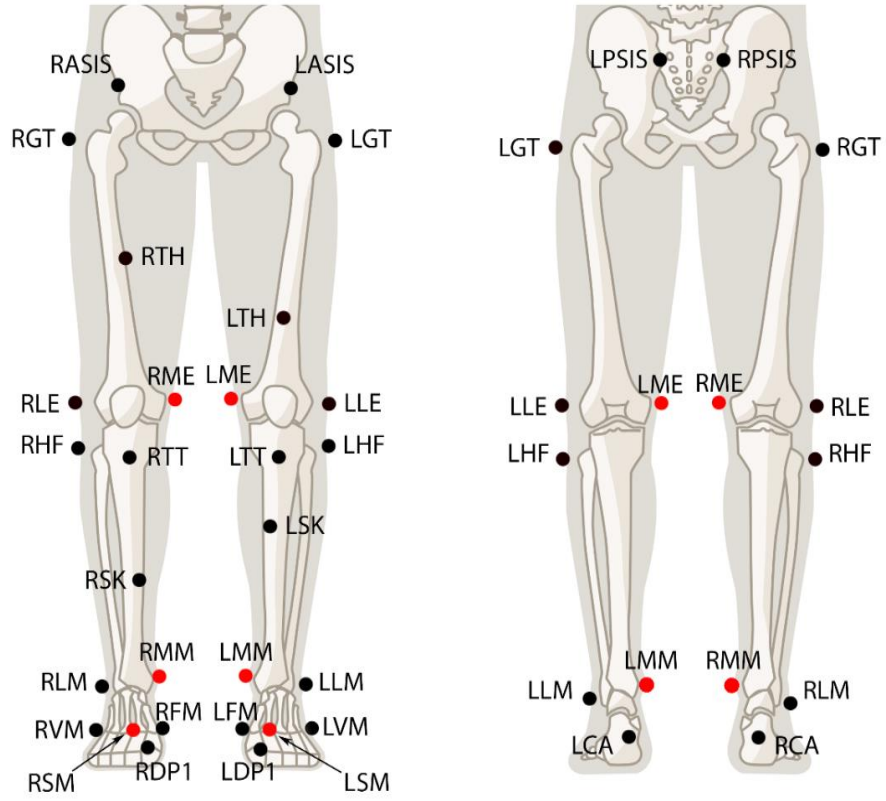
Her bir kasa ait normalizasyon faktörünün belirlenmesinde uzun zaman alması, yaratacağı olası bir yorgunluk etkisi ve her kas için ilgili eklem açılarının sabitleneceği ergonomik teçhizat eksikliğinden dolayı maksimal izometrik kuvvet ölçümleri tercih edilmemiştir. Bu nedenle, tüm kaslar için normalizasyon faktörlerinin tek seferde belirleneceği bir maksimal istemli dinamik kasılma protokolü belirlenmiştir. Bu protokol sırasında her bir kasa ait yüzeysel EMG verileri kayıt edilerek her kas için ayrı ayrı normalizasyon faktörü hesaplanmıştır.

Normalizasyon faktörünü belirlemek için kullanılan protokolün uygulamasında, katılımcılardan herhangi bir kısıtlama olmadan 50x50 cm alan içinde, oldukları yerde, çift ayak ile yerden olabildiğince yükselerek maksimum sıçrama yapmaları ve aynı alana düşmeleri istenmiştir (103, 104). Katılımcılar maksimum sıçrama için üç deneme gerçekleştirmişlerdir. Her bir deneme arasında 3 dk dinlenme süresi verilmiştir.

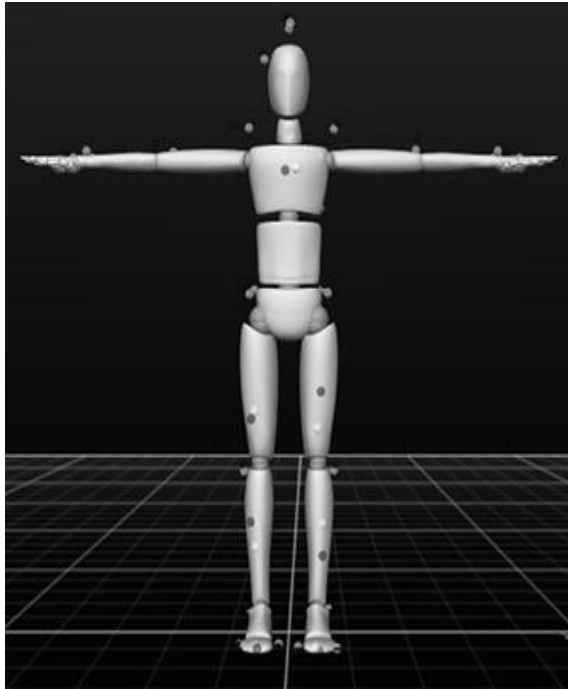
### **3.3.7 Yansıtıcı Setinin Yerleştirilmesi**

Kinematik verilerin toplanmasında 30 yansıtıcı set kullanılmıştır (105). Kullanılan yansıtıcıların 24 tanesi ölçüm ve 6 tanesi kalibrasyon yansıtıcısı olarak kullanılmıştır (Şekil 3.10.). Bütün yansıtıcılar anatomik noktalar ve simetri göz önüne alınarak yerleştirilmiştir (106). Yansıtıcılar deri üzerine anti alerjik çift taraflı bant ile sabitlenmiştir. 30 yansıtıcının yerleştirilip ‘T poz’da sabit pozisyonda dururken (Şekil 3.11.) 5 sn süreyle 3 kere veri toplandıktan sonra kalibrasyon yansıtıcıları çıkartılmış ve araştırma protokolüne ait ölçümler 24 yansıtıcı ile yapılmıştır.





**Şekil 3.10.** Kullanılan 24 adet ölçüm (siyah) ve 6 adet kalibrasyon (kırmızı) yansıtıcılarının yerleşimi.



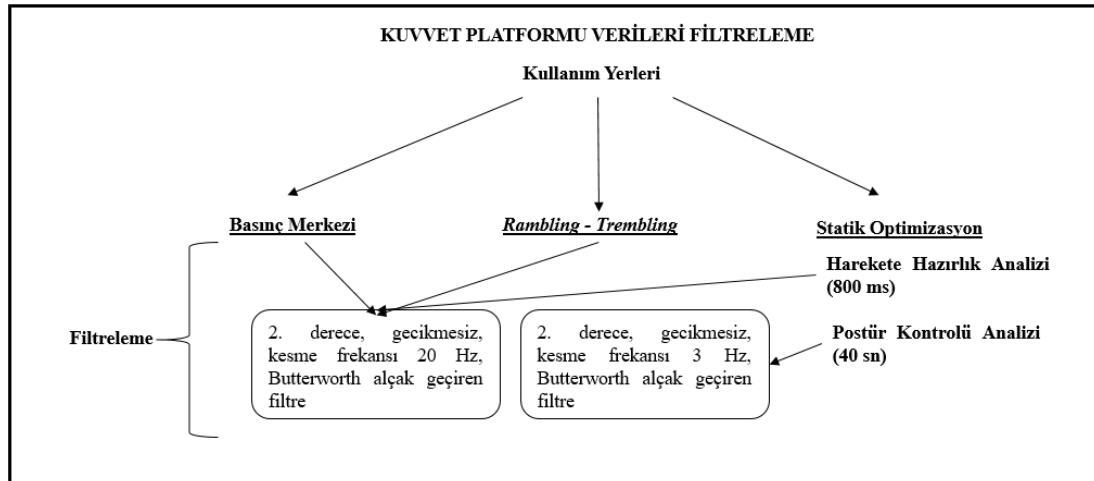
**Şekil 3.11.** Hareket analizinde kullanılan T poz.

### 3.4 Verilerin Analizi

#### 3.4.1 Kinetik Verilerin Analizi

##### Kinetik Verileri Filtreleme

Kuvvet platformundan üç eksenle elde edilen kuvvet ve kuvvet momenti verileri basınç merkezi (COP), RM (*rambling*) – TR (*trembling*) analizi ve SO (statik optimizasyon) analizinde farklı şekilde filtrelenmiştir (Şekil 3.12.). COP ve RM – TR analizleri için kuvvet platformu verileri kullanılarak 2. derece, gecikmesiz, kesme frekansı 20 Hz olan Butterworth alçak geçiren filtre uygulanmıştır (107). SO analizinde iki farklı durum için kuvvet platformu verisi kullanılmıştır. Harekete başlangıçtan önceki 800 ms aralığın analizinde filtreleme yöntemi COP ve RM – TR analizlerinde kullanılan ve yukarıda açıklanan yöntem ile aynıdır. Ancak, hareketten önceki 40 sn'lik sürecin analizinde örneklem büyüklüğünden kaynaklanan artan boyut sorunu nedeniyle (*Curse of Dimensionality Problem*) (108), kuvvet platformu verileri tekrar örnekleme (*resampling*) işlemine sokulmuş ve sn'de 10 örnekleme hızına indirilmiştir. Buna bağlı olarak yeni filtreleme işlemi 2. derece, kesme frekansı 3 Hz olan Butterworth alçak geçiren filtre ile gerçekleştirilmiştir.

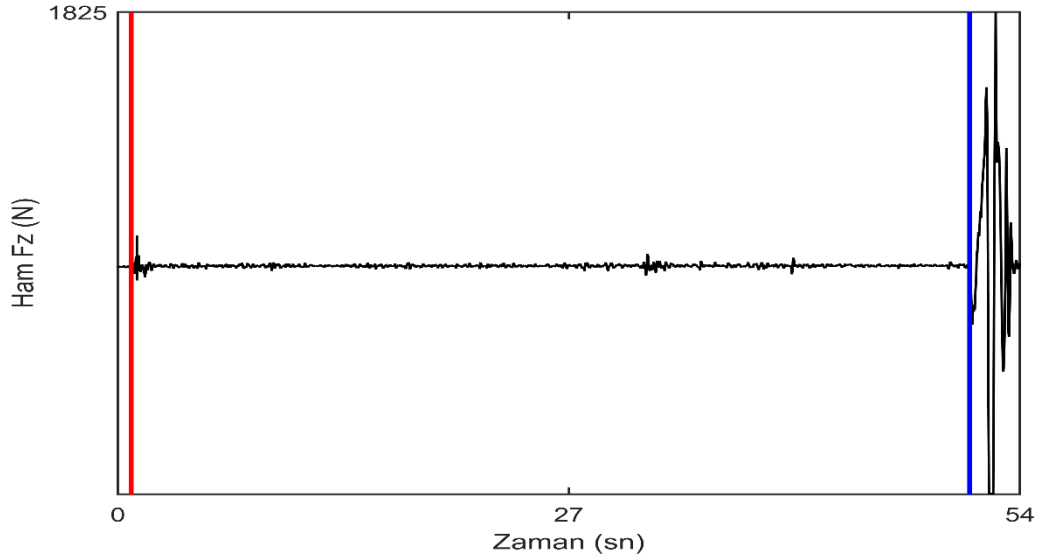


Şekil 3.12. Kuvvet platformu verilerini farklı analizlere göre filtreleme çeşitleri.

##### Harekete Başlangıç Anının Belirlenmesi

Araştırma protokolünün iki farklı kısmını oluşturan istemli (Kİ) hareket ve işitsel uyarana yanıt olarak (İU) hareket başlangıç anının belirlenmesi için kuvvet

platformunda elde edilen dikey eksenindeki (Fz) ham kuvvet-zaman sinyali kullanılmıştır. Bunun için, hareket öncesi sakin duruşun 30. ve 40. sn arasında Fz'ye ait ortalama değer hesaplanmıştır. Ardından 49. Sn'den itibaren ortalama Fz değerindeki artışın ' $\pm 25$  N' olduğu ilk nokta belirlenmiştir (Şekil 3.13.). Belirlenen nokta maksimal sıçrama hareketinin başlangıç noktası olarak kabul edilmiştir.



**Şekil 3.13.** Ham Fz sinyali (siyah) üzerinden kinetik-kinematik verilerin zamansal senkronizasyon noktasının (kırmızı) ve harekete başlangıç anının (mavi) belirlenmesinin temsili gösterimi.

### Senkronizasyon Topunun Temas Anının Belirlenmesi

Senkronizasyon topu, katılımcı kuvvet platformu üzerindeyken veri toplamanın başlatılmasını takiben kuvvet platformu üzerine 1 m yükseklikten atılmıştır. Kuvvet platformundan elde edilen dikey eksenindeki (Fz) ham kuvvet-zaman sinyalinden topun platforma temas anı belirlenmiştir. Kuvvet platformundan alınan Fz verisinin 1.5-2.5 sn arasındaki ortalaması hesaplanmış, 2.5 sn sonrasında takiben Fz ortalama değerinde ' $\pm 25$  N' değişim olan ilk nokta belirlenmiştir (Şekil 3.13.). Belirlenen nokta zamansal eşleştirmenin yapıldığı senkronizasyon noktası olarak kabul edilmiştir. Senkronizasyon noktasının öncesine ait senkronize şekilde toplanan kinetik ve EMG verileri çıkartılmıştır.

### Basınç Merkezi (COP) Analizi

COP hesaplanmasında kuvvet platformundan üç eksenle elde edilen filtrelenmiş kuvvet ve eksenlere göre kuvvet momenti verileri kullanılmıştır. COP'yi anterior-posterior ( $COP_{AP}$ ) ve medio-lateral ( $COP_{ML}$ ) yönde hesaplamak için Formül 3.1. ve Formül 3.2 kullanılmıştır. COP analizi her deneme için bütün sinyal boyunca uygulanmıştır.

$$COP_{AP} = \frac{(-M_Y + F_X * h)}{F_Z} \quad (3.1.)$$

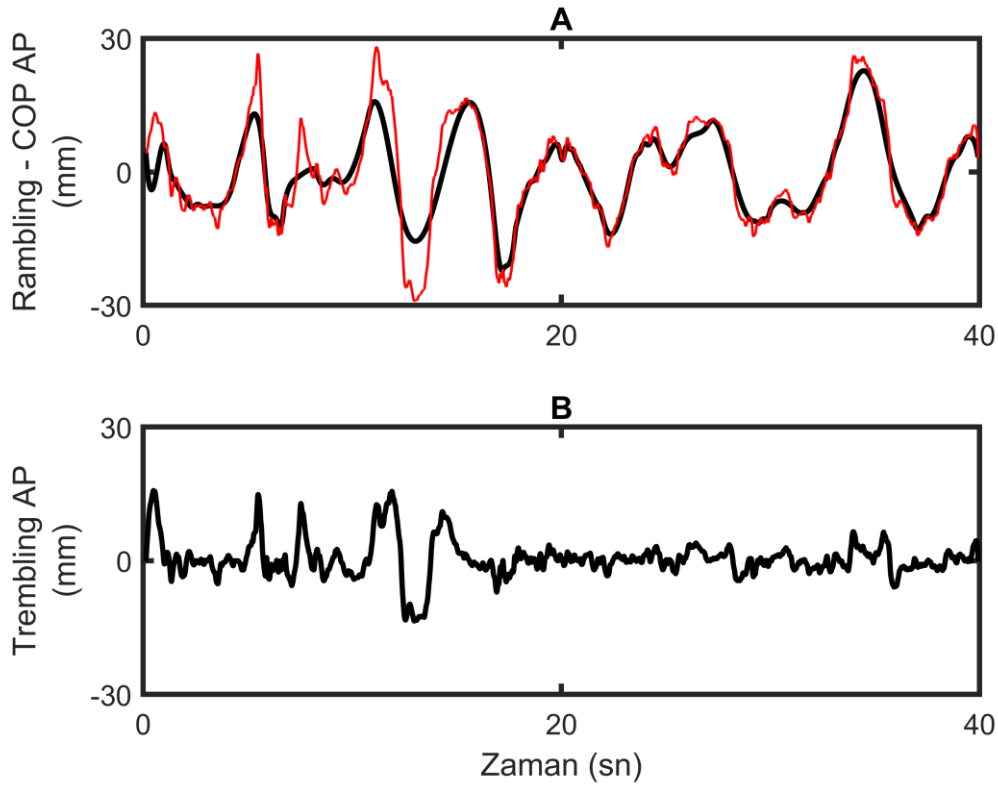
$$COP_{ML} = \frac{(M_X + F_Y * h)}{F_Z} \quad (3.2.)$$

*h: Kuvvet sensörünün kuvvet platformu yüzeyine olan uzaklığı (h = - 0.0421 m).*

### 3.4.2 Rambling (RM) – Trembling (TR) Analizi

Zatsiorsky ve Duarte'nin (11, 96) ileriye sürdüğü yaklaşıma göre vücut, dikey yönde hareket gerçekleştirmediği ve vücuda etki eden dışsal momentlerin toplamının sifıra eşit olduğu noktalarda, anlık denge durumu için gerekli olan  $\sum F_{HOR} = 0$  şartı sağlanmaktadır. Zatsiorsky ve Duarte, bu koşulun sağlandığı, bir diğer deyişle vücuda etki eden horizontal düzlemdeki kuvvetlerin sıfırlandığı zaman noktalarını anlık denge noktası (*instant equilibrium point*) olarak adlandırmışlardır. Hem sakin duruşta hem de vücut kütle merkezinin sabit hızda hareketinde vücut anlık denge durumunda kabul edilmektedir.

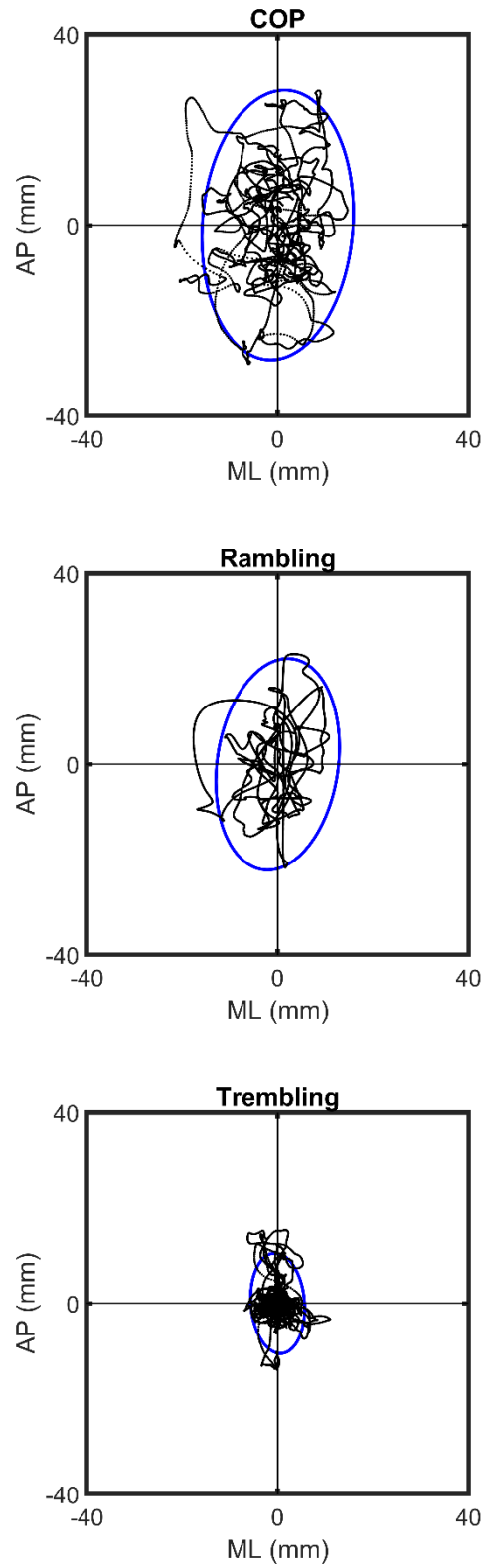
Şekil 3.14.'te görüldüğü gibi  $F_{HOR}$  sinyali üzerinden belirlenen anlık denge noktalarına zamansal olarak karşılık gelen COP sinyali üzerinde belirlenmiş ve ardından COP üzerinden elde edilen bu noktaların oluşturduğu kesikli sinyale 3. derece, polinomial kübik spline fonksiyonu ile interpolasyon uygulanmıştır (109). Elde edilen sürekli sinyal, referans noktası değişimini temsil eden RM bileşenini temsil etmektedir. COP ile RM sinyali arasında oluşan fark ise referans noktasına göre sapmalar ve doğrulamaları temsil eden TR bileşeni olarak kabul edilmiştir.



**Şekil 3.14.** Birinci katılımcının İU protokolündeki birinci denemesine ait harekete başlangıç anından önceki 40 sn'lik sakin duruşta; A grafiğinde  $COP_{AP}$  (kırmızı) ve RM (siyah), B grafiğinde TR sinyallerinin zaman serisinde davranışlarının gösterimi.

RM - TR sinyalleri, kuvvet platformundan elde edilen dikey kuvvet üzerinden belirlenen harekete başlangıç zamanından önceki 40 sn için hesaplanmıştır. Bu süre 20 sn'lik iki faza (FAZ 1, FAZ 2) ayrılarak analizlere dahil edilmiştir. RM-TR değişkenlerinin farklı denemeler ve katılımcılar arasındaki oluşabilecek olası farklılıkların karşılaştırılabilmesi ve nicelleştirilebilmesi için, bu değişkenlere ait elips alanı metriği kullanılmıştır. Her bir denemeye ait RM-TR sinyallerinin 2 boyutlu (AP-ML) düzlemdeki elips alanı hesaplamasında Schubert ve Kirchner'in önerdiği yöntem kullanılmıştır (110). Şekil 3.15.'de birinci katılımcının İU protokolüne ait ilk denemesi üzerinden COP, RM ve TR sinyalleri AP-ML yönünde verilmiş ve uygulanan elips alanı gösterilmiştir.

RM – TR değişkenlerinin postüral kontrole ait 40 sn'lik süre içerisinde aktif – pasif kas kuvvetleri ile ilişkisini inceleyebilmek için belli bir birim üzerinden



**Şekil 3.15.** Birinci katılımcının İU protokolüne ait birinci denemesinin harekete başlangıç anından önceki 40 sn aralığında AP- ML yönündeki COP, RM ve TR (siyah) sinyalleri ve uygulanan elips alanı (mavi).

karşılaştırmak gerekmektedir. Bunun için RM ve TR değişkenleri normalize edilmiştir (Formül 3.3. ve Formül 3.4.).

$$\text{Normalize } RM = \frac{|RM|}{|RM|+|TR|} \quad (3.3.)$$

$$\text{Normalize } TR = \frac{|TR|}{|TR|+|RM|} \quad (3.4.)$$

$|RM|$ , RM sinyalinin mutlak değerini;  $|TR|$ , TR sinyalinin mutlak değerini ve  $|RM| + |TR|$  ise, RM sinyalinin mutlak değeri ve TR sinyalinin mutlak değerinin toplamını ifade etmektedir.

### 3.4.3 Normalizasyon Faktörünün Belirlenmesi ve EMG Analizi

Normalizasyon faktörünün belirlenmesi için gerçekleştirilen maksimum sıçrama denemeleri ve çalışma protokolüne ait denemelerden elde edilen EMG verilerine sırasıyla bant-geçiren filtre (20-450 Hz) uygulanmış, mutlak değerleri bulunmuş ve 0.25 ms pencere aralığında kareler ortalamasının karekökü (RMS, *root-mean-square*) analizi uygulanmıştır.

Maksimum sıçrama denemelerinden elde edilen EMG değerlerinden, her kasa ait en büyük RMS değeri belirlenmiş ve çalışma protokolü denemelerinde kullanılmak üzere her kasın normalizasyon faktörü olarak kayıt edilmiştir. Çalışma protokolüne ait denemelerde her bir kasa ait elde edilen EMG sinyallerinin RMS değerleri, her kasın normalizasyon değerine bölünmüş ve 100 ile çarpılarak kas aktivasyonu yüzde olarak değerlendirilmiştir. Kas aktivasyonu kayıt ve işlenmesinde tüm işlem aşamaları SENIAM projesinin önerileri dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir (102).

Tüm katılımcılar için daha önce belirtilen 10 kastan unilateral olarak EMG verisi toplanmıştır. Veri toplama aşaması tamamlandıktan sonra RA'e ait EMG sinyallerinin kalitesi analiz için yetersiz bulunmuş ve çıkartılmıştır. Geriye kalan 9 kasa ait sinyal kalitesinin tüm denemeler için istenilen düzeyde olduğu saptanmıştır.

### 3.4.4 Harekete Hazırlıkta Postüral Düzenlemelerin Belirlenmesi

APA ve EPA'ların belirlenmesi için hareketin başlangıcından ( $t = 0$ ) önceki 800 ms uzunluktaki zaman periyodu harekete hazırlık safhası olarak tanımlanmış ve analize dahil edilmiştir (13). Sakin duruş fazı ( $t - 800$ ) ile ( $t - 650$ ) ms aralığı olarak belirlenmiştir. Her deneme için tüm kaslara ait büyüklük zaman grafiğinde sakın duruş fazına göre sinyalde 100 ms boyunca  $\pm 2$  standart sapma farklılık gösteren ilk nokta belirlenmiş ve EPA'lar için başlangıç noktası olarak kabul edilmiştir (13). Buna göre, 10 farklı denemede her kas için bu analiz tekrarlanarak APA ve EPA'ların oluştuğu zamansal noktaların tüm katılımcılar için ortak olarak gözlendiği kaslar tespit edilmiştir.

### 3.4.5 Harekete Hazırlıkta Kas Ko-aktivasyonunun Belirlenmesi

Harekete hazırlık aşamasında kas ko-aktivasyonunun belirlenmesi için hareketin başlangıcından önceki 800 ms seçilmiştir. Kas ko-aktivasyonunun hesaplanmasında Falconer ve Winter (111) tarafından önerilen ko-aktivasyon indeksi formülü kullanılmıştır. Buna göre, kas ko-aktivasyonunda önceden belirlenmiş agonist-antagonist çiftler yerine zaman serisinde, normalize edilmiş kas çiftlerinden küçük alana sahip olan kas belirlenmiştir. Buna göre, zaman serisi 100 ms'lik pencereye ayrılmış ve her pencere içerisinde normalize edilen kas çiftlerinden küçük alana sahip olanı o an için antagonist çalışan kas olarak seçilmiştir (Formül 3.5.). Elde edilen antagonist kas aktivasyonu toplam aktivasyona (Formül 3.6.) bölünerek kas ko-aktivasyon değeri elde edilmiştir (Formül 3.7.). Falconer ve Winter'a (111) göre, bu yöntem çoklu eklem hareketlerinde kas ko-aktivasyonunu belirlemek için etkili bir yöntemdir.

$$I_{ANT} = \int_{t_1}^{t_2} EMG_{KAS\ 1}(t) dt + \int_{t_2}^{t_3} EMG_{KAS\ 2}(t) dt \quad (3.5.)$$

$$I_{TOTAL} = \int_{t_1}^{t_3} (EMG_{KAS\ 1} + EMG_{KAS\ 2})(t) dt \quad (3.6.)$$

$$Ko - aktivasyon\ Değeri = \frac{2I_{ANT}}{I_{TOTAL}} \times 100 \quad (3.7.)$$



Kas ko-aktivasyon indeks değeri her katılımcı için dominant tarafa ait diz ve ayak bileği eklemleri için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre, hem kalça hem diz ekleminde etkili BF ve RF, ayak bileğinde ise TA ve SOL kas çiftleri seçilmiştir. İki ayrı ekleme ait elde edilen ko-aktivasyon değerlerinin ortalaması alınmıştır. Ko-aktivasyon formüllerinde belirtilen t1-t2 zaman aralığı, 100 ms içinde KAS 1'in (BF-RF veya TA-SOL çiftlerinden biri) antagonist aktivite gösterdiği; t2-t3 ise 100 ms içinde KAS 2'in (BF-RF veya TA-SOL çiftlerinden diğeri) antagonist aktivite gösterdiği zaman dilimini ifade etmektedir.

### 3.4.6 Statik Optimizasyon (SO) Analizinde Kullanılacak Veri Hazırlığı

Video temelli hareket yakalama sisteminden toplanan kinematik verilerin kontrolü ve etiketleme işlemleri Motive (2.1.0.) yazılımı üzerinden yapılmıştır. Ön hazırlık işlemi biten kinematik verilere yönelik ters dinamik, *residual reduction algorithm* (RRA) ve SO hesaplamalarının yapılabilmesi için Opensim (4.0) yazılımı kullanılmıştır. Benzer şekilde, kinetik veriler de ters dinamik analizinde kullanılmak üzere Opensim yazılımına aktarılmıştır. Kinetik ve kinematik verilere ait, harekete başlangıç anından önceki 40 sn ve 800 ms içeren veriler analizlere dahil edilmiştir.

Hareketin başlangıcından önceki 40 sn'lik süreçteki analizlerde (RRA ve SO analizlerinde) önemli bir sorunla karşılaşmıştır. Kullanılan kinematik veriler 40 sn boyunca, sn'de 200 kare görüntü hızında, çalışılan modelin sahip olduğu 54 kas-tendon yapısını içermektedir. Buna bağlı olarak, Bellman (108) tarafından belirtilen *curse of dimensionality problem* (artan boyut sorunu) ortaya çıkmıştır ve RRA ve SO analizleri yapılamamıştır. Hareketin başlamasından önceki 40 sn'lik süreçte ani ve büyük hareketlerin olmaması; yani, dominant taraf üzerinde sakin duruş içermesinden dolayı, bu sorun ile başa çıkabilmek için RRA ve SO analizlerinde kullanılacak olan kinetik ve kinematik verilerinin örnekleme hızları değiştirilmiştir. Buna göre, kinetik veriler sn'de 10 veri örnekleme hızında, kinematik veriler de sn'de 10 kare görüntü hızında olacak şekilde yeniden örneklenmiştir. Yeniden örnekleme gerçekleştirirken kinetik ve kinematik verilere (sn'de 200 veri toplama hızındayken) ait gerçek sinyaller kullanılarak, sırasıyla 1., 21., 41., 61., ... şeklinde veriler kayıt edilmiştir. Bu sayede, kinetik ve kinematik verilere ait sn'de 200 örnekleme hızındaki veriler sn'de 10 örnekleme hızına indirilmiştir. Elde edilen verilerin yalnızca, hareketin başlangıcından

önceki 40 sn'yi içeren sürece ait RRA ve SO analizlerinde kullanıldığı unutulmamalıdır.

Elde edilen yeniden örneklenmiş kinetik ve kinematik verilere, Nyquist teoremi ve kinetik-kinematik verilere uygulanan alçak geçiren filtrenin eklem momentleri üzerindeki etkisi (112) göz önüne alınarak; 2. derece, gecikmesiz, kesme frekansı 3 Hz olan Butterworth alçak geçiren filtre uygulanmıştır.

### **3.4.7 Biyomekaniksel Model**

Ters dinamik, RRA ve SO analizleri Opensim (4.0) yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. Bu analizlerde 3 boyutlu, 23 serbestlik derecesine sahip, Opensim içerisinde *generic* model olarak bulunan kas-iskelet sistemi modeli (2354) kullanılmıştır. Biyomekaniksel modelde alt ekstremite eklem özellikleri Delp ve ark. (113), kalça eklemi ve antropometrik özellikler Anderson ve Pandy'den (114) ve planar diz modeli Yamaguchi ve Zajac'ın (115) çalışmalarından uyarlanmıştır. Biyomekaniksel modelde 54 kas-tendon uyarıcısı gövde ve alt ekstremiteye ait 48 kas ile temsil edilmektedir.

### **Ölçekleme ve Ters Kinematik**

Video temelli hareket yakalama sisteminden elde edilen yansıtıcı verisini Opensim yazılımında kullanmadan önce, kullanılan modele göre ölçeklendirmek gerekmektedir. Bunu gerçekleştirmek üzere Visual3D (v6) yazılımı kullanılmıştır. Visual3D yazılımına aktarılan yansıtıcı koordinatları, yazılımın bünyesinde bulunan algoritma ile Opensim modeline uygun ölçeklendirme ve ters kinematik çıktısı vermektedir. Böylelikle, Opensim yazılımına aktarılan veri ölçeklendirilmiş ve ters dinamik, RRA ve STO analizlerine hazır hale getirilmiştir.

### **3.4.8 Statik Optimizasyon (SO) Analizi**

Opensim yazılımı kullanılarak uygulanan SO analizinden önce yine Opensim yazılımında ters dinamik ve RRA analizleri gerçekleştirilmiştir. Opensim yazılımında uygulanan üç adım uygulama sırasıyla açıklanacaktır.

### **Ters Dinamik Analizi**

Ters dinamik katı cisim varsayımı altında, vücudun kinematik ve atalet özelliklerine bağlı olarak kuvvet ve kuvvet momentlerinin hesaplandığı bir yöntemdir. Çoklu eklemli yapının temsil edildiği *link – segment* modeller kullanılarak, modele ait kinematik ve atalet özelliklerinden hareketin gerçekleşmesi için gereken minimum kuvvet ve kuvvet momenti çıktıları elde edilmektedir. Kuvvet ve kuvvet momenti hesaplanmasında ters dinamik yöntem, kinematik verilerin yanında yer tepki kuvvetleri ve çoklu segmental yapıya etki eden bütün dışsal kuvvetleri kullanır.

### ***Residual Reduction Algorithm (RRA)***

Opensim yazılımının bünyesinde bulunan RRA analizinin amacı, model oluşturma ve yansıtıcı verisi işleme esnasında ortaya çıkan ve fiziksel olmayan - telafi edilebilir kuvvetlerin oluşmasını sağlayan *residual* olarak adlandırılan hataları minimize etmektir. Böylelikle, bireye özgü model üzerinde gövdenin kütle merkezinin yerini değiştirerek ters kinematikten elde edilen veri ile yer tepki kuvvetleri verilerinin birbirleriyle ilişkisinin daha tutarlı olması sağlanır.

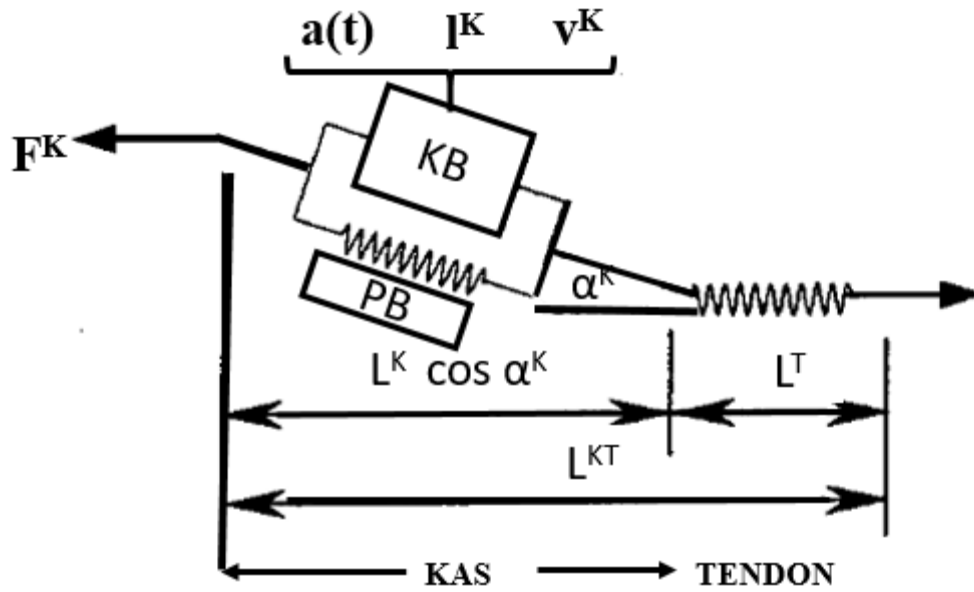
### **Statik Optimizasyon Analizi (SO)**

Opensim yazılımının bünyesinde bulunan SO analizi, anlık olarak net eklem momentlerini her bir kas kuvvetinin hesaplanması ile çözen analiz yöntemidir. Ters dinamik bir yaklaşımdır. Toplanan ve işlenen kinematik verinin doğruluğu SO analizi değerlendirmesinde ve çözümünde önemli bir unsurdur (116). Kinematik veriye dair olası hataları minimize etmek için RRA analizi bu yüzden gerekli olabilmektedir.

SO analizi ile hareket esnasında eklemlerde oluşan net eklem momentlerinin her bir kasa göre hesaplanmasıyla aktif ve pasif kas kuvvetleri tahmin edilebilmektedir. SO analizine girdi olarak verilen verilerin doğruluğu yüksek olsa da SO analizinden elde edilen zamandan bağımsız kas kuvveti çıktılarının, kasın fizyolojik yapısıyla karşılaştırılması ve doğru şekilde yorumlanması zor bir görevdir (117). Bu çalışmada, RM ve TR sinyallerinin nörofizyolojik yanıtların yansması olduğu varsayılmıştır. Bu noktada, hassas bir fizyolojik çıktı üzerinde çalışıldığı

varsayılmaktadır. Buna göre analizler, SO analizinden elde edilen kas kuvveti çıktısının fizyolojik hassaslığa uygun olduğu varsayımı altında yapılmaktadır.

Opensim bünyesinde bulunan SO analizinde Hill-türü kas modeli kullanılmaktadır (118) (Şekil 3.16.). Bu modele göre toplam kas kuvveti ( $F^K$ ) aktif ve pasif kas kuvvetleri toplamına eşittir. Sırasıyla kasılabilir bileşen (KB) ve pasif bileşen (PB) bu kuvvetlerden sorumludur. KB'nin kuvvet üretimi kas fibril uzunluğuna ( $l^K$ ), kasılma hızına ( $v^K$ ) ve kas fibrillerinin aktivasyon düzeyine ( $a(t)$ ) bağlıdır.



Şekil 3.16. Hill-türü kas modeli temsili.

SO analizinde, kas fibrillerinin uzunluk-hız özellikleri kullanılarak aktivasyon düzeylerine göre kas kuvveti çıktıları elde edilmektedir. SO analizinde bu hesaplama, kasm uzunluk-hız sınırlılıkları içerisinde (Formül 3.8.) ve kas fibrillerinin aktivasyon düzeyi minimize edilerek (Formül 3.9.) yapılmaktadır.

$$\sum_{K=1}^n [a_K f(F_K^0, l_K, v_K)] r_{m,e} = T_e \quad (3.8.)$$

$$J = \sum_{K=1}^n (a_K^p) \quad (3.9.)$$

Verilen formüllerde  $n$  modeldeki kas sayısını,  $a_K$  kesikli zamandaki kas aktivasyon düzeyini,  $F_K^0$  kasın izometrik kuvvetini,  $l_K$  kasın fibril uzunluğunu,  $v_K$  kasılma hızını,  $f(F_K^0, l_K, v_K)$  kasın kuvvet-uzunluk-hız özellik fonksiyonunu,  $r_{m,e}$  ilgili eklemin moment kolunu,  $T_e$  o ekleme etki eden kuvvetini,  $a_K$  kas aktivasyonunu,  $J$  optimizasyon kriterini ve  $p$  kullanıcı tarafından belirlenen kas aktivasyonunu minimize eden performans kriteri sabitini (bu çalışma kapsamında performans kriteri olarak kas aktivasyonun karesi minimize edilmiştir; yani,  $p = 2$  (117)) belirtmektedir. İhtiyaç duyulan parametrelerin hepsi kullanılan *generic* model içerisinde bulunmakta, sakin duruş ve sıçramaya hazırlık evresi için gerekli özellikleri taşımaktadır.

SO analizi sonucu elde edilen aktif-pasif kas kuvvetlerinin 40 sn boyunca postür kontrolü fazında RM-TR değişkenleri ile ve 800 ms boyunca postüral düzenlemeler ile ilişkisine bakabilmek için, değerleri standartlaştırmak gerekmektedir. Bunun için aktif ve pasif kas kuvvetleri normalize edilmiştir (Formül 3.10.). Kullanılan istatistiksel analizlerde, aktif ve pasif kas kuvveti toplamının %100 olması ve istatistiksel analizlerde aynı sonuçları vermesi nedeniyle normalize aktif kas kuvveti kullanılmıştır.

$$\text{Normalize Aktif Kas Kuvveti} = \frac{\text{Aktif Kas Kuvveti}}{\text{Aktif Kas Kuvveti} + \text{Pasif Kas Kuvveti}} \quad (3.10.)$$

### 3.4.9 Verilerin Analizi Sonucu Araştırmadan Çıkarılan Denemeler ve Katılımcılar

Tüm verilerin analizi sonucunda Katılımcı 7'e ait hem yüzeyel EMG hem de kinematik verilerin kalitesinin istenen düzeyde olmamasından dolayı, Katılımcı 7'e ait tüm ölçümler araştırma kapsamından çıkarılmıştır. Bunun dışında araştırma kapsamından çıkarılan başka bir deneme ya da katılımcı olmamıştır.

### 3.4.10 İstatistiksel Analizler

Çalışmada RM-TR değişkenleri, aktif-pasif kas kuvvetleri ve APA, EPA, ko-aktivasyon değerlerine yönelik yapılan analizlerde; değişkenlerin normal dağılım durumları örneklem sayısı 50'den küçük olduğu durumlarda Shapiro – Wilk, büyük olduğu durumlarda Kolmogorov Smirnov testleri ile belirlenmiştir. Testler sonucunda

verilerin normal dağılım gösterdiği analizlerde varyansların homojenliği Levene testi ile belirlenmiştir.

Çalışmada yapılan bütün analizler iki grup arasında yapılmıştır. Buna göre, normallik ve varyansların homojenli varsayımlarının sağlandığı durumlarda gruplar arası karşılaştırmada bağımsız gruplarda t testi (iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi), sağlanmadığı ya da örneklem gruplarının az olduğu ( $n < 30$ ) durumlarda Mann-Whitney U testi uygulanmıştır.

Çalışmada yapılan iki grup arasındaki korelasyon analizlerinde normallik varsayımının sağlandığı durumlarda Pearson korelasyon katsayısı, sağlanmadığı durumlarda Spearman sıra katsayısı kullanılmıştır. İstatistiksel analizlerde anlamlılık düzeyi  $\alpha = 0.05$  olarak kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1 RM-TR Değişkenlerinin Zamansal Kesinlik ve Belirsizlikteki Sakin Duruş ile Harekete Hazırlık Safhası Davranışları

RM-TR değişkenlerinin, Kİ ve İU protokollerinde FAZ 1 ve FAZ 2 ait elips alanlarına (EA) ait Shapiro-Wilk normallik testi sonucuna göre gruplar normal dağılım göstermemektedir (Tablo 4.1.).

**Tablo 4.1.** RM – TR değişkenlerinin elips alanlarına ait normallik testi sonuçları.

Protokol	Değişken-FAZ	İstatistik	p
Kİ	RM FAZ 1	,875	,001
	RM FAZ 2	,927	,022
	TR FAZ 1	,716	,000
	TR FAZ 2	,868	,001
İU	RM FAZ 1	,885	,002
	RM FAZ 2	,875	,001
	TR FAZ 1	,813	,000
	TR FAZ 2	,777	,000

Shapiro-Wilk normallik testi sonuçlarına göre RM-TR'ye ait elips alanlarının protokol ve faza göre dört farklı durumda normal dağılım göstermemektedir ( $p < 0,05$ ). Sonuçlar parametrik test varsayımlarına uymamaktadır. Bu nedenle, protokoller ve fazlara göre RM-TR'ye ait elips alanlarının karşılaştırılması için bağımsız iki grupta Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Araştırma Hipotezi 1'e (İki seviyeli postür kontrol mekanizması harekete hazırlık safhasında zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilenir) yönelik yapılan istatistiksel analizin sonucu Tablo 4.2.'de sunulmuştur.

Tablo 4.2.'de görüldüğü üzere harekete hazırlık safhasında (FAZ 2), zamansal kesinlik ve belirsizlik durumları altında, RM-TR'e ait elips alanı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 4.2.** Harekete hazırlık safhasında (FAZ 2) RM-TR'e ait elips alanlarının çalışma protokolüne göre karşılaştırma sonuçları.

Protokol	EA (FAZ 2)	Ort $\pm$ SS (mm <sup>2</sup> )	U	Z	p
Kİ	RM	549,903 $\pm$ 286,097	537,000	-,887	,375
	İU	599,650 $\pm$ 270,921			
Kİ	TR	145,389 $\pm$ 74,544	594,000	-,217	,828
	İU	159,111 $\pm$ 108,611			

Araştırma Hipotezi 2'e (İki seviyeli postür kontrol mekanizması sakın duruş ve hareket hazırlık safhalarında değişir) yönelik yapılan istatistiksel analizin sonucu Tablo 4.3.'te sunulmuştur.

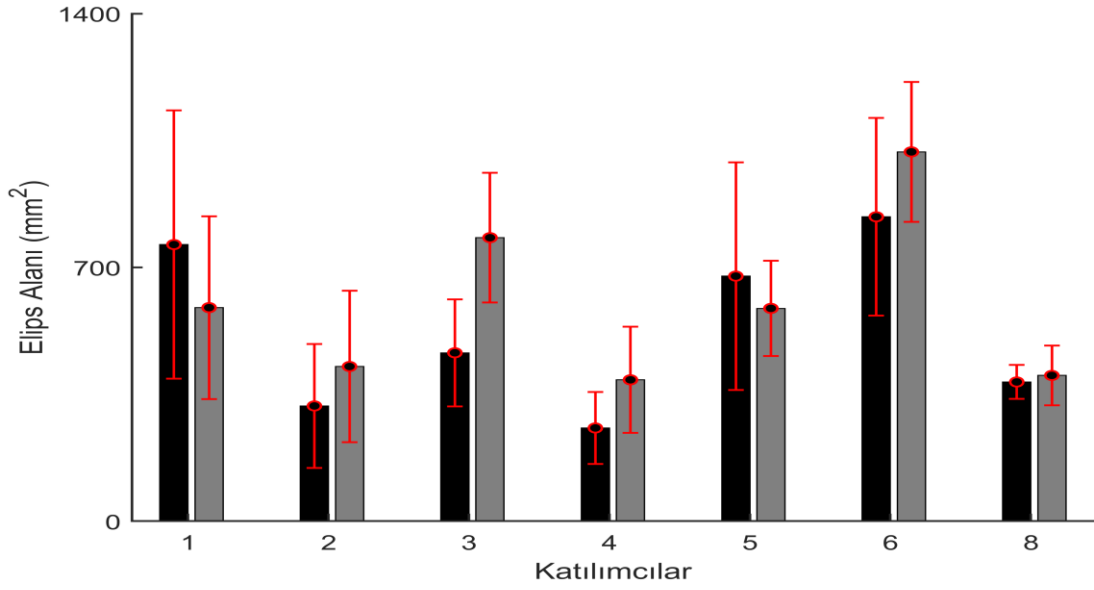
**Tablo 4.3.** Sakın duruş ve hazırlık safhasında RM-TR'e ait elips alanı karşılaştırma sonuçları.

Protokol	EA	Ort $\pm$ SS	U	Z	p
Kİ	RM FAZ 1	562,320 $\pm$ 318,369	611,000	-,018	,986
	RM FAZ 2	549,903 $\pm$ 286,097			
	TR FAZ 1	160,884 $\pm$ 111,179	576,000	-,429	,668
	TR FAZ 2	145,389 $\pm$ 74,544			
İU	RM FAZ 1	529,201 $\pm$ 300,586	494,000	-,392	,164
	RM FAZ 2	599,650 $\pm$ 270,921			
	TR FAZ 1	173,238 $\pm$ 120,451	595,000	-,206	,837
	TR FAZ 2	159,111 $\pm$ 108,611			

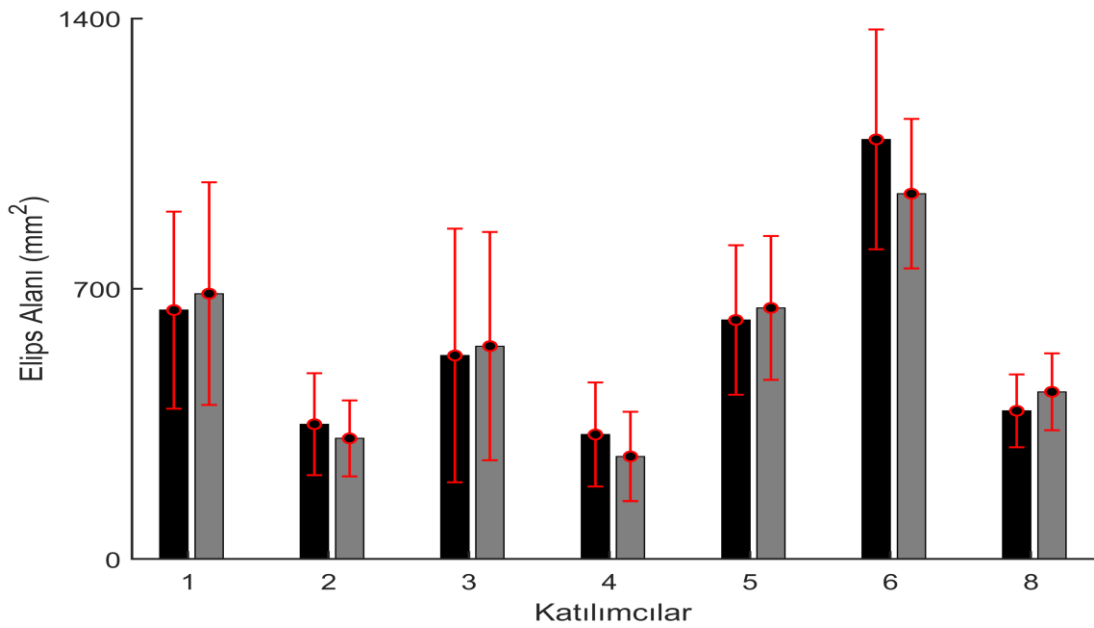
Tablo 4.3.'te sunulan bilgiler ışığında, sakın duruş (FAZ 1) ve hazırlık safhalarının (FAZ 2) RM-TR'e ait elips alanı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). İstatistiksel olarak fazlar arasında anlamlı bir fark bulunmasa da, her katılımcının İK ve İU protokollerinde RM-TR elips alanları değişimlerinin fazlara göre dağılımı sırasıyla Şekil 4.1., Şekil 4.2., Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'de gösterilmiştir.

Şekil 4.1.'de görüldüğü üzere, İU protokolünde fazlara göre her katılımcıda benzer artış ya da azalış eğilimi görülmemektedir. Ancak, 5 katılımcının harekete hazırlık fazında sakın duruş fazına göre RM'e ait elips alanlarında artış gözlenmektedir. Kİ protokolünde Şekil 4.2.'de belirtildiğine göre, RM'e ait elips alanlarının fazlara göre değişiminin katılımcılar arasında benzer bir eğilimi olmadığı görülmektedir.



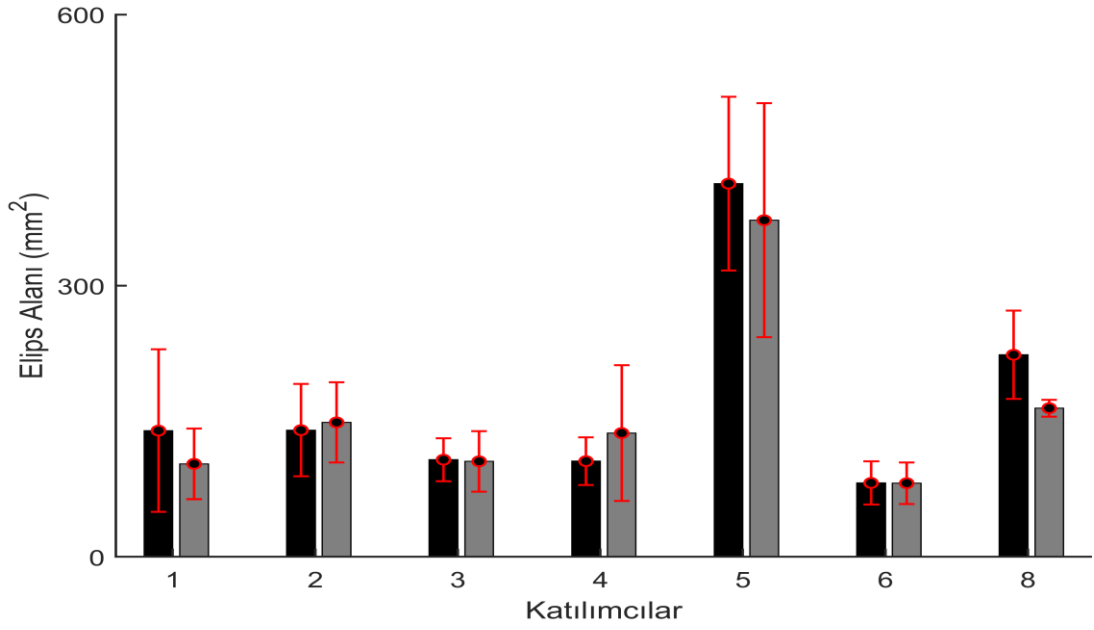


**Şekil 4.1.** İU protokolünde RM'ye ait elips alanı ortalama  $\pm$  standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.

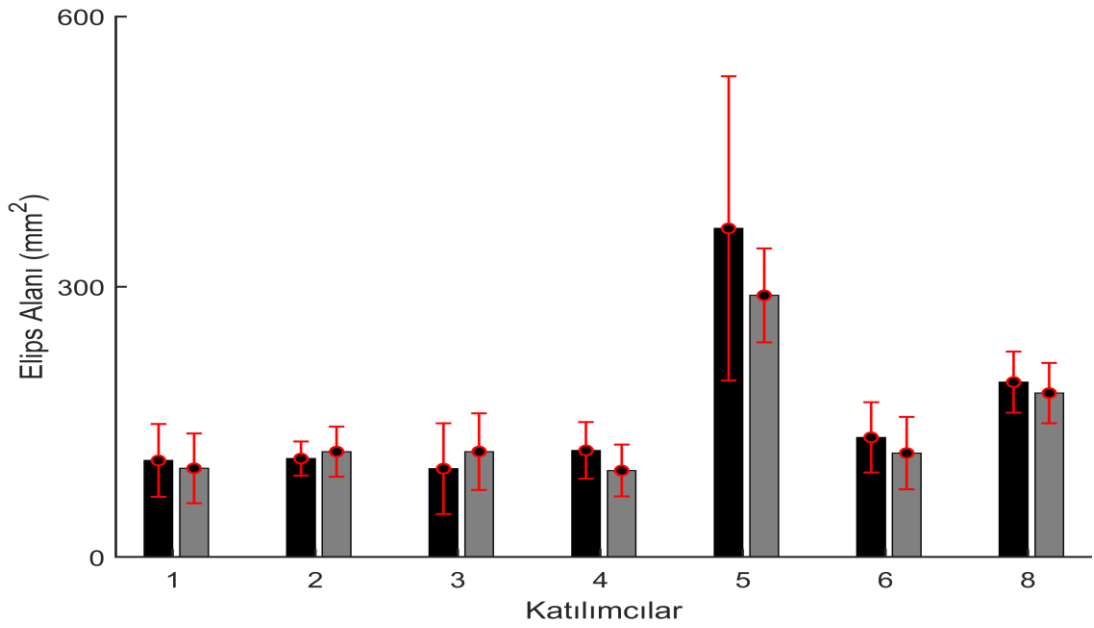


**Şekil 4.2.** Kİ protokolünde RM'ye ait elips alanı ortalama  $\pm$  standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.

Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'te TR'e ait elips alanı metriğinin sırasıyla İU ve Kİ protokollerinde fazlara göre değişimi verilmiştir. Buna göre, her iki protokol durumunda fazlar arasında TR'e ait elips alanı metriğinde, bütün katılımcılar için benzer artış ya da azalış eğilimi görülmemektedir.



**Şekil 4.3.** İU protokolünde TR'ye ait elips alanı ortalama  $\pm$  standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.



**Şekil 4.4.** KI protokolünde TR'ye ait elips alanı ortalama  $\pm$  standart sapmalarının FAZ 1 (siyah) ve FAZ 2'ye (gri) göre dağılımı.

## 4.2 Postüral Düzenlemelerin Harekete Hazırlık Safhasında Zamansal Kesinlik ve Belirsizlikteki Davranışı

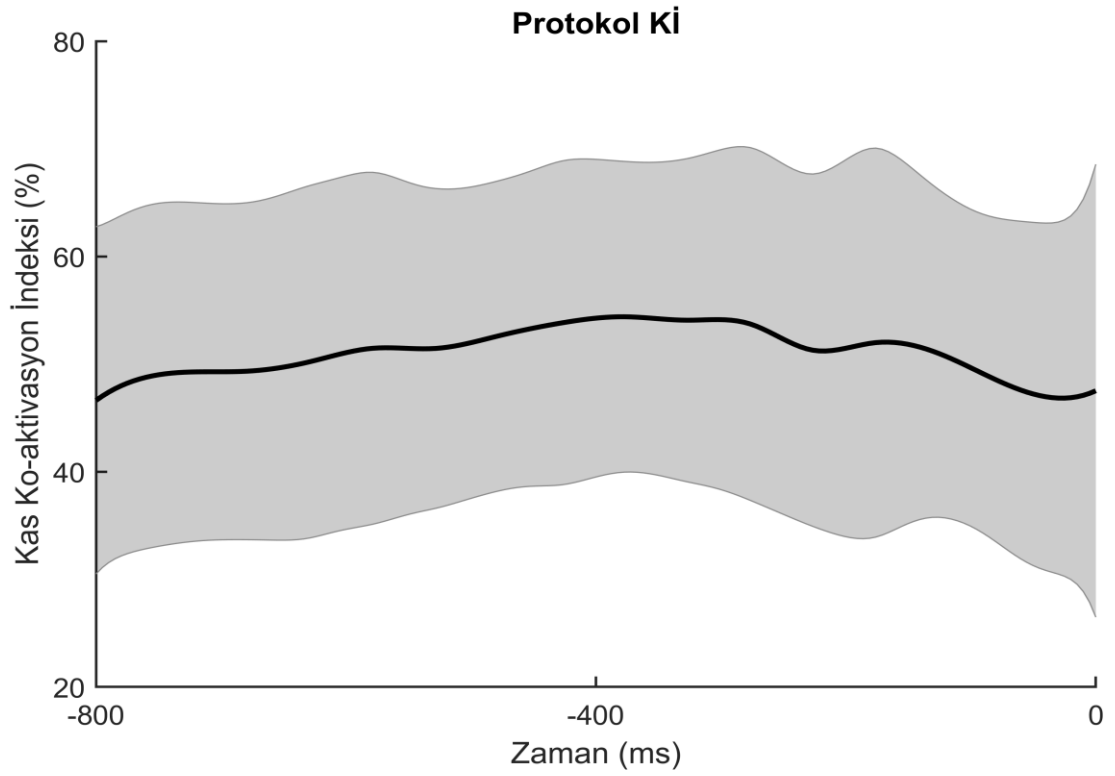
Araştırma Hipotezi 3'e (Postüral düzenlemeler harekete hazırlık safhasında zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilenir) yönelik, Klous ve ark. (13) önerdiği yöntemin kullanılarak APA ve EPA ait zaman ve büyüklük özellikleri saptanmaya çalışılmıştır. Ancak, çalışmada kullanılan dokuz farklı kasta her katılımcı için APA ve EPA bakımından ortak kas aktivasyonu eğilimi saptanamamıştır. Bunun sonucu olarak, çalışmada harekete hazırlık safhasında APA ve EPA hesaplanamamıştır.

Araştırma Hipotezi 3'e yönelik olarak hareketin başlangıcından 800 ms önceki (13) süre içerisinde, kas ko-aktivasyonuna ait alan hesaplamasına yönelik yapılan analizlerin normallik testi sonuçları Tablo 4.4.'de sunulmuştur.

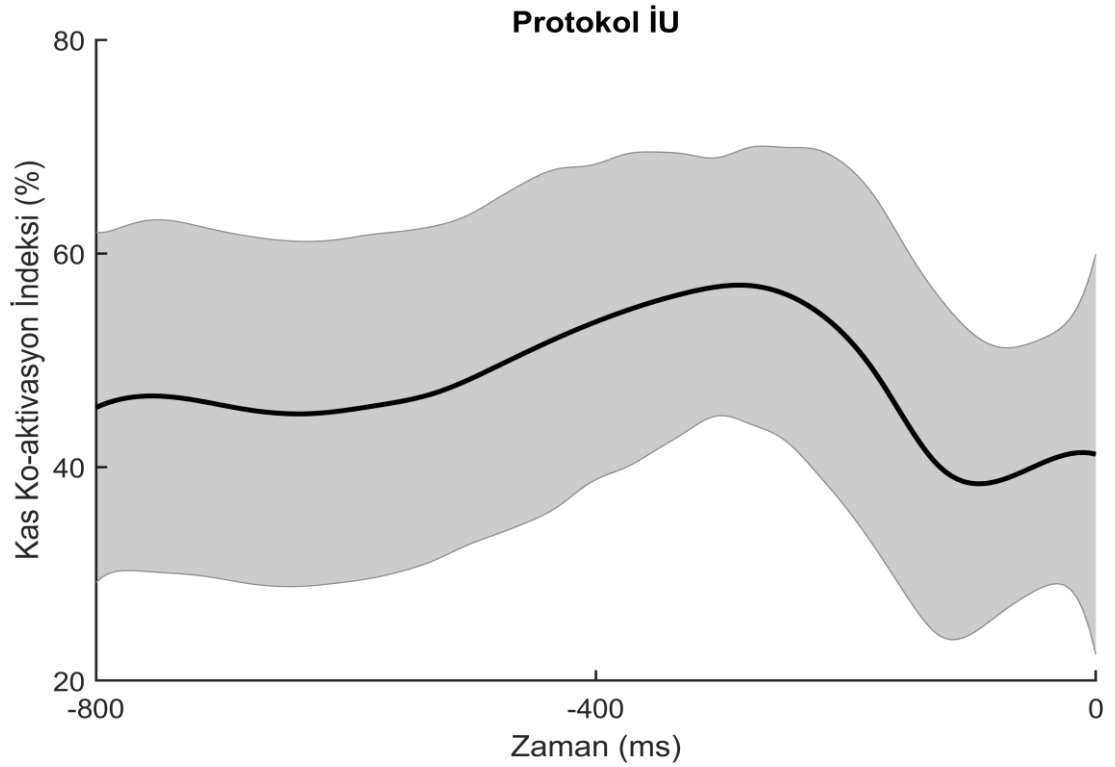
**Tablo 4.4.** Katılımcıların kas ko-aktivasyon alan değerlerine ait normallik testi sonuçları.

Protokol	n	İstatistik	p
Kİ	35	,945	,703
iU	35	,978	,077

Kas ko-aktivasyonu hesaplamalarına ait Shapiro-Wilk normallik testi sonuçlarına göre veriler normal dağılım göstermektedir. Buna göre, kas ko-aktivasyonu alan hesaplamalarının protokoller arasındaki olası farkını ve varyansların homojen dağılım durumunu hesaplamak amacıyla bağımsız gruplar T testi ve Levene homojenlik testi uygulanmıştır. Levene homojenlik testine göre veriler gruplar arasında homojen dağılım göstermişlerdir ( $p = ,938 > = ,05$ ). Bağımsız gruplarda T testi sonucuna göre ise, kas ko-aktivasyonu alan değerlerinin ortalamalarında protokoller arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p = ,203 > \alpha = ,05$ ). Kas ko-aktivasyon yüzdesinin, Kİ ve İU protokollerindeki davranışının tüm katılımcılar için ortalama-standart sapma davranışları sırasıyla Şekil 4.5. ve Şekil 4.6.'da sunulmuştur.



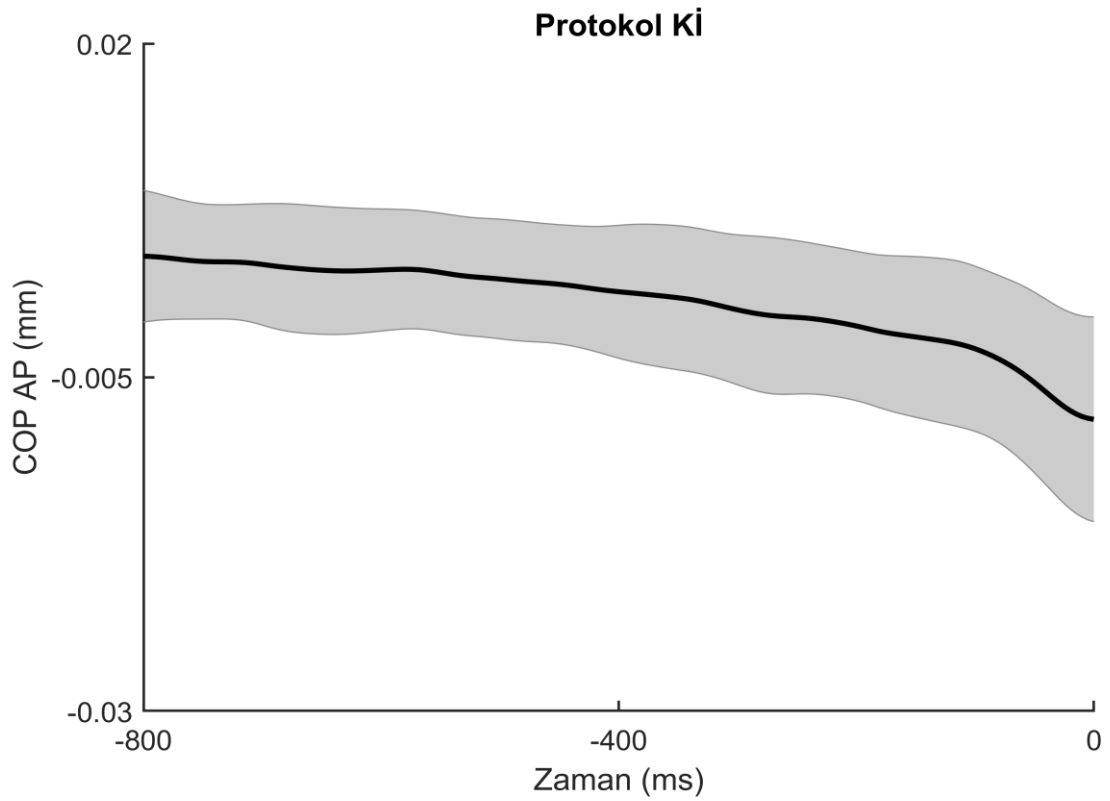
**Şekil 4.5.** Kİ protokolünde harekete hazırlık safhasında katılımcıların kas ko-aktivasyonu davranışı.



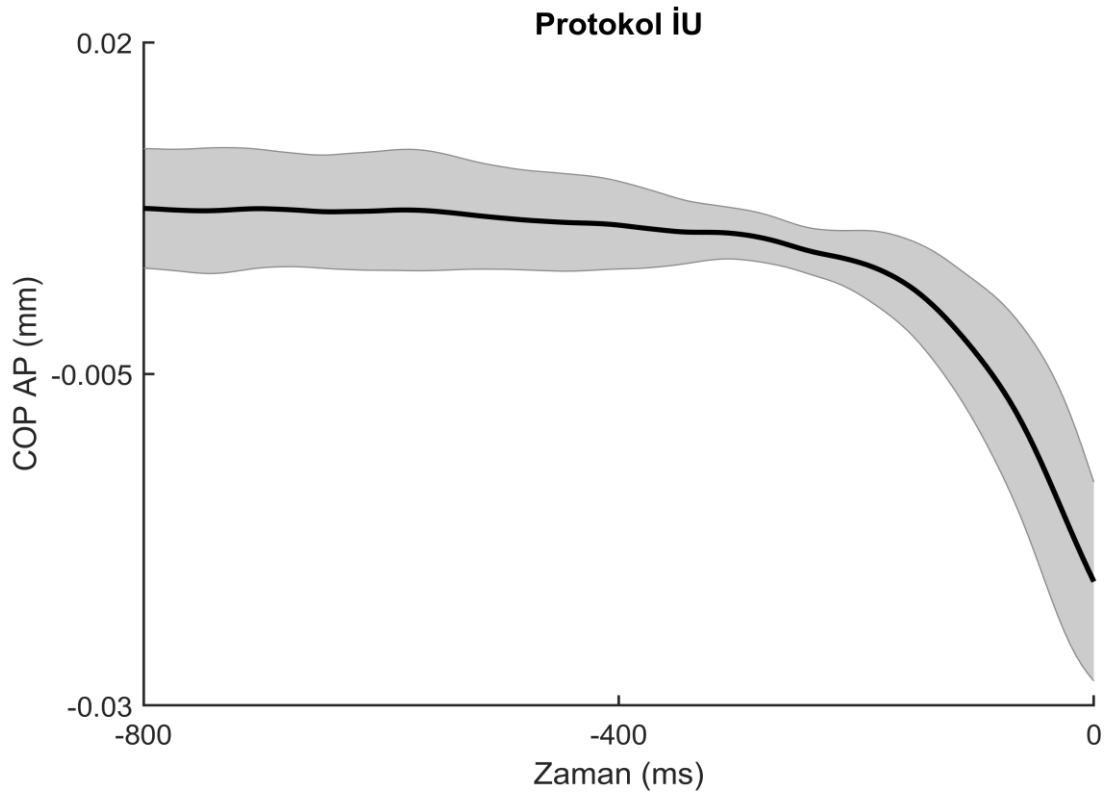
**Şekil 4.6.** İÜ protokolünde harekete hazırlık safhasında katılımcıların kas ko-aktivasyonu davranışı.

Şekil 4.5. ve Şekil 4.6’da görüldüğü üzere, harekete hazırlık safhasında Kİ protokolünde ortalama kas ko-aktivasyonu serisi İU protokolünden fazladır. İstatistiksel olarak protokoller arası anlamlı bir fark bulunmasa da motor kontrol alanı için önemli bir farklılık olduğu düşünülmektedir.

Harekete hazırlık safhasında katılımcıların, Kİ ve İU protokollerinde postüral düzenlemeler ile ilişkili olduğu düşünülen  $COP_{AP}$  ortalama–standart sapma davranışları Şekil 4.7. ve Şekil 4.8.’de sunulmuştur.



Şekil 4.7. Kİ protokolünde harekete hazırlık safhasında  $COP_{AP}$  davranışı.



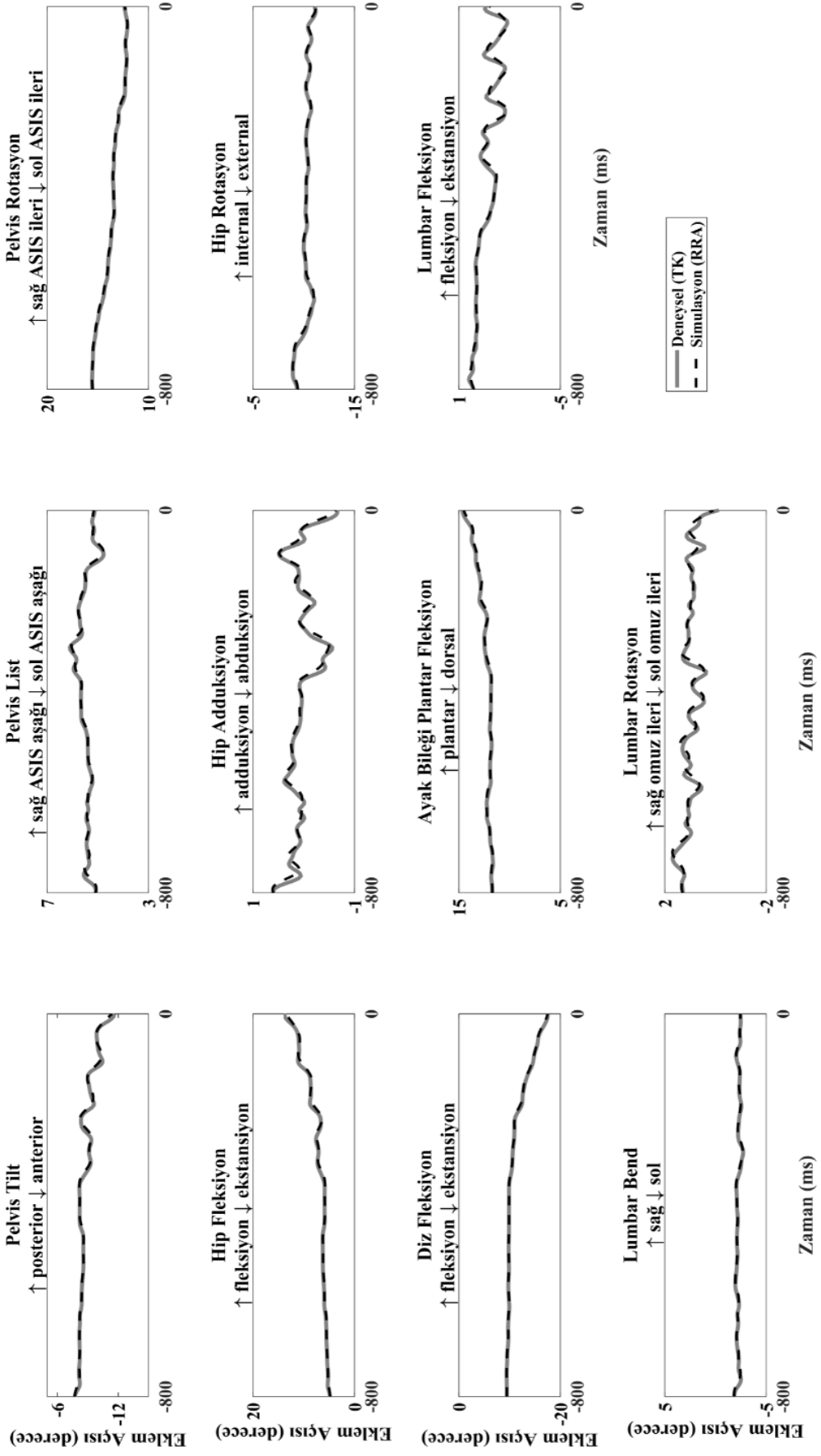
**Şekil 4.8.** İU protokolünde harekete hazırlık safhasında  $COP_{AP}$  davranışı.

Şekil 4.7. ve Şekil 4.8.'den elde edilen bilgiye göre, hareket hazırlıkta İU protokolünde -300 ms ile -200 ms arasında keskin bir azalış; Kİ protokolünde İU protokolündeki kadar keskin olmasa da hareketin başlangıç zamanına doğru azalış görülmektedir.

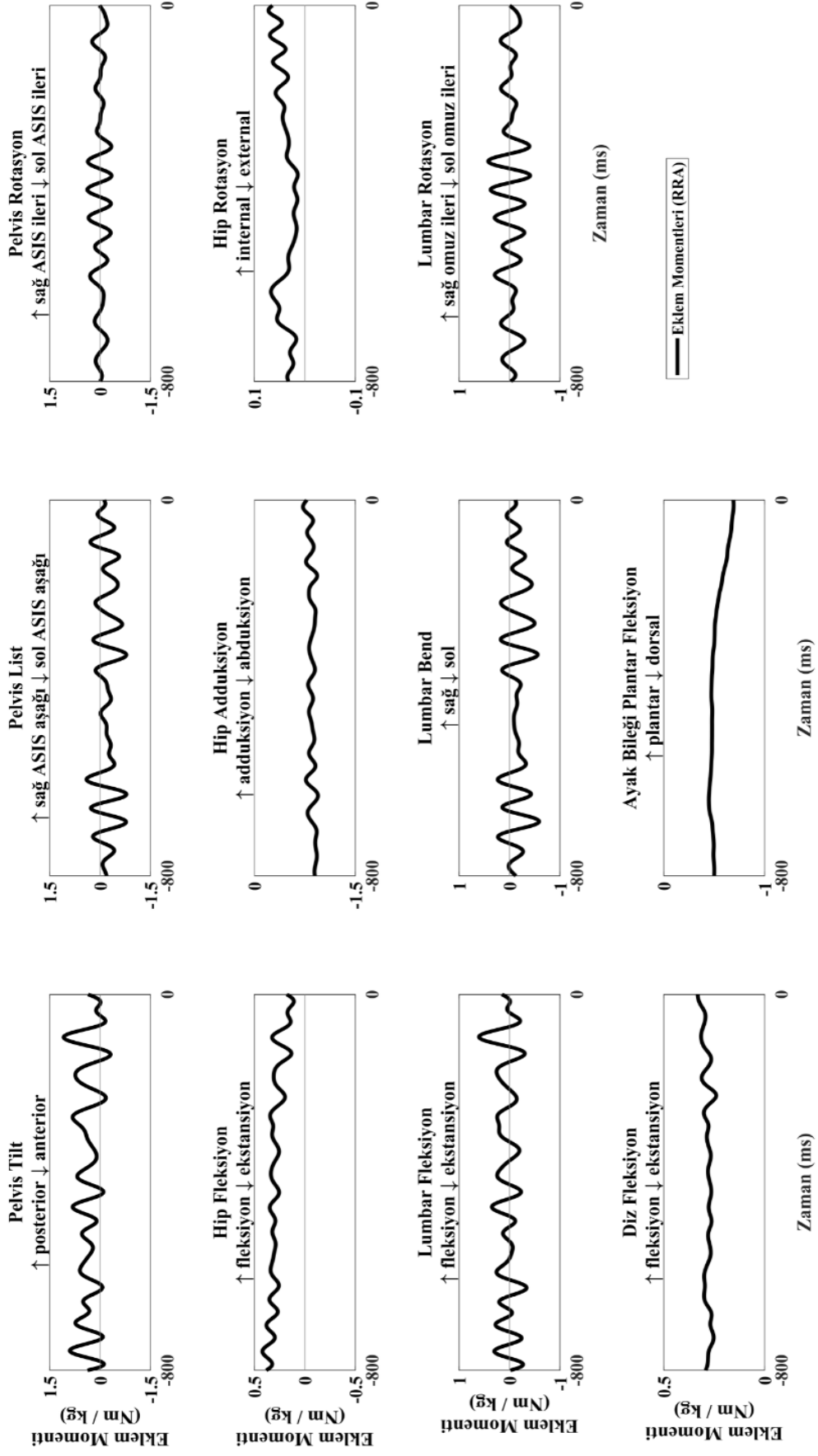
### **4.3 Ters Kinematik ve RRA Analizi Sonucu Düzenlenen Kinematik Veri Sonuçları**

Ters kinematik ve RRA analizi sonucu düzenlenen eklem kinematiklerinin karşılaştırması Şekil 4.9.'da sunulmuştur. Şekil 4.10.'da Katılımcı 4'e ait harekete hazırlık safhasında Kİ protokolünde eklem momentleri temsili olarak sunulmuştur.

Şekil 4.9. Ters kinematik (TK) ve RRA analizine ait kinematik sonuçların karşılaştırılması.



Şekil 4.10. Katılımcı 4'e ait harekete hazırlıkta Kİ protokolünde RRA analizine göre eklem momentleri.





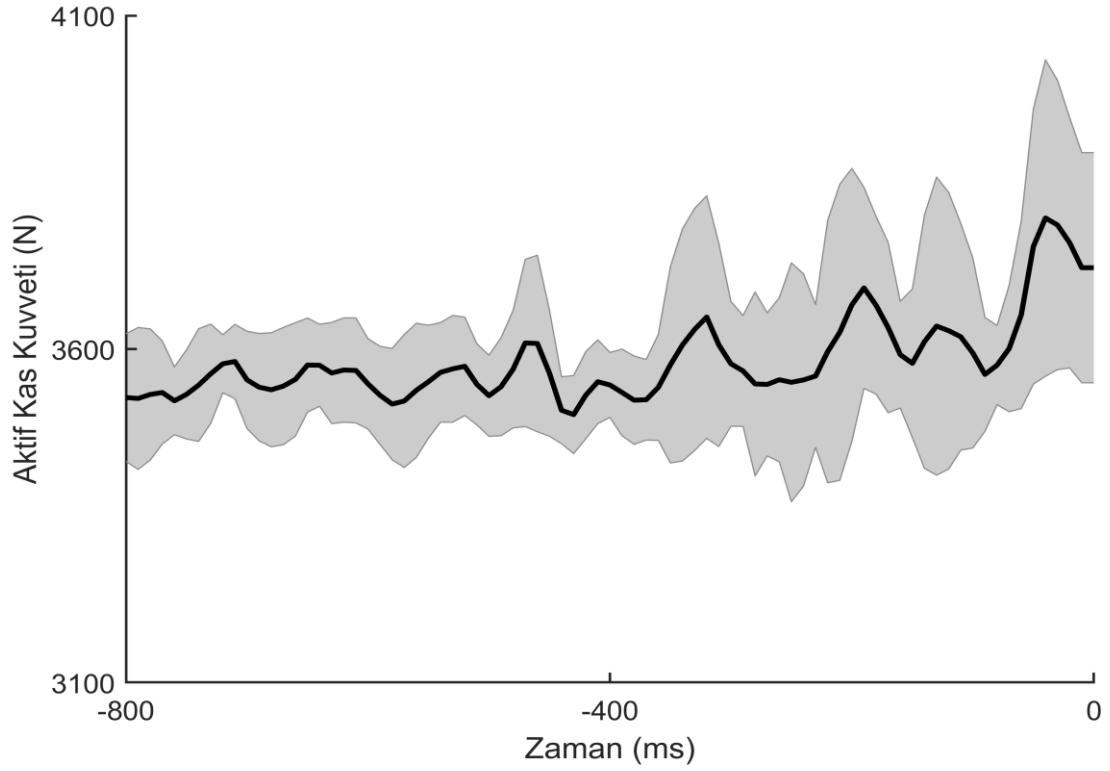
#### 4.4 Aktif ve Pasif Kas Kuvvetlerinin Harekete Hazırlık Safhasında Zamansal Kesinlik ve Belirsizlikteki Davranışı

Araştırma Hipotezi 4'e (Harekete hazırlık safhasında aktif ve pasif kas kuvvetleri zamansal kesinlik ve belirsizlik durumlarında farklıdır) yönelik normalize aktif ve pasif kas kuvvetlerinin Kİ ve İU protokollerinde, hareketin başlangıcından önce ki 800 ms süresince alan bakımından istatistiksel karşılaştırılmaları Tablo 4.5.'de sunulmuştur. Katılımcıların her bir protokole ait tek denemelerinin analiz edildiği bu istatistiksel karşılaştırmada, her grubun örneklem sayısı ( $n = 7$ ) parametrik test koşullarını sağlamadığından Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

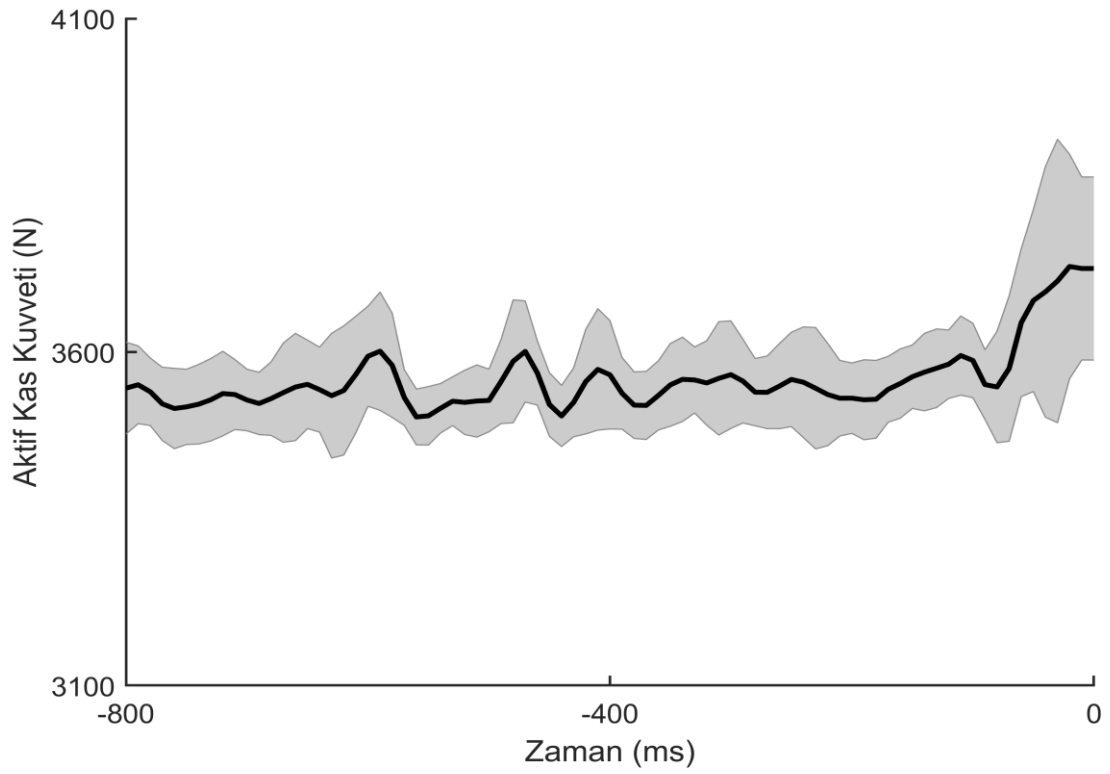
**Tablo 4.5.** Normalize aktif ve pasif kas kuvvetlerinin İU ve Kİ protokollerindeki davranışlarının karşılaştırılması.

Kas Kuvveti	Protokol	n	min	max	U	p
Aktif	İU	7	69,406	75,665	16,000	,277
	Kİ	7	68,357	76,402		
Pasif	İU	7	4,335	10,594	16,000	,277
	Kİ	7	3,598	11,643		

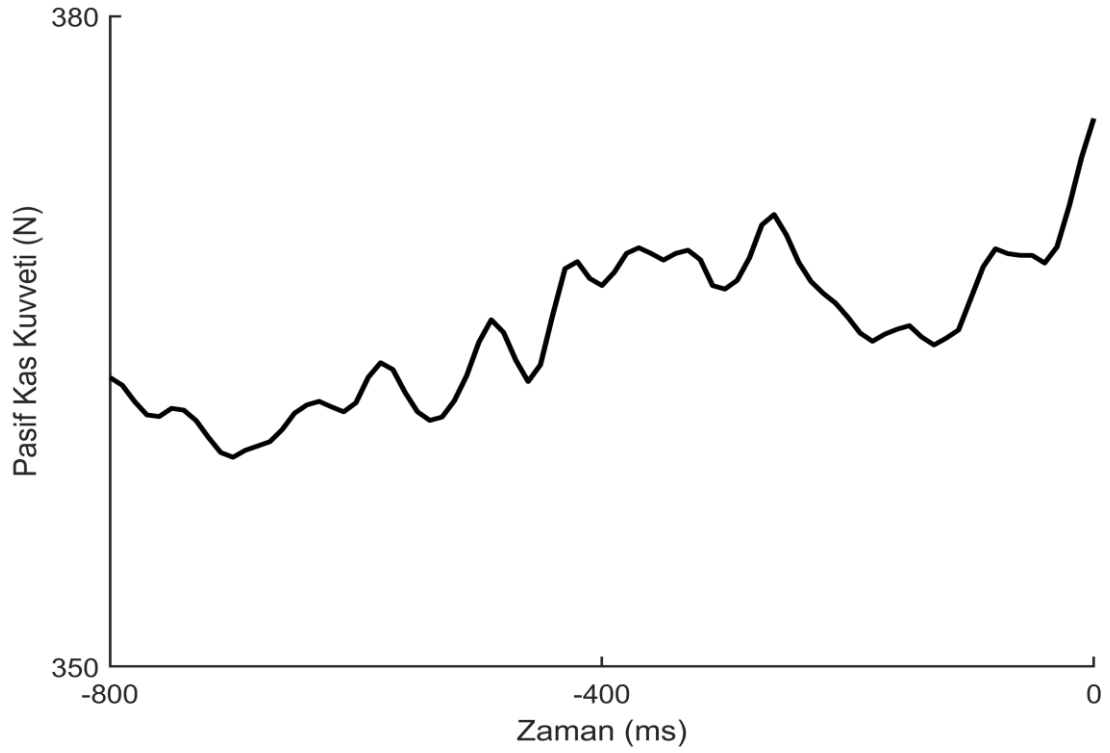
Tablo 4.5'e göre, farklı protokollere ait hazırlık safhalarında, normalize aktif ve pasif kas kuvvetleri protokollerdeki davranışları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farka sahip değildir ( $p = ,277 > \alpha = ,05$ ). Katılımcılara ait normalize ve ham aktif-pasif kas kuvvetlerinin hazırlık safhasında 2 farklı protokoldeki davranışları Şekil 4.11., Şekil 4.12., Şekil 4.13. ve Şekil 4.14.'te sunulmuştur.



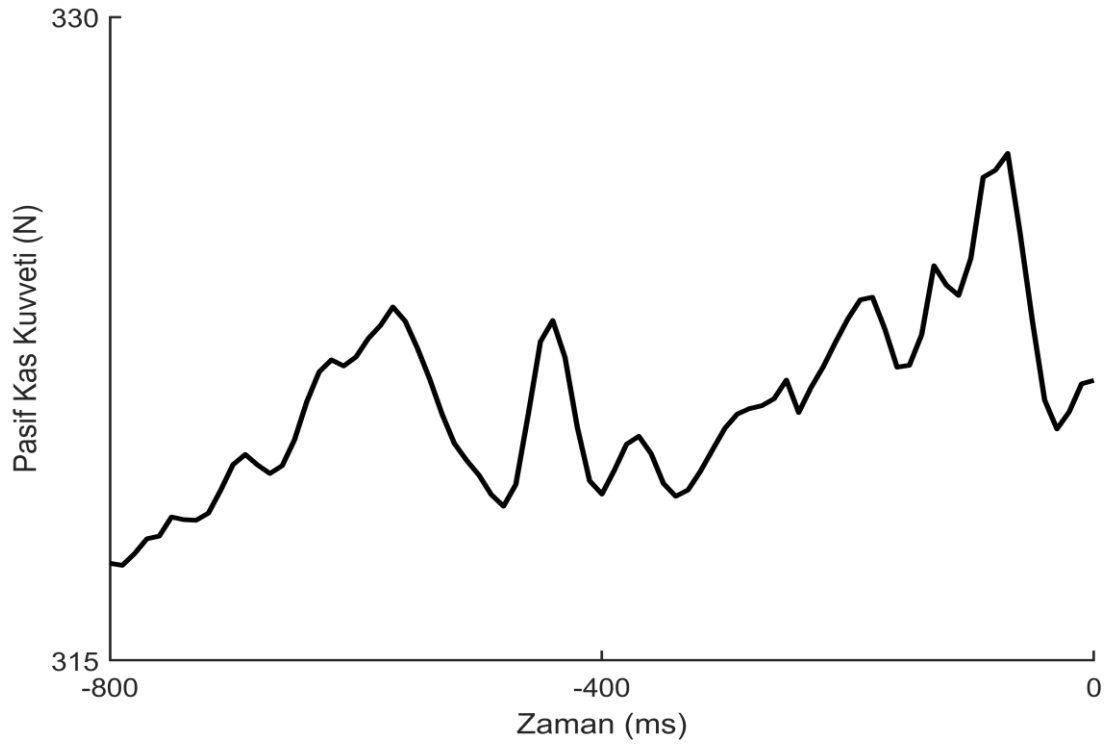
**Şekil 4.11.** Kİ protokolünde harekete hazırlık sırasında, kullanılan modele ait tüm kasların toplam aktif kas kuvvetinin davranışı (ortalama  $\pm$  SS).



**Şekil 4.12.** İU protokolünde harekete hazırlık sırasında, kullanılan modele ait tüm kasların toplam aktif kas kuvveti davranışı (ortalama  $\pm$  SS).



**Şekil 4.13.** Kİ protokolünde harekete hazırlık sırasında kullanılan modele ait tüm kasların toplam pasif kas kuvveti davranışı (ortalama).



**Şekil 4.14.** İÜ protokolünde harekete hazırlık sırasında kullanılan modele ait tüm kasların toplam pasif kas kuvveti davranışı (ortalama).

#### 4.5 Harekete Hazırlık Safhasında Aktif-Pasif Kas Kuvvetleri ve Postüral Düzenlemeler Arasındaki İlişki

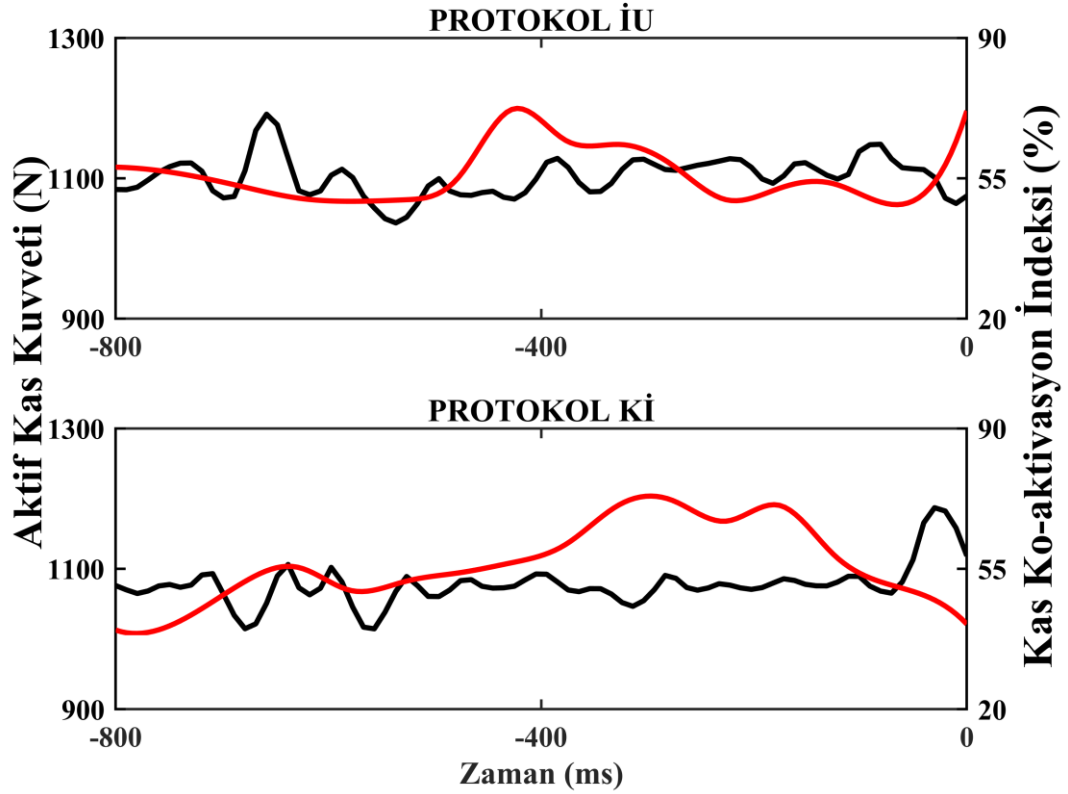
Araştırma Hipotez 5' yönelik (Harekete hazırlık safhasında aktif ve pasif kas kuvvetleri ile postüral düzenlemeler arasında bir ilişki vardır) normalize aktif-pasif kas kuvvetleri ile kas ko-aktivasyonu verilerinin normal dağılım durumunu test etmek için Kolmogorov Smirnov testi ( $n > 50$ ) uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, her bir katılımcının Kİ ve İU protokollerinden seçilen birer denemesine ait aktif kas kuvvetlerinin (toplam kas aktivitesi üzerinden normalizasyon işlemi gerçekleştirildiği için, aktif-pasif kas kuvvetleri korelasyon sonuçları aynıdır) ve kas ko-aktivasyon indekslerinin normal dağılım göstermediği bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Normallik testi sonucuna göre, değişkenler arasındaki ilişkinin saptanmasında Spearman korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Sonuçlar Tablo 4.6.'te sunulmuştur.

**Tablo 4.6.** Harekete hazırlık safhasında İU ve Kİ protokollerine ait denemelerde aktif kas kuvveti ve ko-aktivasyon indeksinin ilişki sonuçları.

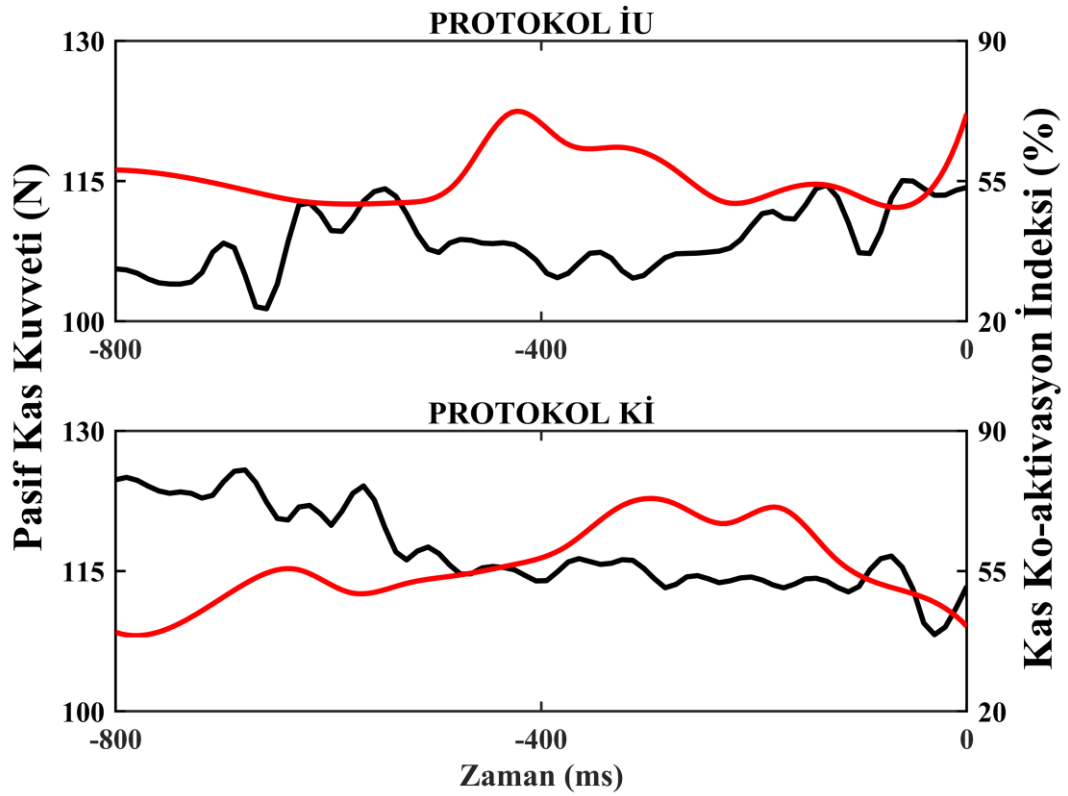
	Protokol	$R_s$	p	İlişki Düzeyi
Katılımcı 1	<i>İU</i>	-,236	,035	Zayıf
	<i>Kİ</i>	,713	,000	Kuvvetli
Katılımcı 2	<i>İU</i>	-,251	,025	Zayıf
	<i>Kİ</i>	,400	,000	Orta
Katılımcı 3	<i>İU</i>	,386	,000	Orta
	<i>Kİ</i>	-,598	,000	Orta
Katılımcı 4	<i>İU</i>	-,129	,254	Zayıf
	<i>Kİ</i>	,036	,754	Zayıf
Katılımcı 5	<i>İU</i>	,607	,000	Orta
	<i>Kİ</i>	-,060	,595	Zayıf
Katılımcı 6	<i>İU</i>	,159	,158	Zayıf
	<i>Kİ</i>	,490	,000	Orta
Katılımcı 8	<i>İU</i>	-,506	,000	Orta
	<i>Kİ</i>	-,541	,000	Orta

Tablo 4.6.'da yedi farklı katılımcının İU ve Kİ protokollerinde harekete hazırlık safhalarında aktif kas kuvveti ve kas-koaktivasyon indeks değerleri karşılaştırılmış. Anlamli ilişki düzeyi dört deneme dışında her deneme için bulunmuştur; ancak, genel olarak anlamli ilişkiler orta düzeyde olup, ilişki yönü ortak

bir eğilim göstermemektedir. Harekete hazırlık safhasındaki postüral davranışları daha net görebilmek için Tablo 4.6’da her 2 protokol sonuçları istatistiksel olarak anlamlı bulunan katılımcılardan Katılımcı 1’in temsili olarak harekete hazırlık safhasında İU ve Kİ protokollerindeki aktif-pasif kas kuvveti ve ko-aktivasyon davranışları sırasıyla Şekil 4.15. ve Şekil 4.16.’da sunulmuştur.



**Şekil 4.15.** Katılımcı 1’e ait harekete hazırlık safhasında protokollere göre modele ait tüm kasların toplam aktif kas kuvvet (siyah) ve kas ko-aktivasyonu davranışı (kırmızı).



**Şekil 4.16.** Katılımcı 1'e ait harekete hazırlık safhasında protokollere göre modele ait tüm kasların toplam pasif kas kuvveti (siyah) ve kas ko-aktivasyonu davranışı (kırmızı).

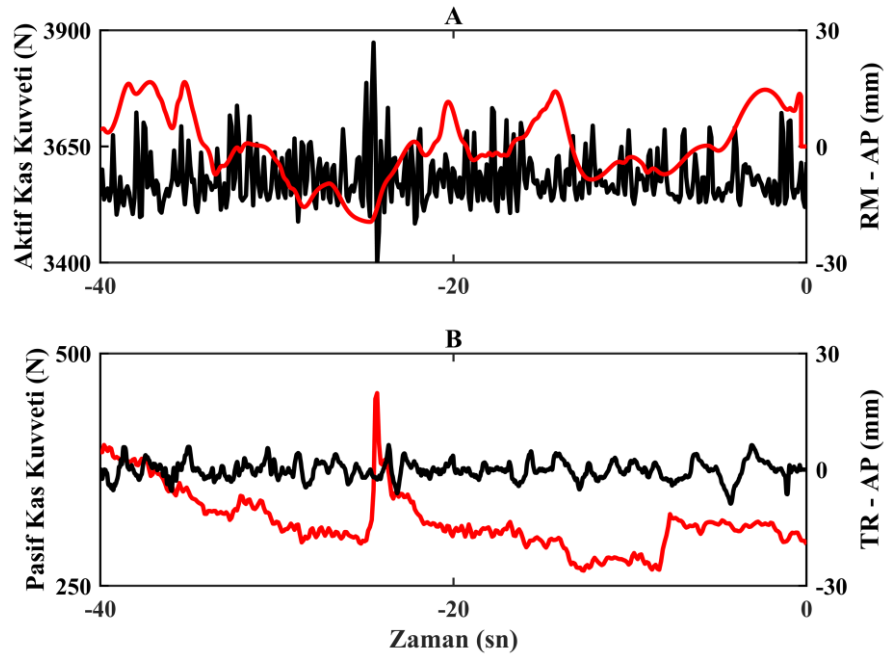
#### 4.6 İki Seviyeli Postür Kontrol Mekanizması ve Aktif-Pasif Kas Kuvveti İncelemesi

Hipotezi 6'ya yönelik (İki seviyeli postür kontrol mekanizması ile aktif ve pasif kas kuvvet davranışı arasında ilişki vardır) yapılan analizde, harekete başlangıçtan önceki 40 sn alınmış; bu süre kapsamında her katılımcının tek denemesi seçilmiştir. Elde edilen verilerin Shapiro-Wilk normallik testi sonuçlarında, verilerin normal dağılım gösterdiği bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). Buna göre, normalize RM-aktif kas kuvveti ve normalize TR-pasif kas kuvveti değişkenleri arasındaki Pearson korelasyon testi sonuçları Tablo 4.7.'de sunulmuştur.

**Tablo 4.7.** Normalize RM-aktif kas kuvveti ve normalize TR-pasif kuvveti arasındaki ilişki düzeyleri.

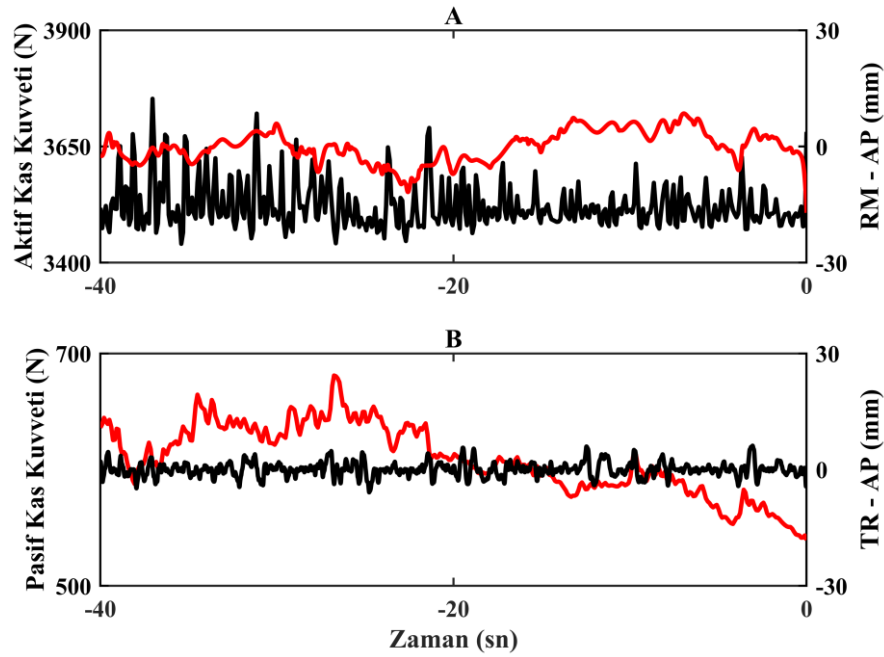
	<b>Değişkenler</b>	<b>Korelasyon Katsayısı</b>	<b>p</b>	<b>İlişki Düzeyi</b>
<b>Katılımcı 1</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	,588	,000	<b>Orta</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	-,353	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	-,434	,000	<b>Orta</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	-,053	,291	<b>Zayıf</b>
<b>Katılımcı 2</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	-,771	,000	<b>Kuvvetli</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	,401	,000	<b>Orta</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	,295	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	-,505	,000	<b>Orta</b>
<b>Katılımcı 3</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	-,380	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	-,177	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	,078	,122	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	,359	,000	<b>Zayıf</b>
<b>Katılımcı 4</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	,800	,000	<b>Kuvvetli</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	,301	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	-,135	,007	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	-,021	,683	<b>Zayıf</b>
<b>Katılımcı 5</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	,228	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	,283	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	-,248	,000	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	-,189	,000	<b>Zayıf</b>
<b>Katılımcı 6</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	-,669	,000	<b>Orta</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	,143	,005	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	,705	,000	<b>Kuvvetli</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	,315	,000	<b>Zayıf</b>
<b>Katılımcı 8</b>	<i>RM (AP) - Aktif</i>	,425	,000	<b>Orta</b>
	<i>RM (ML) - Aktif</i>	,534	,000	<b>Orta</b>
	<i>TR (AP) - Pasif</i>	-,090	,073	<b>Zayıf</b>
	<i>TR (ML) - Pasif</i>	-,353	,000	<b>Zayıf</b>

Tablo 4.7'deki sonuçlara göre, iki seviyeli postür kontrol mekanizması ile normalize aktif-pasif kas kuvvetleri arasında, AP ve ML yönlerinde bütün katılımcıların için anlamlı ortak bir sonuç bulunamamıştır. Ancak, elde edilen verilerin istatistiksel test sonuçlarının yanı sıra grafiksel olarak da davranışlarının incelenmesinin önemli olduğu düşünülmektedir. Buna bağlı olarak, her katılımcıya ait AP yönünde normalize RM-aktif kas kuvveti ve TR-pasif kas kuvveti grafikleri aşağıda sunulmuştur.

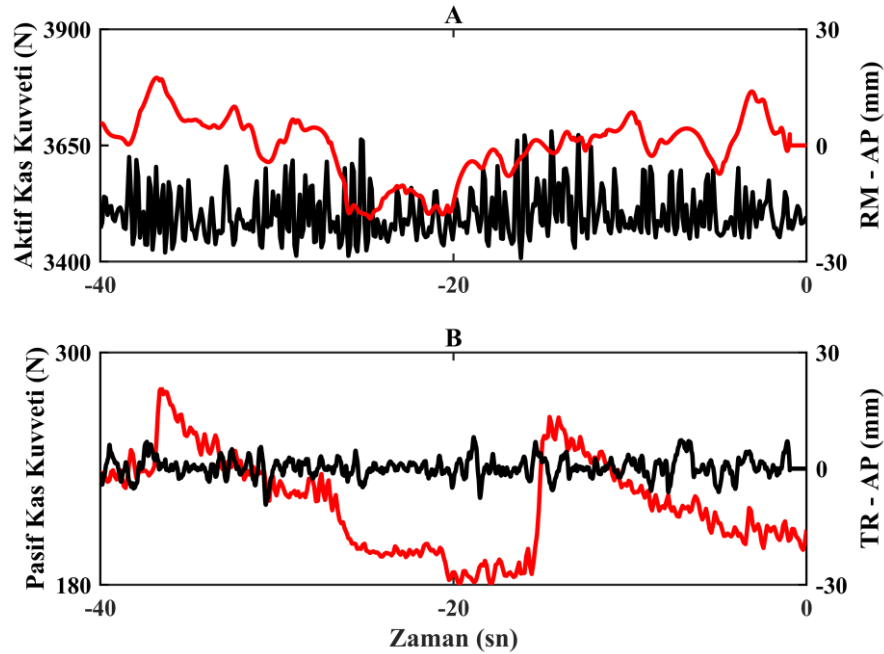


**Şekil 4.17.** Katılımcı 1'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.

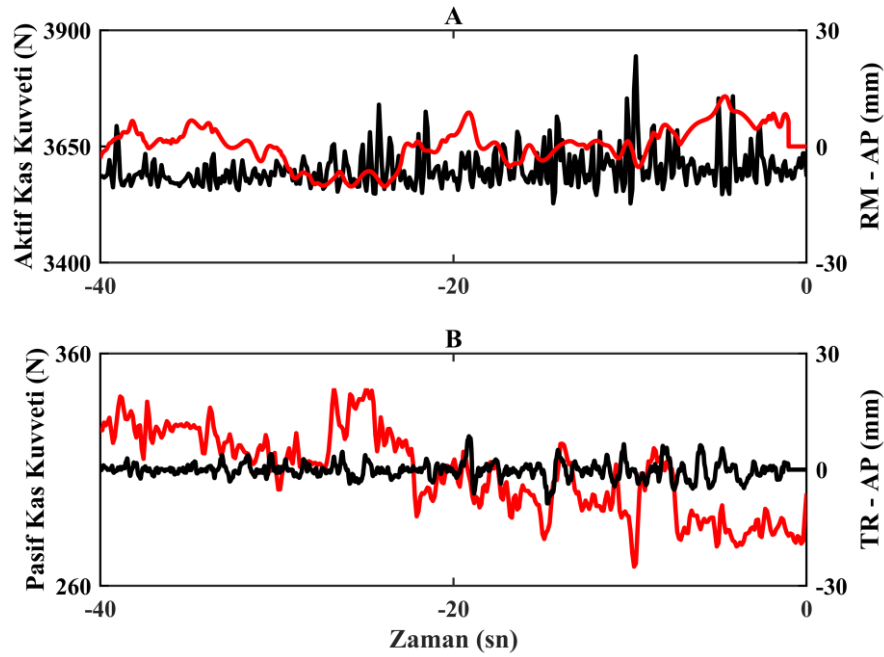




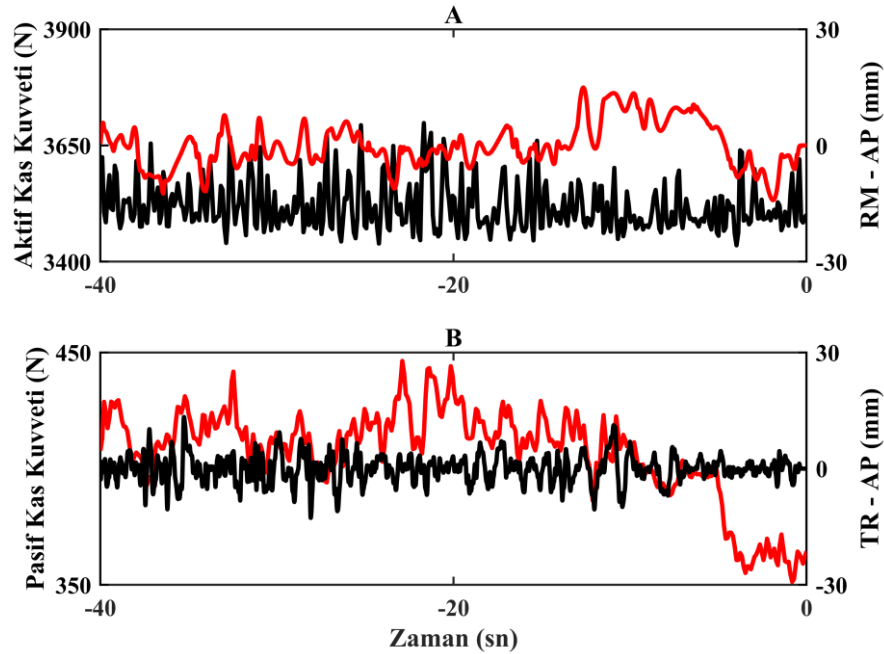
**Şekil 4.18.** Katılımcı 2'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.



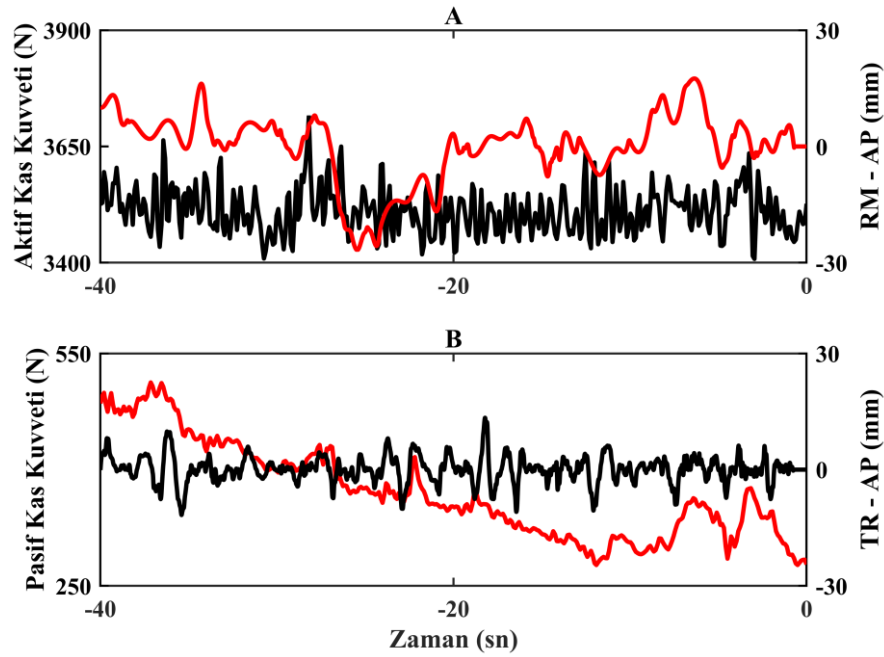
**Şekil 4.19.** Katılımcı 3'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.



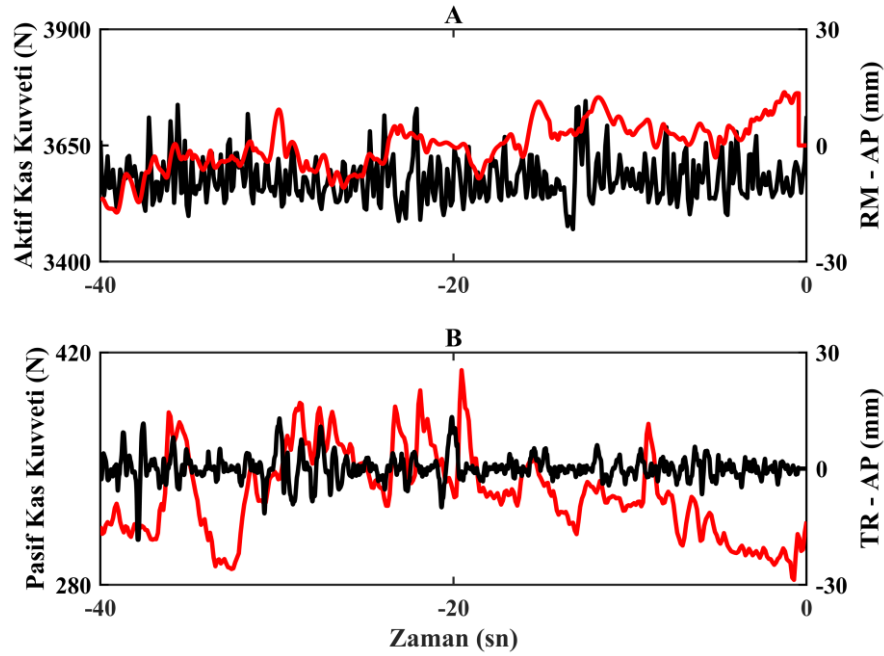
**Şekil 4.20.** Katılımcı 4'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.



**Şekil 4.21.** Katılımcı 5'e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.



**Şekil 4.22.** Katılımcı 6' e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.



**Şekil 4.23.** Katılımcı 8' e ait istemli harekete başlangıç öncesindeki 40 sn'lik sakin duruş evresi. A grafiğinde sakin duruş fazında sırasıyla, toplam aktif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki RM (siyah) davranışı. B grafiğinde sırasıyla toplam pasif kas kuvveti (kırmızı) ve AP yönündeki TR (siyah) davranışı.

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı iki postüral görev (Kİ ve İU) içeren protokollerde, postür kontrolünde etkili iki seviyeli kontrol mekanizmasının davranışı, nörofizyolojik ve nöromekanik yanıtlar çerçevesinde incelenmiştir. Araştırma kapsamı içerisinde iki farklı postüral görev içeren çalışma protokolünde; i) iki seviyeli postür kontrol mekanizmalarının sakin duruş ve harekete hazırlık safhalarındaki davranışları; ii) postüral düzenlemelerin ve aktif-pasif kas kuvvetlerinin davranışı incelenmiş, RC hipotezine göre değerlendirilmeye çalışılmıştır.

### 5.1 FAZ 1 ve FAZ 2'e Göre RM-TR Davranışı

Araştırmada, hareketin başlangıcından önceki 40 sn ikiye ayrılmış ve sırasıyla FAZ 1 ve FAZ 2 olarak adlandırılmıştır. Araştırma bulguları, FAZ 2 hareket serisine yönelik zamansal kesinlik ve belirsizlik durumları içerisinde RM-TR değişkenleri üzerinde anlamlı fark oluşacağı yönündeki Hipotez 1'i desteklememektedir. Ayrıca bulgular, sakin duruş ve sakin duruşu takiben hareketin başladığı (FAZ 1 ve FAZ 2) durumlar için de RM-TR değişkenleri üzerinde anlamlı farklılık oluşacağı yönündeki Hipotez 2'i de desteklememektedir.

Literatürde, RM-TR değişkenlerinin analizinin tek ayak üzerinde sakin duruş ve reaksiyona tepki durumlarını içeren çalışma sayısı sınırlıdır. Jehu ve ark. (119) tarafından yapılan çalışmada, tek ayak sakin duruşta COP'ye ait yerdeğişimi davranışında sakin duruş ve reaksiyon zamanı protokollerine göre fark olmadığını belirtmişlerdir. Buna karşın, çift ayak duruşta sakin duruşa ait COP yerdeğişimi davranışının reaksiyon zamanı protokolüne göre daha büyük olduğunu belirtmişlerdir. Çelik ve ark. (120) tarafından benzer bir çalışma genç yetişkin erkekler üzerinde yapılmıştır. Bu çalışmada, çift ayak sakin duruşu takiben istemli hareket ve reaksiyon ile hareket protokollerine göre gerçekleşen sıçrama hareketinde, RM ve TR değişkelerinin elips alanlarının büyüklükleri her iki değişken için de reaksiyon zamanı protokolünde istemli hareket ve sakin duruşa göre daha büyük olduğu bildirilmiştir.

Çift ayak sakin duruş için Jehu ve ark. (119) ile Çelik ve ark. (120) araştırma bulgularına göre, çift ayak sakin duruşta, istemli hareket ve reaksiyonla hareket

durumlarında RM, TR ve COP sinyallerinin davranışlarında farklılık gözükmemektedir. Literatürde bir başka çalışmada, katılımcılara sakin duruşa ek olarak ikinci bir dikkat gerektiren görev verildiğinde; bir başka deyişle, dikkat ve odaklanma gereksiniminin arttığı durumda RM değişkenine ait elips alanında artış gözlenirken TR değişkenine ait elips alanında azalma gözlemlendiği bildirilmiştir (97). Buna göre, çift ayak sakin duruşu takiben istemli hareket ve reaksiyon ile harekette RM-TR sinyali davranışı değişmektedir.

Dominant taraf üzerinde sakin duruş şeklinde gerçekleşen çalışma deseninde Jehu ve ark. (119), çift ayak sakin duruş analizlerine benzer sonuçlar bulamamışlardır. Bu araştırmanın tek ayak üzerinde sakin duruşa ait bulguları da Jehu ve ark. (119) ait araştırma bulgularıyla uyumludur. Tek ayak sakin duruşta gerçekleştirilmesi istenen postüral görevde, çift ayak duruşa göre kıyaslandığında başa çıkılması gereken postüral dengesizlik durumu bulunmaktadır. Literatürde postüral dengesizlik durumlarında gözlenen RM-TR'ye ait elips alanlarının, postüral dengesizliğin az olduğu durumlara göre daha büyük olduğu belirtilmiştir (121). Tek ayak üzerinde sakin duruşta, merkezi kontrol sisteminin postüral dengesizlik nedeniyle başa çıkması gereken büyük pertürbasyonlar oluşmaktadır. Postüral dengesizlik durumunda merkezi kontrol sisteminin ana amacı, oluşan pertürbasyonlara karşı denge durumu sağlamak olabilir ve buna bağlı olarak, dikkat gerektiren ikincil görevlerdeki davranışı düzenlemeyi tercih etmediğini söyleyebiliriz. Postüral dengesizliğin az olduğu ya da olmadığı durumlarda, RT-TR'e ait elips alanlarının protokoller arasında farklılık oluşturması bu düşüncüyü desteklemektedir.

Bu araştırmanın bulguları, tek ayak sakin duruş ve sakin duruşu takiben istemli hareketin iki farklı durumda gerçekleştirilmesine yönelik oluşturulan hipotezleri kanıtlayamamıştır. Öne sürülen hipotezlere yönelik hem çift ayakta hem tek ayakta sakin duruş için oluşturulacak çalışma deseni üzerinden RM-TR analizlerinin yapıp yorumlanmasının gerekli olduğu düşünülmektedir.

## 5.2 Harekete Hazırlık Safhasında Postüral Düzenlemelerin Davranışı

### 5.2.1 APA ve EPA'nın Davranışı

Çalışmada APA ve EPA'nın tespit edilmesi ve ölçülmesine yönelik izlenen aşamalarda (13, 15) postüral düzenlemeler, her katılımcı için ortak kas ya da kaslarda saptanamamıştır. Bu nedenle araştırma bulguları, postüral düzenlemelerin zamansal kesinlik ve belirsizlikten etkilendiğine dair ortaya atılan Hipotez 3'ü desteklememektedir. Literatürde APA'nın postüre etkisi olan tahmin edilebilir - beklenen pertürbasyonlara karşı görece dengeleyici rol oynadığı belirtilmiştir (15, 20). Literatürde APA ile ilgili yapılan çalışma desenlerinde (15, 20, 122), APA gözlenmesinden önceki kaslardaki aktivasyon düzeyi, sakin duruşu temsil edecek şekilde stabil (*steady state*) durumda olduğu görülmektedir. Böylelikle beklenen bir pertürbasyona karşı hareketin başlangıcından önce APA tespit edilebilmektedir. Bu çalışma özelinde harekete hazırlık safhası, tek ayak üzerinde sakin duruştaiken gerçekleştirilmiştir. Postüral dengesizlik durumu içeren postüral görevde, referans noktasının devamlılığını sağlama ve onu doğrulamaya yönelik kas aktivasyonlarının varlığı, APA'nın belirlenememesine neden olduğu düşünülmektedir. Daha geniş bir bakış açısıyla, postüral stabilitenin sağlanması için bütün zaman serisi boyunca beklenen pertürbasyona karşı postüral kaslarda dengeyi sağlayıcı aktiviteler gözlenmiş, stabil durum (*steady state*) zaman serisi boyunca sağlanamamıştır. Bunun sonucu olarak, KI protokolünde beklenen pertürbasyondan önceki  $100 \pm 50$  ms diliminde (12) görülmesi beklenen APA saptanamamıştır.

Araştırmanın çalışma deseni çerçevesinde APA saptanamadı mı yoksa APA hiç ortaya mı çıkmadı? Bu sorunun cevabına yönelik literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında, postüral dengesizlik durumlarında APA üzerine yapılan çalışmalarda APA'nın gözlendiği kas sayısının azaldığı ya da APA'nın hiç gözlenmediği belirtilmiştir (123-125). Bu çalışma ile benzer desene sahip olan Aruin ve ark., (84) ile Nouillot ve ark., (83) yaptıkları çalışmalarda APA'nın, postüral denge durumunun daha az olduğu durumlarda azaldığını ya da ortadan kalktığını belirtmişlerdir. Postüral dengesizliğin olduğu durumlarda merkezi sinir sisteminin baş etmesi gereken birincil pertürbasyon kaynağının APA olmadığını söyleyebiliriz (84). Merkezi sinir sistemi postüral stabiliteyi sağlamak üzere ortaya çıkan daha büyük pertürbasyonları

dengelemeye yönelik nörofizyolojik düzenlemeler yapıyor olabilir. Ayrıca, postüral dengesizlik durumunda APA'nın kendisi de bir pertürbasyon kaynağı olarak postüral dengenin sağlanmasını zorlaştırabilir (83). Buna ek olarak, kasın pasif elastik bileşenleri ve tendon yapıları görece küçük pertürbasyonları dengelemede APA'dan bağımsız olarak etki gösterebilmektedir (84). Sonuç olarak, postüral dengesizlik durumu içerisinde oluşacak APA, merkezi sinir sistemi için uğraşılması gereken ekstra bir yük olabilir. Belirtilenlere bağlı olarak, bu çalışmanın bulgularına göre APA'nın oluşmadığına dair yorumda bulunmak daha doğru olabilir.

Bu çalışmada, APA gibi EPA'da de zaman serilerinde saptanamamıştır. Ancak, APA için sorulan soruyu burada da sormak gerekmektedir. EPA gerçekten yok mu? Yoksa kullanılan yöntemin sınırlılıkları içinde saptanamadı mı? Klous ve ark., (13) göre EPA, hareketin başlangıcından 400-600 ms önce görülmektedir. APA'nın oluşmasını takiben COP'de gerçekleşen mekanik değişimlerin, EPA'dan daha sonra, gecikmeli olarak gözlemlendiği belirtilmiştir (13). Buna ek olarak, reaksiyon zamanına bağlı harekette EPA zamanlaması değişmezken büyüklüğünün arttığına dair bulgular da literatürde mevcuttur (126). Buna bağlı olarak, EPA'nın gecikmeli mekanik etkisinin reaksiyon zamanı ile hareketin gerçekleştiği durumlarda daha büyük olacağı söylenebilir. Bu çalışmada COP'e ait bulgularda özellikle reaksiyon içeren İU protokolünde, COP değişiminin Kİ protokolüne göre büyüklük değişimi Wang ve ark. (126) çalışma bulgularıyla uyumludur.

RC hipotezine göre (127) merkezi sinir sistemi, postür ve hareketin kontrolünde ko-aktivasyon ve *reciprocal* komutlarını kullanarak ileri-beslemeli kontrolü sağlamaktadır. Buna göre, eğer eklemdeki net momentte değişim olmazsa eklemi çevreleyen kaslarda ko-aktivasyon davranışı (128); buna karşılık, eklemdeki net momentte değişim olursa *reciprocal* davranış oluştuğu belirtilmiştir. Krishnan ve ark. (14) göre, EPA'nın zamanlaması ve gecikmeli olarak oluşan COP değişiminin görece az olmasına bağlı olarak; nörofizyolojik sinyaller ile yönetilen EPA oluşumunun, kasların ko-aktivasyonu yoluyla gerçekleştiği savını ortaya atmışlardır. Bu araştırma bulgularında EPA tespit edilemese de, kas ko-aktivasyonunun hareketten önceki 250-400 ms diliminde oluşması ve Kİ protokolüne nazaran İU protokolünde gözlenen görece büyük değişim göz ardı edilmemelidir. Aynı zamanda, COP

değişimlerinin zamanlaması ve büyüklüğüne dair bilgiler de EPA ile ilgili yaklaşımlara uymaktadır. Bu çalışma deseni içerisinde EPA saptanamamış olabilir; ancak, APA ile ilişkili başka bulguları değerlendirip EPA'nın aslında tamamen olmadığına dair yanılığa düşmemek gerekir. Postüral dengesizlik durumu içerisinde gerçekleştirilen istemli harekette, çalışma kapsamı içerisinde unilateral olarak dokuz kas incelemiştir. Benzer çalışma deseninde postüral kasların tümünün koordinasyonuna dayanan daha geniş bir analizde, EPA tespit edilme olasılığının yüksek olduğu düşünülmektedir.

Klous ve ark. (13), APA ve EPA'nın RC hipotezi çerçevesinde uyumlu bir arka plan oluşturduğunu belirtmişlerdir. APA'nın beklenen pertürbasyona karşı net kuvvet ve kuvvet momenti üreterek *reciprocal* davranış; EPA'nın ise istemli hareketin veya beklenen pertürbasyonun oluşturacağı mekanik etkiyi minimize etmek için ko-aktivasyon davranışı sergilediğini vurgulamışlardır. İleri-beslemeli olarak çalışan bu iki sistem postür ve hareketi tanımlamada RC hipotezine uymaktadır. Bu çalışma kapsamında APA'nın görülmemesi de bu çerçevede içinde incelenebilir. Şöyle ki, postüral dengesizlik durumu içerisinde beklenen pertürbasyona karşı APA'nın ürettiği kuvvetler, merkezi kontrol sistemi için uğraşılması gereken ekstra bir pertürbasyon oluşturabilir. Böyle bir durumda merkezi kontrol sistemi beklenen pertürbasyonun görece daha küçük etkisine karşı *reciprocal* davranış üretmek yerine, gereken düzenlemeyi kasın pasif elastik ve tendon yapılarına bırakıyor olabilir. Çalışmaya özgü analizlerde EPA'ya rastlanmamış olsa da, COP ve kas ko-aktivasyonu bulgularının EPA varlığına yönelik ipucu verdiği düşünülmektedir. Bu kapsamda değerlendirilecek olunursa, istemli hareket öncesinde kas ko-aktivasyonu artışı ile beklenen mekanik etkiye karşı bir hazırlık yapılmış olduğu görülmektedir. Bu davranış RC hipoteziyle uyumludur. Ancak sonuçlar istatistiksel anlamlılık düzeyine sahip değildir.

### **5.2.2. Kas Ko-aktivasyonu Davranışı**

Bu çalışmada postüral düzenlemeler kapsamında dominant tarafa ait ayak bileği ve diz eklemlerinde kas ko-aktivasyonu değerlendirilmiştir. Buna bağlı olarak araştırma bulguları, kas ko-aktivasyonunun iki farklı protokolda farklı davranış sergileyeceğine dair ortaya atılan Hipotez 3'ü desteklememektedir. Bulgular, ko-



aktivasyona ait protokoller arası farkı istatistiksel olarak desteklemese de davranışa ait grafiklere bakıldığında (Bkz. Şekil 4.5. ve Şekil 4.6.), farklı protokollerde harekete hazırlıkta katılımcıların davranışlarının büyüklük bakımından davranışlarının farklılaştığı söylenebilir. Buna göre, harekete hazırlık aşamasında kas ko-aktivasyonunun kişinin kendi isteğiyle hareketi başlattığı durumda (Kİ) ko-aktivasyonun daha yüksek değere sahip olduğu görülmüştür.

RC hipotezine göre (127) merkezi kontrol sistemi, belirli eklem hareketine etki eden kasları *reciprocal* ve ko-aktivasyon komutlarıyla düzenleyerek eklem kontrolünü sağlamaktadır. RC hipotezi, aynı eklem üzerinde etki gösteren postüral kaslarda görülen bu komutları, sırasıyla referans değişimi ve referans noktadan sapmalara karşı direnç gösteren bir komut çifti olarak açıklamaktadır (54, 129). Kaslardaki ko-aktivasyonun, eklem stabilitesini (*apparent stiffness*) değiştirmesi ile referans noktasındaki denge durumunun sağlanmasında periferik mekanizma içerisinde rol aldığı belirtilmektedir. Bu çalışma bulgularında hareket başlangıcından önceki 350-400 ms aralığında gözlenen ko-aktivasyon artışı ve sonrasında *reciprocal* davranışa geçiş gözlemlenmiştir. Buna göre merkezi kontrol sisteminin, hareketin beklenen mekanik etkisine karşı önce eklem sabitliğini arttırarak referans pozisyonu koruma ve mekaniksel etkiye hazırlık (ko-aktivasyon komutu), sonrasında ise oluşan pertürbasyona karşı (COP değişimi) yeni referans pozisyona doğru geçiş (*reciprocal* komutu) davranışlarına uygun şekilde davrandığı söylenebilir. Buna bağlı olarak yalnızca dominant taraftaki ayak bileği ve diz eklemi üzerinden yorumlayacak olursak, bu çalışmadaki *reciprocal* ve ko-aktivasyon davranışların RC hipotezinin çalışma taslağı içerisinde değerlendirilebileceğini söyleyebiliriz.

RM-TR hipotezinde, sakin duruşta denge pozisyonundan sapmaların periferik sistem içerisinde doğrulayıcı kuvvetleri (*restoring forces*) tetiklediği ve bu sapmaların eklem stabilitesi (*apparent stiffness*) ile dengelendiği öne sürülmüştür. Buna göre, ko-aktivasyon komutu ile TR değişkeninin davranışlarının benzer nörofizyolojik sonuçlardan ortaya çıkıyor olabileceği üzerinde durulmuştur (96, 98). Genç ve yaşlı katılımcılar üzerinde yaptıkları çalışmada araştırmacılar TR değişkeni değerlerinde yaşlılarda ve gözler kapalı durumdayken azalma saptamışlardır (98). Literatürde, yaşlı bireylerin gençlere (130) ve gözleri kapalı bireylerin açık olanlara (97) göre daha

yüksek kas ko-aktivasyon davranışı sergilediği belirtilmiştir. Burada bir ikilem oluşmaktadır. Buna dayanarak Sarabon ve ark. (98), ko-aktivasyon ve TR değişkenlerini birlikte yorumlamanın zor olduğunu dile getirmişlerdir. Bu çalışma kapsamında hareket hazırlık safhasında ko-aktivasyon belirlenmiş; ancak, TR değişkenini yorumlamak için hareketten önceki 800 ms'lik zaman penceresinin anlamlı bir süre olmamasından dolayı, ko-aktivasyon ve TR beraber yorumlanamamıştır.

### 5.3 Aktif ve Pasif Kas Kuvvetlerinin Davranışı

Araştırma bulguları, harekete hazırlık safhasında İÜ ve Kİ protokollerine göre aktif-pasif kas kuvvetlerinin farklı davranış sergileyeceğine ve bunun postüral düzenlemeler ile ilişkisi olduğuna yönelik Hipotez 4 ve Hipotez 5'i desteklememektedir. Bu bulgu, RM-TR değişkenleri ve kas ko-aktivasyonu verilerinin protokole göre farklılık göstermemesi yönünden uyumludur. Araştırma bulguları ayrıca, iki seviyeli kontrol mekanizmasını temsil eden RM-TR değişkenleri ile aktif-pasif kas kuvveti arasında ilişki olduğuna dair öne sürülen Hipotez 6'yı da desteklememektedir.

Literatürde, Opensim yazılımı ile alt ekstremiteye yönelik modeller (model 2354 ve model 2392) kullanılarak SO ya da *computed muscle control* analizleri ile kas kuvvetlerinin belirlenmesinin genel olarak yürüyüş ve koşu hareketlerine yönelik olduğu görülmektedir (131-133). Araştırmacının bilgisi dahilinde tek ya da çift ayak sakin duruş postürü üzerine yapılan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bakımdan çalışmanın bulgularının, vücut dengeleme hareketi zorlu koşullarda (tek ayak üzerinde) sürdürülürken tüm vücut hareketine hazırlıkta aktif-pasif kuvvetlerin değerlendirilmesi yönünden literatüre katkı verebileceği düşünülmektedir.

Harekete hazırlıkta 2 farklı protokole göre (Kİ-İÜ), postürün kontrolünün mekanik çıktısı olan RM-TR değişkenleri ve nörofizyolojik çıktısı olan kas ko-aktivasyonları incelendiğinde Kİ ve İÜ protokolleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Buna benzer olarak aktif-pasif kas kuvvetleri davranışında da protokoller arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak, her katılımcıya ait ortak davranışların grafiğine baktığımız zaman (Şekil 4.11. ve Şekil 4.12.), İÜ protokolünde

hareketin başlamasından yaklaşık 400 ms önce, Kİ protokolünde ise yaklaşık 75-100 ms önce aktif kas kuvveti değişkenliğinin arttığı görülmektedir. İstatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasa da zaman serisi üzerinden görülebilen bu farklılık önemli görülmektedir.

Aktif kas kuvveti özelinde protokole göre gerçekleşen değişimlerin nörofizyolojik ve mekanik yanıtlar çerçevesinde incelenmesinin önemli olduğu düşünülmektedir. Harekete hazırlık aşamasında APA ve EPA davranışlarında tüm katılımcılar için ortak stereotipik bir davranış kalıbı bulunmadığı için, Hipotez 5'e yönelik olarak aktif-pasif kas kuvvetleri ile kas ko-aktivasyonu ilişkisi üzerinde durulmuştur. Araştırma kas ko-aktivasyon bulguları incelendiğinde, harekete hazırlık safhasında her 2 protokol için de hareketin başlangıcından yaklaşık 300 ms önce zaman serilerinin en yüksek değerlerine ulaşıldığı görülmektedir. Hareketin başlangıç anına doğru ise ko-aktivasyon değeri azalmaktadır. Zaman serisinde kasın ko-aktivasyondan *reciprocal* davranışa geçişi gözlenebilmektedir. Literatürde tüm vücudu içeren istemli hareket öncesinde postüral kaslarda meydana gelen bu değişimlerin etkilerinin COP değişimi üzerinde görülebileceği belirtilmiştir (85, 86, 88). Çalışma bulgularında, hareketin başlamasından 300 ms önce maksimum değere çıkan ve takiben azalan ko-aktivasyon etkisini  $COP_{AP}$  değişimi üzerinde görmek mümkündür. Bu sonuç literatürdeki bulgularla uyumludur. Ancak, aynı zaman aralığında aktif-pasif kas kuvvetinde benzer değişime rastlanmamıştır. Aktif kas kuvvetinde hareket başlangıç anından yaklaşık 75-100 ms öncesinde gözle görülür artış görülmüştür. Bu durum, postüral kasların aktivasyon değişimine bağlı olarak mekanik etkisinin gecikmeli yansımaları olarak görülmektedir. SO analizinde anlık olarak, gerekli ivmelenmeyi sağlamak üzere kas kuvveti hesaplanabilir. Ancak, kas uyarımı ve kas kuvvetlerinin üretimi arasında bir gecikme yaşanmaktadır. Buna bağlı olarak, araştırmanın bulgularında görülen aktif kas kuvvetinin gecikme nedeni açıklanabilir (134). Bahsedilen bu gecikme, sakin duruşta postür kontrolü üzerine kas kuvvetlerini yorumlarken dikkat edilmesi gereken bir sınırlılıktır.

Latash'a göre (25), APA, hareketin gerçekleştirilmesinde postüral kontrol için lüktür. Yani, APA olmadan da hareket gerçekleşebilir; APA sadece beklenen pertürbasyona karşı nörofizyolojik önlem alma biçimi olarak yorumlanabilir. EPA ise,

çok eklemli harekete mekaniksel hazırlıktır (13). Yani, istemli hareketin gerçekleşmesiyle postüral kontrol üzerinde oluşacak mekaniksel pertürbasyonlara karşı nörofizyolojik olarak bir hazırlık süreci olduğu söylenebilir. Hem APA hem EPA ileri-beslemeli mekanizmalar şeklinde çalışmaktadır ve algısal postüral düzenlemelerdir. Yani, merkezi kontrol sistemi içerisinde ortaya çıkarlar. Ancak, SO analizi ile elde edilen kas kuvvetleri, ters dinamik analiz yöntemi ile bulunmaktadır. Buna bağlı olarak kas kuvvetleri, analize girdi olarak verilen kinematik ve yer tepki kuvvetlerindeki değişime bağlı olarak üretilmektedir. Bu çerçevede içerisinde, SO analizinden elde edilen kas kuvvetlerinin zamanlama olarak postüral düzenlemeler ile benzerlik göstermesi beklenmemelidir; çünkü, simülasyon üzerinden algısal postüral hazırlık durumu tanımlanamaz. Araştırmanın bulguları da bu düşüncüyü desteklemektedir. Çalışma desenine bağlı olarak 9 farklı kasa ait EMG verileri bulunmaktadır. SO analizinde alt ekstremiteye ait 48 kasın kuvvet analizinin yapılması ve postüral hazırlığın tüm vücudu içeren bir süreç olması da önemli bir sınırlılıktır. Belirtilen sınırlamalar içerisinde postüral değişimleri ve kas kuvvetlerini yorumlamak gerekmektedir.

Araştırmanın bulguları postür kontrolünü içeren 40 sn'lik sürece yönelik, RM-TR değişkenleri ve kas kuvvetleri arasında olası bir ilişkiye dair sonucu desteklememektedir (Hipotez 6). Elde edilen bulgulara göre bu sonuçların iki temel sebebi bulunmaktadır. RM-TR değişkenleri tüm vücudun postüral kontrolünü içeren sinyallerdir (11, 96). Postüral dengesizlik durumu altında tüm postüral kasların katılımı RM-TR değişkenlerini etkileyebilir. Buna karşılık, SO analizinde kullanılan model alt ekstremiteye yönelik kasları içermektedir. Bu durum özellikle postür kontrolüne yönelik yorumlamada büyük bir sınırlılık getirmektedir. İkinci temel sorun olarak, postüral dengesizlik durumunda COP değişimindeki hızlı ve büyük değişimlerin (84), SO analizinde kas uyarımı ve gecikmeli kuvvet üretimine bağlı kas kuvveti davranışı (134) ile denk düşmeyeceği düşünülmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tek ayak sakin duruşu takiben gerçekleştirilen istemli harekete hazırlık safhasında, iki seviyeli postür kontrolünün incelenmesi amacıyla yapılan bu çalışmadan elde edilen sonuçlar özet halinde aşağıda yer almaktadır.

### 6.1 Sonuçlar

1. İstemli zamanda (Kİ) ve işitsel uyarana (İU) yanıt şeklinde gerçekleştirilen istemli tüm vücut dinamik hareketi protokollerinde, harekete hazırlık aşamasında (FAZ 2) RM-TR değişkenlerine ait elips alanları arasında fark bulunmamıştır.

2. İstemli zamanda (Kİ) ve işitsel uyarana (İU) yanıt şeklinde gerçekleştirilen istemli tüm vücut dinamik hareketi protokollerinde, sakin duruş aşamasında (FAZ 1) RM-TR değişkenlerine ait elips alanları arasında fark bulunmamıştır.

3. İstemli zamanda (Kİ) ve işitsel uyarana (İU) yanıt şeklinde gerçekleştirilen istemli tüm vücut dinamik hareketi protokollerinde, FAZ 1 ve FAZ 2 aşamaların RM-TR değişkenlerine ait elips alanları arasında fark bulunmamıştır.

4. Harekete hazırlık safhasında postüral düzenlemeler olan APA ve EPA, her katılımcıya ait herhangi bir kasın ortak davranışı saptanamadığından dolayı niceliksel olarak belirlenememiştir.

5. Postüral düzenlemeler kapsamında, dominant tarafa ait ayak bileği ve diz eklemlerindeki ko-aktivasyon indeks değeri hesaplanmıştır. Harekete hazırlık safhasında, protokoller arası ko-aktivasyon indeksi bakımından anlamlı fark bulunmamıştır.

6. Ko-aktivasyon değeri zaman serisi üzerinden incelenmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasa da, kişinin kendi isteği ile harekete başladığı zaman serisinde daha yüksek ko-aktivasyon değeri saptanmıştır.

7. Harekete hazırlık safhasında her 2 protokol içinde ko-aktivasyonun, hareketten önceki 300-400 ms aralığında en büyük değerine ulaştığı ve sonrasında azaldığı tespit edilmiştir.

8. Harekete hazırlık safhasında her 2 protokolde de, hareketten önceki 400 ms süresinden itibaren  $COP_{AP}$ 'de değişim gözlenmiştir. İşitsel uyararla hareketin gerçekleştiği protokolde değişimin daha keskin olduğu gözlenmiştir.

9. Harekete hazırlıkta hem ko-aktivasyonun hem de  $COP_{AP}$ 'nin zamansal oluşumu ve protokollere göre davranışları, EPA varlığına işaret etmektedir. EPA niceliksel olarak ortak bir paydada belirlenemese de izleri COP ve ko-aktivasyon üzerinden takip edilebilmektedir.

10. Harekete hazırlık safhasında 2 protokole göre aktif-pasif kas kuvvetleri arasında fark bulunmamıştır.

11. Aktif-pasif kas kuvvetleri ve ko-aktivasyon arasında zaman serisindeki davranışları bakımından anlamlı ilişki bulunmamıştır. Grafikselleştirildiğinde, aktif-pasif kas kuvvetleri ve ko-aktivasyon arasında ortak bir davranış gözlenmemiştir.

12. Aktif kas kuvvetlerinin tüm katılımcılar için analizinde, işitsel uyarana reaksiyon ile hareketi başlatma protokolü ile karşılaştırıldığında, katılımcının kendi isteğiyle hareketi başlattığı durumda aktif kas kuvveti artışının daha erken başladığı görülmüştür.

13. RM-TR değişkenleri ve aktif-pasif kas kuvvetleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır. Postür kontrolüne ait 40 sn'lik süreç grafikselleştirildiğinde de, değişkenler arasında ortak bir davranış kalıbı oluşmadığı görülmüştür.

## 6.2 Öneriler

Tek ayak sakin duruşu takiben gerçekleştirilen istemli harekete hazırlık safhasında, iki seviyeli postür kontrolünün incelenmesi amacıyla yapılan bu çalışmadan elde edilen sonuçlardan yola çıkarak, yapılacak benzer çalışmalar için belirlenen öneriler aşağıda sunulmuştur.

1. Tek ayak duruşta postüral dengesizlik durumunun oluşması ve merkezi kontrolün dengesizlik durumu ile oluşan pertürbasyonlara karşı rol oynadığı düşünülmektedir. Buna bağlı olarak, RM-TR değişkenlerine ait elips alanlarının yorumlanması yapılırken bu duruma dikkat edilmelidir.

2. Postüral düzenlemelerin belirlenmesinde oluşacak pertürbasyon öncesi kasların sakin durumda olması önemlidir. Tek ayak duruşta kasların sakin durumu sağlanamamaktadır. Benzer çalışma desenleri oluşturulurken bu duruma dikkat edilmesinin önemli olduğu düşünülmektedir.

3. Aktif-pasif kas kuvvetlerinin iki seviyeli postüral kontrol mekanizması kapsamında değerlendirirken vücudun belli bölümüne (alt ekstremité) ait kaslara yönelik analiz sonucu ile yorumlamak doğru olmayabilir. İki seviyeli postüral kontrol mekanizmasına ait RM-TR değişkenleri tüm vücudunun postüral çıktısıdır. Bu yüzden, kullanılan insan modeline göre elde edilen kas kuvvetleri bu sınırlılık içerisinde değerlendirilmelidir.

4. Postür kontrolünün iki seviyeli kontrol mekanizmasını ve postüral düzenlemeleri incelerken tek ayak sakin duruş postüral dengesizlik içerdiğinden uygun bir postüral görev olmayabilir. Araştırma amacını ve laboratuvar imkanlarını gözeterik postüral görevin uygun seçilmesi gerekmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Zatsiorsky VM. Kinetics of human motion: Human Kinetics; 2002.
2. Sherrington C. The integrative action of the nervous system: CUP Archive; 1952.
3. von Holst E, Mittelstaedt H. Das reafferenzprinzip. *Naturwissenschaften*. 1950;37(20):464-76.
4. Massion J. Postural control system. *Current opinion in neurobiology*. 1994;4(6):877-87.
5. Bernstein NA. Dexterity and its development: Psychology Press; 2014.
6. Feldman AG. Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture-II. Controllable parameters of the muscle. *Biofizika*. 1966;11:565-78.
7. Feldman AG, Levin MF. The Origin and Use of Positional Frames of Reference in Motor Control. *Behav Brain Sci*. 1995;18(4):723-44.
8. Feldman AG. Once more on the equilibrium-point hypothesis ( $\lambda$  model) for motor control. *Journal of Motor Behavior*. 1986;18(1):17-54.
9. Collins JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*. 1993;95(2):308-18.
10. Lestienne F, Gurfinkel V. Posture as an organizational structure based on a dual process: a formal basis to interpret changes of posture in weightlessness. *Prog Brain Res*. 76: Elsevier; 1988. p. 307-13.
11. Zatsiorsky VM, Duarte M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: Rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*. 1999;3(1):28-38.
12. Belenkii V, Gurfinkel V, Paltsev E. ON THE CONTROL ELEMENTS OF VOLUNTARY MOVEMENTS. *Biofizika*. 1967.
13. Klous M, Mikulic P, Latash ML. Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(1):110-6.
14. Krishnan V, Aruin AS, Latash ML. Two stages and three components of the postural preparation to action. *Exp Brain Res*. 2011;212(1):47-63.
15. Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*. 1987;20(8):735-42.
16. Zattara M, Bouisset S. Posturo-Kinetic Organization during the Early Phase of Voluntary Upper Limb Movement .1. Normal Subjects. *J Neurol Neurosur Ps*. 1988;51(7):956-65.



17. 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.
18. Brown J, Frank J. Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. *Experimental Brain Research*. 1987;67(3):645-50.
19. Lee W, Buchanan T, Rogers M. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental Brain Research*. 1987;66(2):257-70.
20. Aruin AS, Latash ML. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*. 1995;106(2):291-300.
21. Thomas A, Antoine-Henri-André D. *Equilibre et équilibration*: Masson; 1940.
22. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*. 1992;38(1):35-56.
23. Massion J, Alexandrov A, Frolov A. Why and how are posture and movement coordinated? *Prog Brain Res*. 143: Elsevier; 2004. p. 13-27.
24. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: translating research into clinical practice*: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
25. Latash ML, Zatsiorsky V. *Biomechanics and motor control: defining central concepts*: Academic Press; 2015.
26. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006;35(suppl\_2):ii7-ii11.
27. Lanska DJ, Goetz CG. Romberg's sign: development, adoption, and adaptation in the 19th century. *Neurology*. 2000;55(8):1201-6.
28. Wolsley C, Sakellari V, Bronstein A. Reorientation of visually evoked postural responses by different eye-in-orbit and head-on-trunk angular positions. *Experimental Brain Research*. 1996;111(2):283-8.
29. Lee DN, Lishman J. Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*. 1975.
30. Bronstein A, Hood J, Gresty M, PANAGI C. Visual control of balance in cerebellar and parkinsonian syndromes. *Brain*. 1990;113(3):767-79.
31. Dijkstra T, Schöner G, Gielen C. Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment. *Experimental Brain Research*. 1994;97(3):477-86.
32. Kapoula Z, Le T-T. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental Brain Research*. 2006;173(3):438-45.
33. Guerraz M, Sakellari V, Burchill P, Bronstein A. Influence of motion parallax in the control of spontaneous body sway. *Experimental Brain Research*. 2000;131(2):244-52.

34. Jahn K, Strupp M, Krafczyk S, SchuÈler O, Glasauer S, Brandt T. Suppression of eye movements improves balance. *Brain*. 2002;125(9):2005-11.
35. Guerraz M, Bronstein A. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2008;38(6):391-8.
36. Paulus W, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*. 1984;107(4):1143-63.
37. Brandt T, Paulus W, Straube A. Vision and posture. *Disorders of Posture and Gait*. 1986:157-75.
38. Rushton D, Brandt T, Paulus W, Krafczyk S. Postural sway during retinal image stabilisation. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1989;52(3):376-81.
39. Weir CR. Spatial localisation: does extraocular muscle proprioception play a role? *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*. 2000;238(10):868-73.
40. Sperry RW. Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual inversion. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*. 1950;43(6):482.
41. Dichgans J, Brandt T. Visual-vestibular interaction: Effects on self-motion perception and postural control. *Perception: Springer*; 1978. p. 755-804.
42. White KD, Post R, Leibowitz H. Saccadic eye movements and body sway. *Science*. 1980;208(4444):621-3.
43. Dell'Osso L, Averbuch-Heller L, Leigh R. Oscillopsia suppression and foveation-period variation in congenital, latent, and acquired nystagmus. *Neuro-ophthalmology*. 1997;18(4):163-83.
44. Guerraz M, Shallo-Hoffmann J, Yarrow K, Thilo KV, Bronstein AM, Gresty MA. Visual control of postural orientation and equilibrium in congenital nystagmus. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2000;41(12):3798-804.
45. Diener H-C, Dichgans J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Prog Brain Res*. 76: Elsevier; 1988. p. 253-62.
46. Merla JL, Spaulding SJ. The balance system: Implications for occupational therapy intervention. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*. 1997;15(1):21-36.
47. Uchiyama M, Demura S. The role of eye movement in upright postural control. *Sport Sciences for Health*. 2009;5(1):21-7.
48. Schmidt RA, Lee TD, Winstein C, Wulf G, Zelaznik HN. *Motor control and learning: A behavioral emphasis: Human kinetics*; 2018.
49. Abbs JH, Winstein CJ. Functional contributions of rapid and automatic sensory-based adjustments to motor output. 1990.

50. Burke D. Muscle spindle function during movement. U: *The Motor System in Neurobiology*, Evarts, EV, Wise, SP, Bousfield, D. New York: Elsevier Biomedical Press; 1985.
51. Liddell EGT, Sherrington CS. Reflexes in response to stretch (myotatic reflexes). *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Containing Papers of a Biological Character*. 1924;96(675):212-42.
52. Vallbo A. Human muscle spindle discharge during isometric voluntary contractions. Amplitude relations between spindle frequency and torque. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1974;90(2):319-36.
53. Edwards WH. *Motor learning and control: From theory to practice*: Cengage Learning; 2010.
54. Latash ML. *Fundamentals of motor control*: Academic Press; 2012.
55. Jami L. Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiological Reviews*. 1992;72(3):623-66.
56. Latash ML. *Neurophysiological basis of movement*: Human Kinetics; 2008.
57. Houk J, Henneman E. Responses of Golgi tendon organs to active contractions of the soleus muscle of the cat. *Journal of Neurophysiology*. 1967;30(3):466-81.
58. Stuart D, Mosher C, Gerlach R, Reinking R. Mechanical arrangement and transducing properties of Golgi tendon organs. *Experimental Brain Research*. 1972;14(3):274-92.
59. Burgess P, Clark F. Characteristics of knee joint receptors in the cat. *The Journal of Physiology*. 1969;203(2):317-35.
60. Boyd I, Roberts T. Proprioceptive discharges from stretch-receptors in the knee-joint of the cat. *The Journal of Physiology*. 1953;122(1):38-58.
61. Herdman SJ, Clendaniel R. *Vestibular rehabilitation*: FA Davis; 2014.
62. Bronstein A, Perennou D, Guerraz M, Playford D, Rudge P. Dissociation of visual and haptic vertical in two patients with vestibular nuclear lesions. *Neurology*. 2003;61(9):1260-2.
63. Mergner T, Schweigart G, Fennell L, Maurer C. Posture control in vestibular-loss patients. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2009;1164(1):206-15.
64. Ogawa Y, Otsuka K, Shimizu S, Inagaki T, Kondo T, Suzuki M. Subjective visual vertical perception in patients with vestibular neuritis and sudden sensorineural hearing loss. *Journal of Vestibular Research*. 2012;22(4):205-11.
65. Precht W. Recovery of some vestibuloocular and vestibulospinal functions following unilateral labyrinthectomy. *Prog Brain Res*. 64: Elsevier; 1986. p. 381-9.
66. Curthoys IS, Halmagyi GM. Vestibular compensation: a review of the oculomotor, neural, and clinical consequences of unilateral vestibular loss. *Journal of Vestibular research: Equilibrium & Orientation*. 1995.
67. Runge C, Shupert C, Horak F, Zajac F. Role of vestibular information in initiation of rapid postural responses. *Experimental Brain Research*. 1998;122(4):403-12.

68. Carpenter M, Allum J, Honegger F. Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing. *Experimental Brain Research*. 2001;140(1):95-111.
69. Shupert C, Black F, Horak F, Nashner L. Coordination of the head and body in response to support surface translations in normals and patients with bilaterally reduced vestibular function. *Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation*: Elsevier Amsterdam; 1988. p. 281-9.
70. Horak F, Nashner L, Diener H. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*. 1990;82(1):167-77.
71. Shupert CL, Horak F, Black FO. Effect of peripheral vestibular disorders on head-trunk coordination during postural sway in humans. *The Head-Neck Sensory Motor System*: Oxford University Press; 2012.
72. Arbib M, Brooks V. *Handbook of physiology: Nervous System*. 1981.
73. Aruin AS. The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control*. 2002;12(1):31-7.
74. Cordo P, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*. 1982;47(2):287-302.
75. Ramos C, Stark L. Postural maintenance during movement: simulations of a two joint model. *Biological Cybernetics*. 1990;63(5):363-75.
76. Forssberg H, Hirschfeld H. Phasic modulation of postural activation patterns during human walking. *Prog Brain Res*. 76: Elsevier; 1988. p. 221-7.
77. Krishnamoorthy V, Latash ML. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. *The Journal of Physiology*. 2005;565(2):675-84.
78. Oddsson L, Thorstensson A. Fast voluntary trunk flexion movements in standing: primary movements and associated postural adjustments. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1986;128(3):341-9.
79. Crenna P, Frigo C, Massion J, Pedotti A. Forward and backward axial synergies in man. *Experimental Brain Research*. 1987;65(3):538-48.
80. Horak F, Esselman P, Anderson M, Lynch M. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1984;47(9):1020-8.
81. Benecke R, Rothwell J, Dick J, Day B, Marsden C. Performance of simultaneous movements in patients with Parkinson's disease. *Brain*. 1986;109(4):739-57.
82. Nardone A, Schieppati M. Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Experimental Brain Research*. 1988;69(3):469-80.
83. Nouillot P, Bouisset S, Do M. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*. 1992;147(1):1-4.

84. Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 1998;109(4):350-9.
85. Crenna P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol*. 1991;437:635-53.
86. Elble RJ, Moody C, Leffler K, Sinha R. The initiation of normal walking. *Movement disorders*. 1994;9(2):139-46.
87. Lepers R, Breniere Y. The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*. 1995;107(1):118-24.
88. Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture*. 1998;8(1):8-14.
89. Rosenbaum DA. *Human motor control*: Academic press; 2009.
90. Merton P, editor *Speculations on the servo-control of movement*. Ciba Foundation Symposium-The Spinal Cord; 1953: Wiley Online Library.
91. Matthews P. The dependence of tension upon extension in the stretch reflex of the soleus muscle of the decerebrate cat. *The Journal of Physiology*. 1959;147(3):521-46.
92. Bernstein N. *The co-ordination and regulation of movements*. 1966.
93. Kugler PN, Turvey MT. *Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement*: Routledge; 2015.
94. Amblard B, Cremieux J, Marchand A, Carblanc A. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Experimental Brain Research*. 1985;61(1):21-37.
95. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*. 1999;514(3):915-28.
96. Zatsiorsky VM, Duarte M. Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control*. 2000;4(2):185-200.
97. Danna-Dos-Santos A, Degani AM, Zatsiorsky VM, Latash ML. Is voluntary control of natural postural sway possible? *Journal of Motor Behavior*. 2008;40(3):179-85.
98. Sarabon N, Panjan A, Latash M. The effects of aging on the rambling and trembling components of postural sway: Effects of motor and sensory challenges. *Gait Posture*. 2013;38(4):637-42.
99. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
100. 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.
101. van Melick N, Meddeler BM, Hoogeboom TJ, Nijhuis-van der Sanden MW, van Cingel RE. How to determine leg dominance: The agreement between self-

reported and observed performance in healthy adults. *PloS one*. 2017;12(12):e0189876.

102. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*. 1999;8(2):13-54.

103. Ball N, Scurr J. An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(1):81-8.

104. Nishijima Y, Kato T, Yoshizawa M, Miyashita M, Iida H. Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(3):550-7.

105. Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Ingrassio S, Natio R, Benedetti MG. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*. 2007;26(4):560-71.

106. van Sint Jan S. *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions E-Book: Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations: Elsevier Health Sciences*; 2007.

107. Tahayori B, Riley ZA, Mahmoudian A, Koceja DM, Hong SL. Rambling and trembling in response to body loading. *Motor Control*. 2012;16(2):144-57.

108. Bellman R. Dynamic programming. *Science*. 1966;153(3731):34-7.

109. De Boor C, De Boor C, Mathématicien E-U, De Boor C, De Boor C. *A practical guide to splines: springer-verlag New York*; 1978.

110. Schubert P, Kirchner M. Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait Posture*. 2014;39(1):518-22.

111. Falconer K, Winter D. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. 1985;25(2-3):135-49.

112. Kristianslund E, Krosshaug T, van den Bogert AJ. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: implications for injury prevention. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(4):666-71.

113. 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.

114. 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.

115. Yamaguchi GT, Zajac FE. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *Journal of Biomechanics*. 1989;22(1):1-10.

116. Davy D, Audu M. A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*. 1987;20(2):187-201.

117. Kaufman KR, An K-N, Litchy WJ, Chao E. Physiological prediction of muscle forces—I. Theoretical formulation. *Neuroscience*. 1991;40(3):781-92.
118. 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.
119. Jehu DA, Despons A, Paquet N, Lajoie Y. Prioritizing attention on a reaction time task improves postural control and reaction time. *International Journal of Neuroscience*. 2015;125(2):100-6.
120. Celik H, Ziya Arslan Y, Arpinar Avsar P. Rambling and trembling in the analysis of postural adjustments prior to the self-selected and reaction time tasks [Poster]. Society for the Neural Control of Movement 27th Annual Meeting; 2017 May 2-5; Dublin, Ireland.
121. Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *J Appl Biomech*. 2006;22(1):51-60.
122. De Wolf S, Slijper H, Latash M. Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Experimental Brain Research*. 1998;121(1):7-19.
123. Gantchev GN, Dimitrova DM. Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *International Journal of Psychophysiology*. 1996;22(1-2):117-22.
124. Lipshits M, Mauritz K, Popov K. Quantitative analysis of anticipatory postural components of a complex voluntary movement. *Human Physiology*. 1981;7(3):165-73.
125. Pedotti A, Crenna P, Deat A, Frigo C, Massion J. Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Experimental Brain Research*. 1989;74(1):3-10.
126. Wang Y, Zatsiorsky VM, Latash ML. Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Clinical Neurophysiology*. 2006;117(1):41-56.
127. Feldman AG, Levin MF. The equilibrium-point hypothesis—past, present and future. *Progress in Motor Control: Springer*; 2009. p. 699-726.
128. Feldman A. Superposition of motor programs—I. Rhythmic forearm movements in man. *Neuroscience*. 1980;5(1):81-90.
129. Feldman AG, Latash ML. Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis. *Experimental Brain Research*. 2005;161(1):91-103.
130. Benjuya N, Melzer I, Kaplanski J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2004;59(2):M166-M71.

131. Haight DJ, Lerner ZF, Board WJ, Browning RC. A comparison of slow, uphill and fast, level walking on lower extremity biomechanics and tibiofemoral joint loading in obese and nonobese adults. *Journal of Orthopaedic Research*. 2014;32(2):324-30.
132. Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(14):2709-16.
133. Simpson CS, Sohn MH, Allen JL, Ting LH. Feasible muscle activation ranges based on inverse dynamics analyses of human walking. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(12):2990-7.
134. Thelen DG, Anderson FC, Delp SL. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*. 2003;36(3):321-8.



## 8. EKLER

### EK-1: Tez çalışması etik kurul izni.



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

Sayı : 16969557 -1012

Konu :

#### ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 14 MAYIS 2019 SALI  
**Toplantı No** : 2019/13  
**Proje No** : GO 19/537 (Değerlendirme Tarihi: 14.05.2019)  
**Karar No** : 2019/13-17

Üniversitemiz Spor Bilimleri Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Pınar Arpınar AVŞAR'ın sorumlu araştırmacı olduğu, Dr. Hüseyin ÇELİK ile birlikte çalışacakları ve Uğur YILMAZ'ın yüksek lisans tezi olan, GO 19/537 kayıt numaralı, "**Harekete Hazırlık Safhasında Postür Kontrolünün İncelenmesi**" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 15 Mayıs 2019-15 Aralık 2019 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Nurten AKARSU	(Başkan)	İZİNLİ	9 Doç. Dr. Gözde GİRGİN	(Üye)
2. Prof. Dr. Sevdâ F. MÜFTÜOĞLU	(Üye)	İZİNLİ	10 Doç. Dr. Fatma Visal OKUR	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA	(Üye)	İZİNLİ	11. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)
4. Prof. Dr. Necdet SAGLAM	(Üye)		12. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL	(Üye)
5. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Üye)		13. Dr. Öğr. Üyesi Özay GÖKÖZ	(Üye)
6. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL	(Üye)		14. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
7. Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU	(Üye)		15. Öğr. Gör. Dr. Meltem ŞENGELEN	(Üye)
8. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)		16. Av. Meltem ONURLU	(Üye)

## EK-2: Tez Çalışması Dijital Makbuz ve Orjinallik Ekran Çıktısı

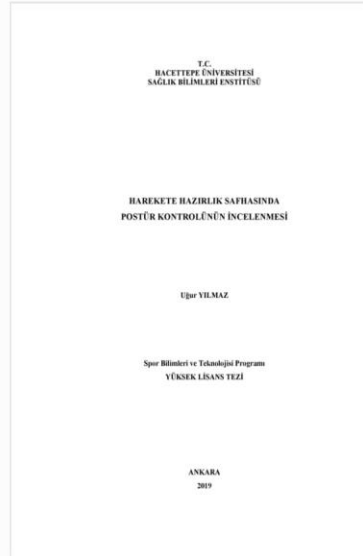


### Digital Receipt

This receipt acknowledges that Turnitin received your paper. Below you will find the receipt information regarding your submission.

The first page of your submissions is displayed below.

Submission author: Yılmaz Ugur  
Assignment title: Revision 3  
Submission title: tez\_refsiz.docx  
File name: tez\_refsiz.docx  
File size: 6.65M  
Page count: 84  
Word count: 16,105  
Character count: 112,014  
Submission date: 19-Aug-2019 06:46PM (UTC+0300)  
Submission ID: 1161462738



# HAREKETE HAZIRLIK SAFHASINDA POSTÜR KONTROLÜNÜN İNCELENMESİ

UĞUR YILMAZ

84 SAYFA

tez\_refsiz.docx

## ORIGINALITY REPORT

<b>2%</b>	<b>1%</b>	<b>0%</b>	<b>2%</b>
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS

## PRIMARY SOURCES

<b>1</b>	<b>Submitted to TechKnowledge Turkey</b> Student Paper	<1 %
<b>2</b>	<b>www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</b> Internet Source	<1 %
<b>3</b>	<b>polen.itu.edu.tr</b> Internet Source	<1 %
<b>4</b>	<b>Submitted to Bahcesehir University</b> Student Paper	<1 %
<b>5</b>	<b>www.pubmedcentral.nih.gov</b> Internet Source	<1 %
<b>6</b>	<b>Submitted to Eastern Mediterranean University</b> Student Paper	<1 %
<b>7</b>	<b>www.egitim-qatechic.com</b> Internet Source	<1 %
<b>8</b>	<b>Submitted to Eskisehir Osmangazi University</b> Student Paper	<1 %
<b>9</b>	<b>Submitted to Mersin Üniversitesi</b> Student Paper	<1 %

**EK-3: Aydınlatılmış Onam Formu.**

**ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU**

**Araştırma Projesinin Adı:** Harekete Hazırlık Safhasında Postür Kontrolünün İncelenmesi

**Sorumlu Araştırmacı:** Dr. Pınar Arpınar Avşar

Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, B Blok, Nöromusküler Kontrol Lab.

Tel: 0 (312) 297 69 05 - 0 (535) 293 00 95

E-mail: [parpinar@hacettepe.edu.tr](mailto:parpinar@hacettepe.edu.tr)

- 1. Çalışmanın Amacı:** Çalışmanın amacı harekete hazırlık evresinde postür kontrolünde ve hareketin gerçekleşmesinde etkili olan kasların, postüre ve harekete nasıl katkı sağladığını anlamak üzere evrensel bilgiye katkı sunmaktır. Bu doğrultuda çift ayak sıçrama hareketi öncesinde postür kaslarındaki hazırlık stratejileri ele alınacaktır.
- 2. İzlenecek Yöntem:** Araştırmaya gönüllü olarak katılmayı kabul etmeniz durumunda, Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Egzersiz ve Spor Bilimleri Bölümü, Nöromusküler Kontrol Laboratuvarını bir (1) kez ziyaret etmeniz istenecektir. Bu ziyaretinizde (1. ziyaret) aşağıda belirtilen alt ekstremite hareketini iki farklı durum için yapmanız istenecektir.
  - a.** Platform üzerinde ayakta sakın duruştayken istediğiniz bir anda çift ayak olabildiğince yükseğe sıçrayıp tekrar çift ayak platform üzerine inmeniz istenecektir.
  - b.** Platform üzerinde ayakta sakın duruştayken işitsel bir uyarıyı duyduğunuz anda, en kısa sürede çift ayak olabildiğince en yükseğe sıçrayıp tekrar çift ayak platform üzerine inmeniz istenecektir.

*Araştırma protokolü için on (10) gönüllüden elde edilecek veriler kayıt edilecek ve genel bir sonuca ulaşmak için tüm katılımcılara ait veriler birlikte değerlendirilecektir. Veriler bireysel olarak yorumlanmayacaktır.*

**3. Kullanılacak yöntem, oluşabilecek rahatsızlıklar ve riskler:** Ölçümde yer alan alt ekstremite hareketi, günlük yaşamda gerçekleştirilen bir harekettir. Herhangi bir sağlık sorununa neden olması beklenmemektedir. Araştırma projesi Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

**a.** Alt ve üst bacak ile kalçada yer kaslar üzerinden kas aktivasyonunun kaydedilmesi amacıyla deri yüzeyi alkol ile temizlenecek, sensörlerin konumlandırılacağı yerler tüylerden arındırılacak ve sensörler deri yüzeyine anti alerjik çift taraflı bant ile yapıştırılacaktır. Kullanılan sensörler ve kayıt sistemi pil ile çalışmaktadır.

**b.** Alt ve üst bacak ile kalçadaki belli noktalara anti alerjik çift taraflı bant ile yansıtıcılar yapıştırılacaktır.

**c.** Protokollerin yorgunluğa neden olması beklenmemektedir. Ölçüm sırasında yorgunluk hissederseniz araştırmacıdan ek süre talep ediniz ya da araştırmanın sonlanması için araştırmacıya bu konuda bilgi veriniz.

**d.** Ölçüm sırasında fiziksel bir zorlanma beklenmemektedir. Ancak, fiziksel bir zorlanma (ağrı, ayak bileği burkulması vb.) ya da halsizlik gibi bir şikayetiniz olursa ölçümün hemen sonlandırılması için araştırmacıya bilgi veriniz.

**4. Faydalar:** Araştırmanın size bireysel olarak bir katkısı yoktur. İstemli hareket hazırlığında postüral düzenlemelere ait mekanizmalara dair evrensel bilgiye katkıda bulunulması hedeflenmektedir.

**5. Araştırmanın ve Ölçümlerin Süresi:** Araştırma kapsamında Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Nöromusküler Kontrol Laboratuvarını bir

(1) kez ziyaret etmeniz istenecektir. Ziyaretinizin süresi yaklaşık 1 saat 30 dakika olacaktır.

- 6. Verilerin Gizliliği:** Çalışmaya katılımınız gizli tutulacaktır. Size ait veriler bir kod numarası ile saklanacaktır. Sonuçların yayınlanması ya da araştırmadan çıkan bilgilerin sunulması durumunda, katılımcıya ait tanımlayıcı hiçbir kişisel veri paylaşılmayacaktır. Gerekli olması halinde verilere ulaşma yetkisine sahip kurum Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu olacaktır.
- 7. Soru Sorma Hakkı:** Araştırmaya ilişkin her türlü konuda soru sorma hakkınız vardır. Lütfen araştırma sorumlusu Dr. Pınar Arpınar Avşar ile Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Nöromusküler Kontrol Laboratuvarı'nda bulunan çalışma ofisinde ya da 0 (312) 297 69 05 ya da 0 (535) 293 00 95 numaralı telefonlardan ulaşarak soru ve düşüncelerinizi iletiniz. Çalışmanın sağlığınıza olumsuz etkisi olduğunu düşünür ya da katılımcı olarak haklarınızı öğrenmek isterseniz, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na 0 (312) 305 10 82 ya da 0 (312) 680 11 47 numaralı telefonlardan ulaşarak konu hakkında bilgi verme / bilgi alma hakkınız bulunmaktadır. Araştırma protokolü hakkında sorularınız ise sorumlu araştırmacı tarafından yanıtlanacaktır.
- 8. Katılım Bedeli:** Araştırmaya katılımınız karşılığında herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Katılımcılar araştırmaya gönüllülük esasına göre dahil edilecektir.
- 9. Gönüllü Katılım:** Katılımcılara araştırmaya gönüllülük esasına göre dahil edilecektir. İstedığınız zaman araştırmadan çekilme hakkına sahipsiniz. Yanıtlamak istemediğiniz herhangi bir soruyu yanıtlamak zorunda değilsiniz. Araştırmadan çekildiğiniz takdirde herhangi bir ceza ya da yaptırım söz konusu olmayacaktır.
- 10. Olası Sağlık Sorunları:** Ölçümler esnasında oluşan bir sağlık sorunu durumunda en yakın sağlık kuruluşuna sevk edilmeniz sağlanacaktır. Ancak, ücretsiz sağlık

hizmeti sunulması ya da bu hizmetlerden doğan masrafların karşılanması mümkün olmayacaktır. Bu belgeyi imzalayarak araştırmaya katılımınız nedeniyle oluşabilecek herhangi bir sağlık sorunundan dolayı Hacettepe Üniversitesi ve araştırmacıyı sorumlu tutma hakkınız olmayacağını kabul ve beyan etmiş sayılacaksınız.

Araştırmaya katılmak için 18 yaşından büyük olmanız gerekmektedir. Yukarıda yer alan bilgiler ışığında araştırmaya katılmayı kabul ediyorsanız lütfen aşağıda “katılımcı” olarak size ayrılan alanda istenilen bilgileri doldurup araştırmaya katıldığınız tarihi yazarak imzalayınız.

### **Katılımcı**

*Adı, soyadı:*

*Adres:*

*Telefon:*

*İmza:*

*Tarih:*

### **Sorumlu Araştırmacı**

*Adı, soyadı:* Dr. Pınar Arpınar Avşar

*Adres:* Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi

Egzersiz ve Spor Bilimleri Bölümü, Nöromusküler Kontrol Laboratuvarı

Beytepe, Ankara

*İş Telefonu:* 0 (312) 297 69 05, *Cep Telefonu:* 0 535 293 00 95

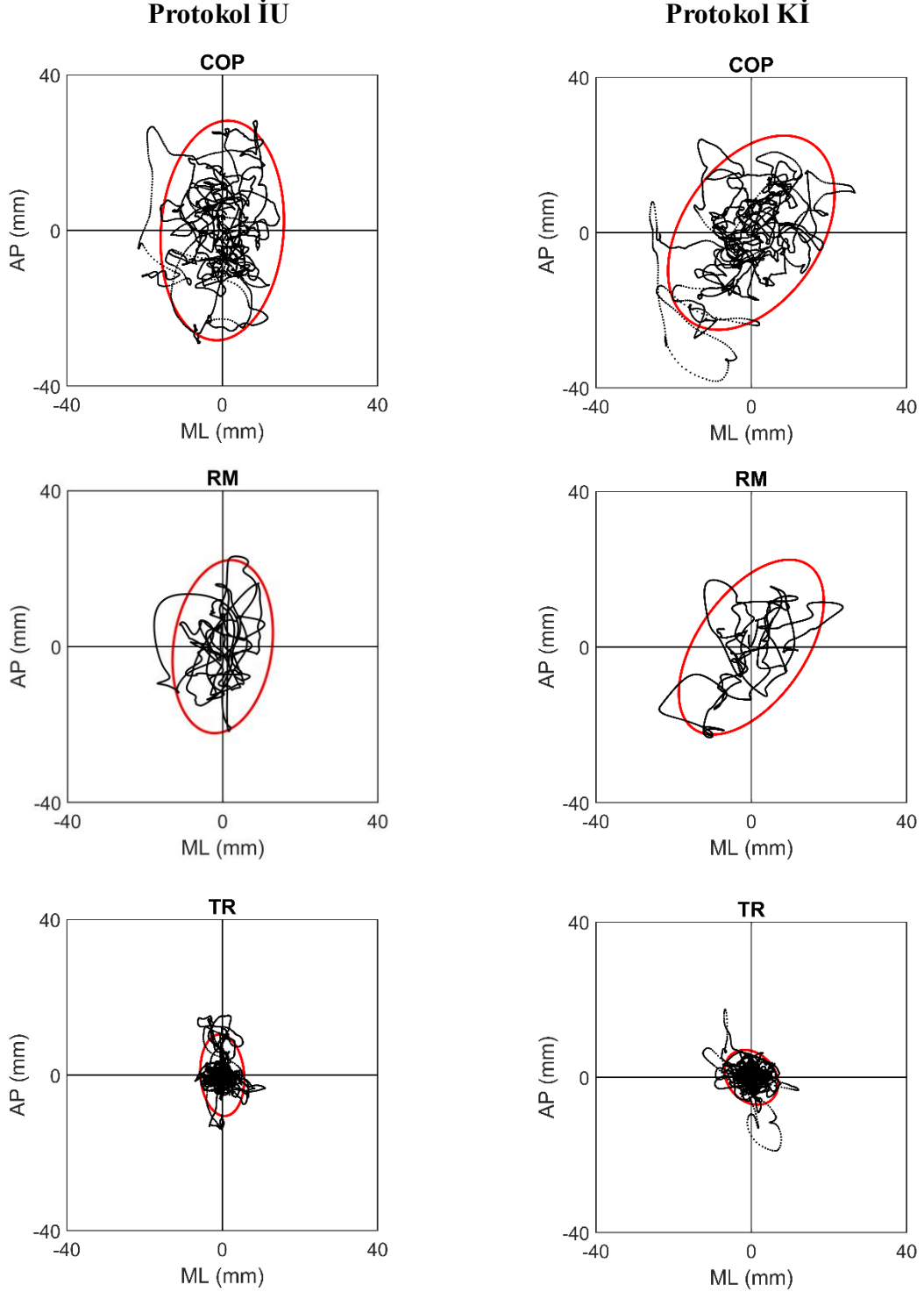
*İmza:*

*Tarih:*

**Katılımcı kod numarası:** ..... (bu alan araştırmacı tarafından doldurulacaktır)

**EK-4:** Her katılımcının İÜ ve Kİ protokollerinden birer denemesine ait iki boyutlu RM, TR ve COP yörüngeleri ve elips alanları.

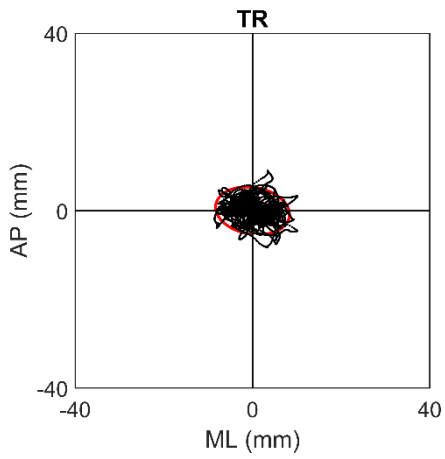
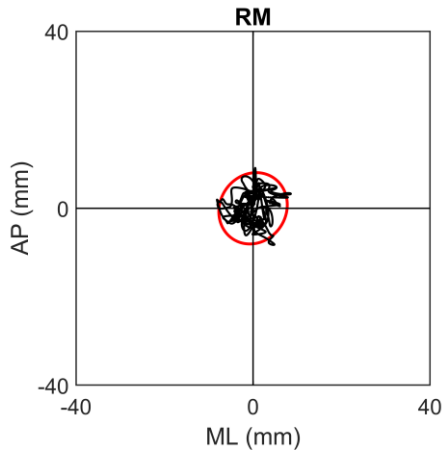
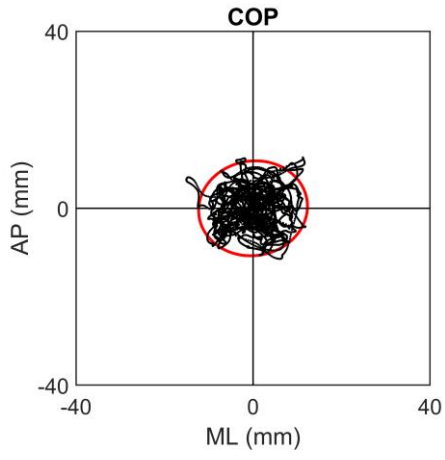
**Katılımcı 1**



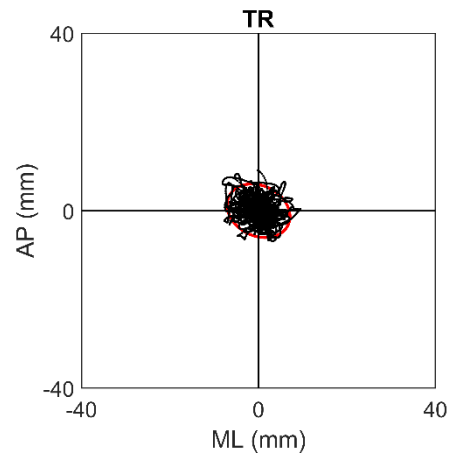
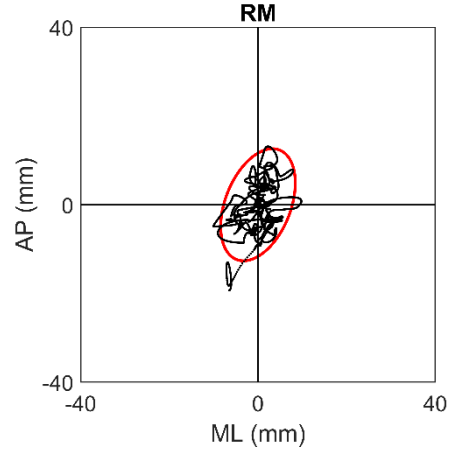
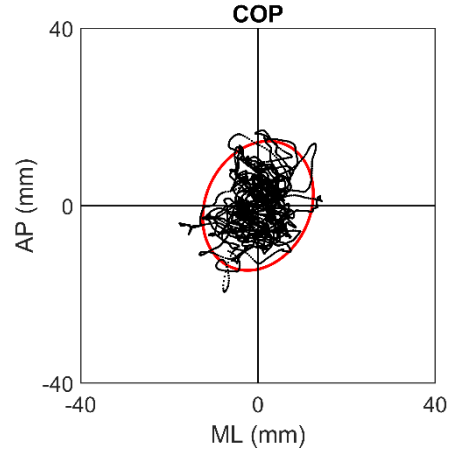


## Katılımcı 2

### Protokol İÜ

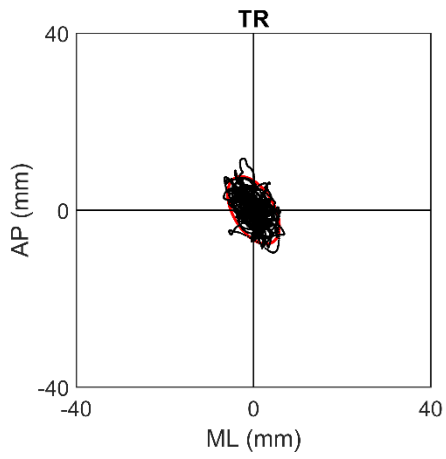
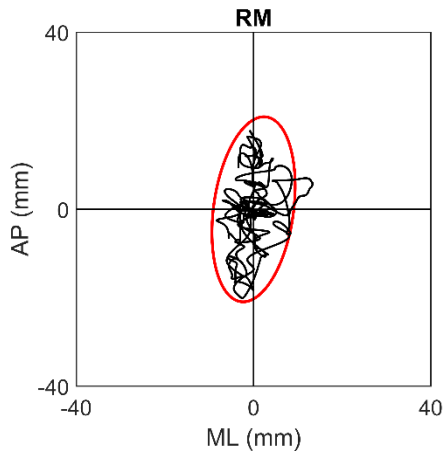
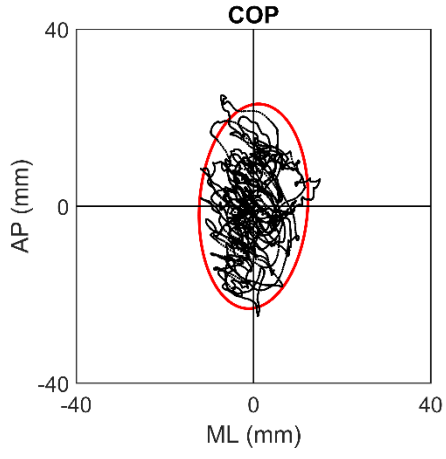


### Protokol Kİ

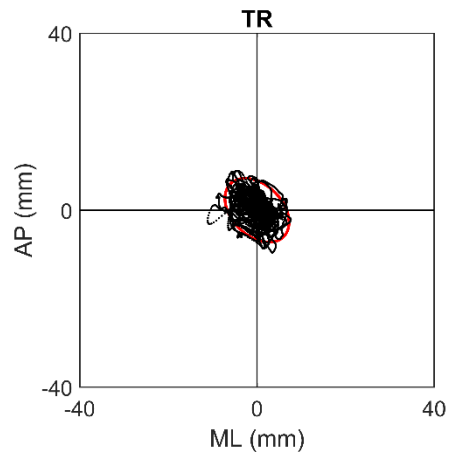
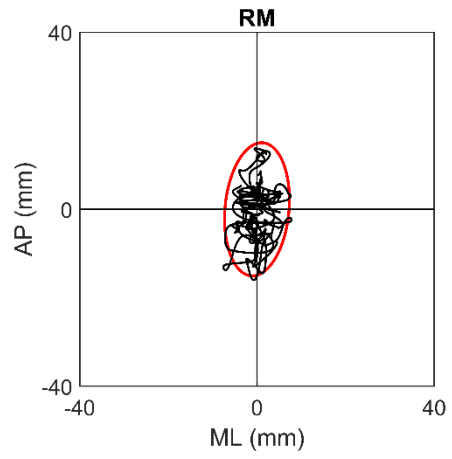
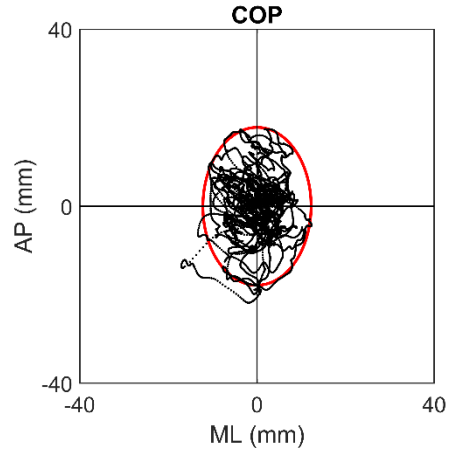


### Katılımcı 3

#### Protokol İU

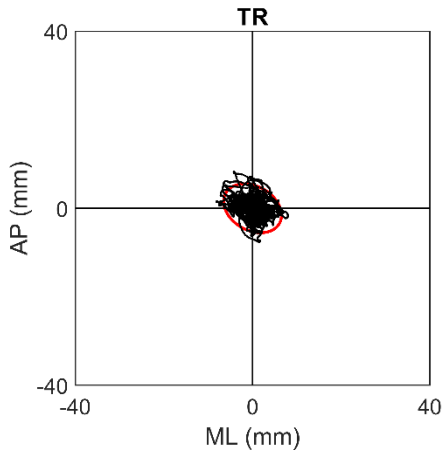
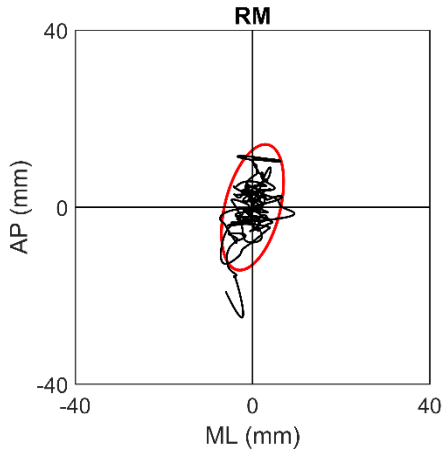
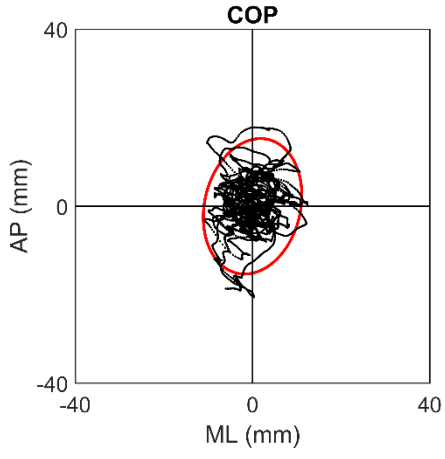


#### Protokol KI

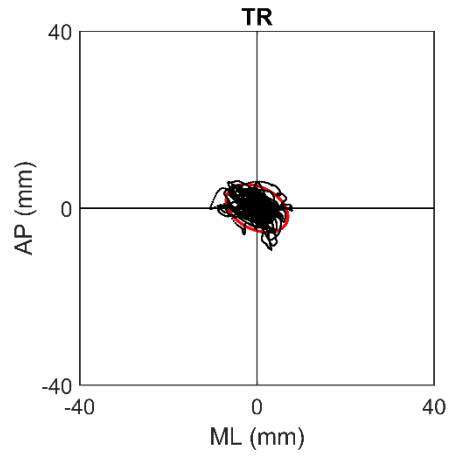
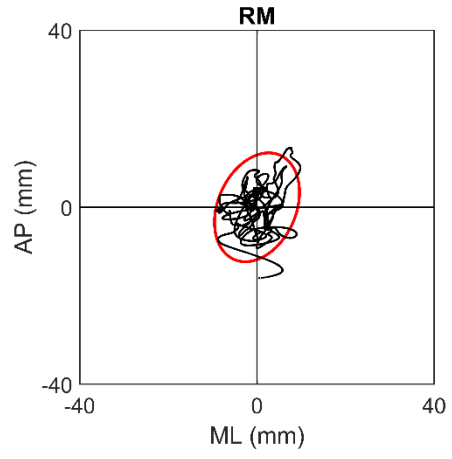
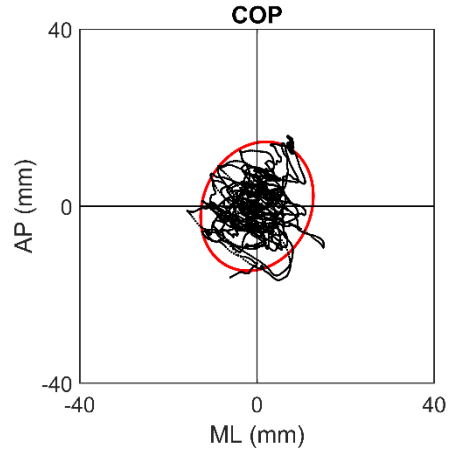


## Katılımcı 4

### Protokol İU

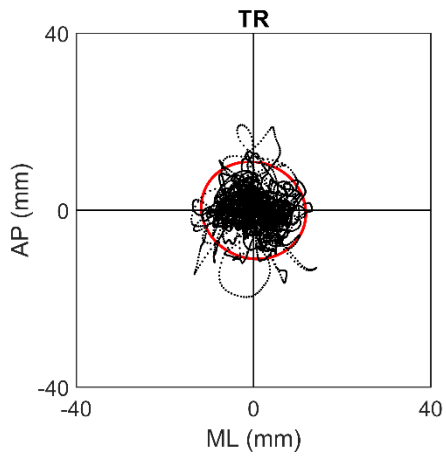
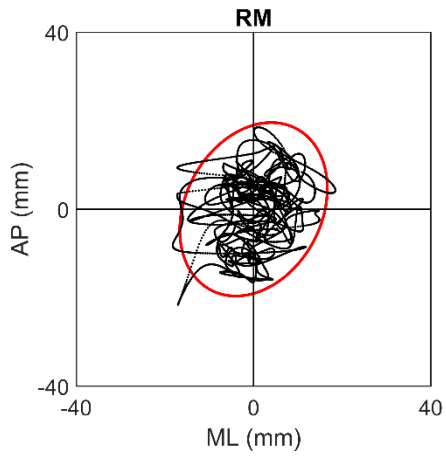
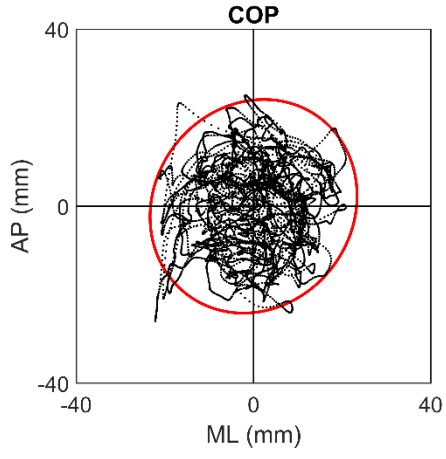


### Protokol KI

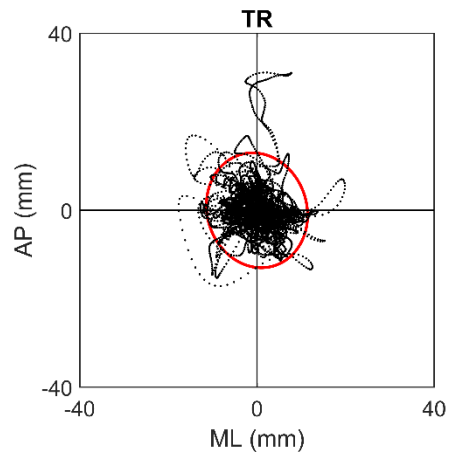
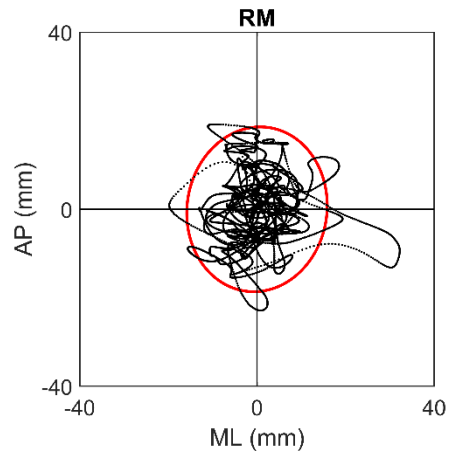
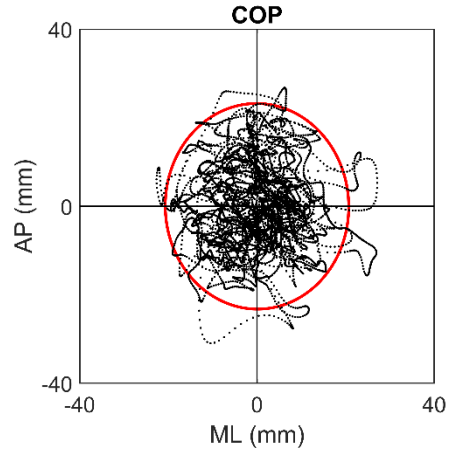


## Katılımcı 5

### Protokol İU

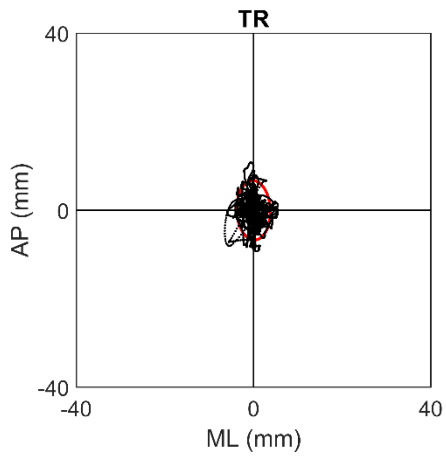
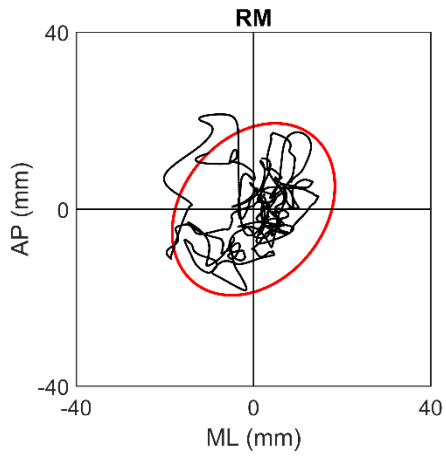
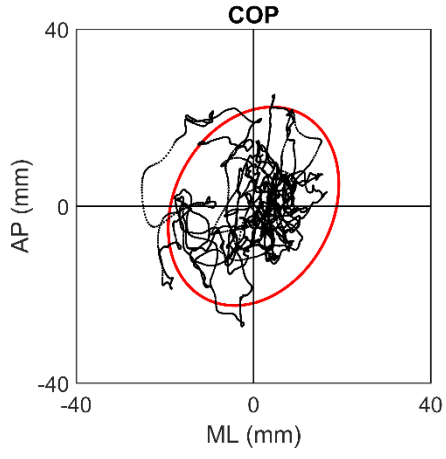


### Protokol KI

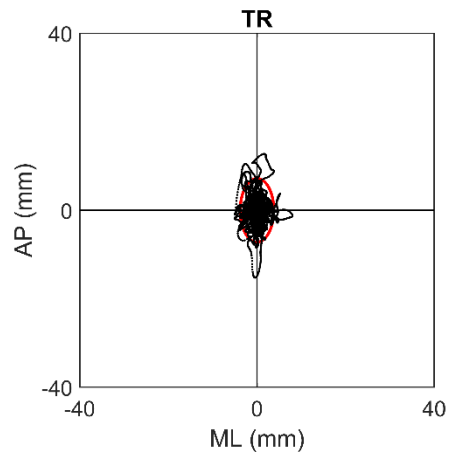
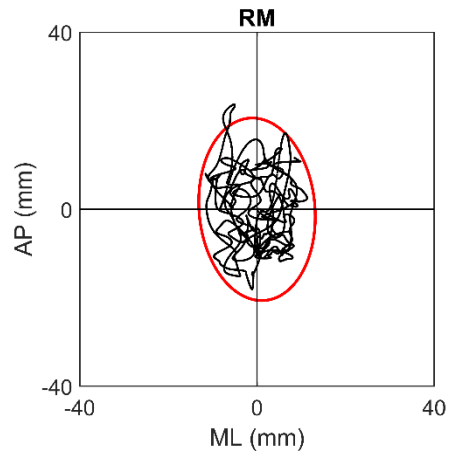
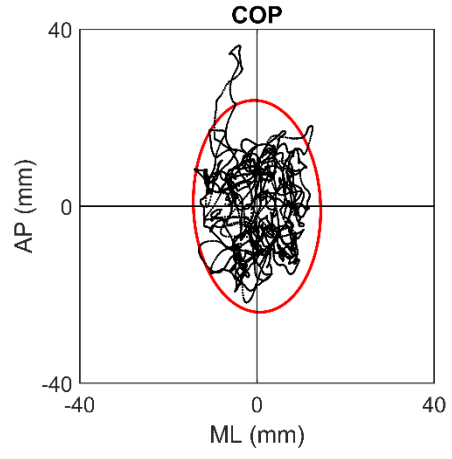


## Katılımcı 6

### Protokol İU

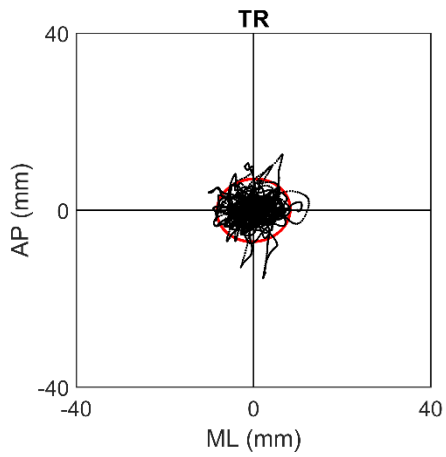
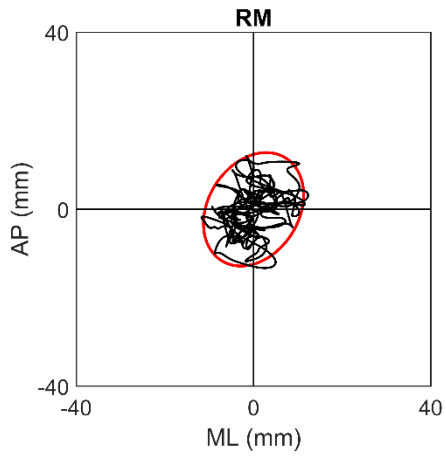
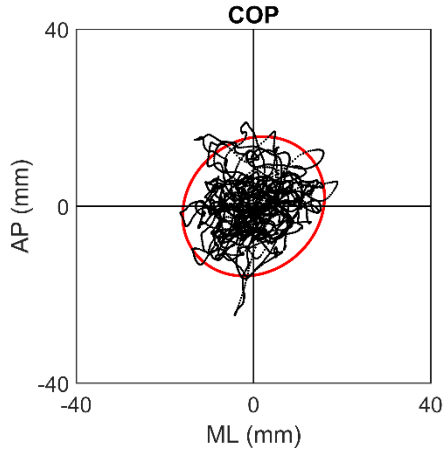


### Protokol Kİ

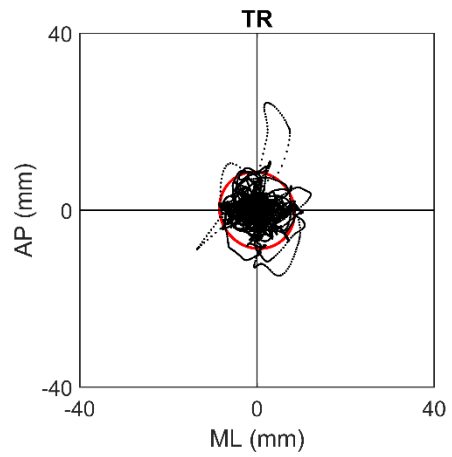
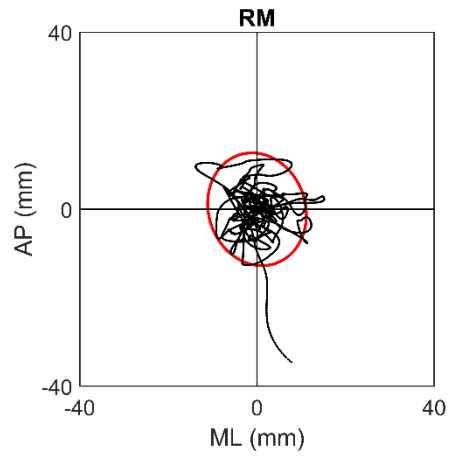
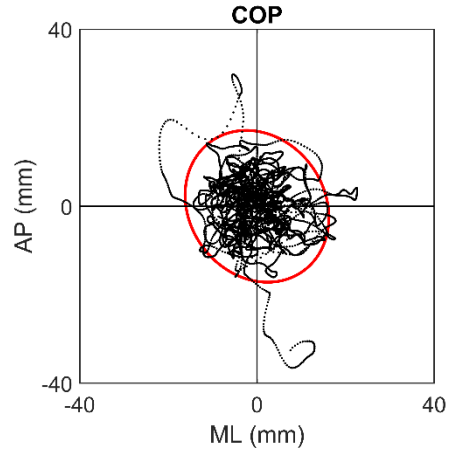


## Katılımcı 8

### Protokol İU



### Protokol KI



## 9. ÖZGEÇMİŞ

### 1. KİŞİSEL BİLGİLER

<b>ADI, SOYADI:</b>	Uğur YILMAZ
<b>DOĞUM TARİHİ ve YERİ:</b>	10.04.1991 - Bakırköy
<b>HALEN GÖREVİ:</b> Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Egzersiz ve Spor Bilimleri Bölümü Spor Biyomekaniği ve Motor Kontrol ABD Araştırma Görevlisi	
<b>YAZIŞMA ADRESİ:</b> Hacettepe Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, 06800 Beytepe, Ankara	
<b>TELEFON:</b> 0 537 397 88 98	
<b>E-MAIL:</b> uguryilmaz@hacettepe.edu.tr	

### 2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2012-2016	Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Rekreasyon
2016-2019	Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Spor Bilimleri ve Teknolojisi (Spor Biyomekaniği ve Motor Kontrol ABD)

### 3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
05/2017 - ...	ARŞ. GÖR.	EGZERSİZ VE SPOR BİLİMLERİ	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

### 4. ÇALIŞMA ALANLARI

ÇALIŞMA ALANI	ANAHTAR SÖZCÜKLER
BİYOMEKANİK VE MOTOR KONTROL	Motor Kontrol, algısal postural hazırlık, hareket analizi

### 5. SON BEŞ YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR

1. Yılmaz U., Aldemir E., Arpınar Avşar P., Çelik H. Kasal Koordinasyon ve Kas Kuvveti ile Yön Değiştirme Performansı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi, *10. Spor Bilimleri Öğrenci Kongresi Sözel Sunum*, 10 - 12 Mayıs 2017.

2. Yılmaz U., Arpınar-Avşar P., Çelik H. Ayak Tercihi ve Kuvvetin Yere İniş Kinetiği ve Dinamik Postural Stabilite Üzerine Etkisi, *1. Yürüyüş ve Denge Kongresi (Sözel Sunum)*, 21-23 Eylül 2017, Ankara.
3. Yılmaz, U., Çelik, H. Ç., & Avşar, P. A. Yere İniş Hareketinin Kinetik Analizi: Voleybol Oyuncuları ve Sedanter Katılımcıların Karşılaştırması, *Spor Bilimleri Dergisi*, 29(1), 1-14, 2018.
4. Yılmaz U., Çelik H., Arpınar-Avşar P. Yere Düşüş Hareketinin Kinetik Açından İncelenmesi: Sedanter ve Voleybol Oyuncuları Karşılaştırması, *15. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi Sözel Sunum*, 15-18 Kasım 2017, Antalya.
5. Yılmaz U., Çelik H., Arpınar-Avşar P. Sakin Duruş Sırasında Zaman Kısıtlamasının İleri Beslemeli Postüral Kontrol Mekanizması Üzerine Etkisi, *16. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi Sözel Sunum*, 31 Ekim – 3 Kasım 2018, Antalya.
6. Yılmaz U., Arpınar-Avşar P., Çelik H. Unilateral ve Bilateral Yere İniş Hareketinde Ayak Bileğinde Kassal Ko-aktivasyon ve Yer Tepki Kuvvetlerinin İncelenmesi, *9. Uluslararası Biyomekanik Kongresi Sözel Sunum*, 19-22 Eylül 2018, Eskişehir.