

**TC.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT EKSTREMİTE FONKSİYONEL PERFORMANS  
TESTLERİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLERİN ARAŞTIRILMASI**

**Fzt. Bensu SÖĞÜT**

**Spor Fizyoterapistliği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2019**



**TC.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT EKSTREMİTE FONKSİYONEL PERFORMANS  
TESTLERİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLERİN ARAŞTIRILMASI**

**Fzt. Bensu SÖĞÜT**

**Spor Fizyoterapistliği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Gülcan HARPUR**

**ANKARA  
2019**

## ONAY SAYFASI

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ALT EKSTREMİTE FONKSİYONEL PERFORMANS TESTLERİNİ ETKİLEYEN  
FAKTÖRLERİN ARAŞTIRILMASI  
Öğrenci: Bensu SÖĞÜT  
Danışman: Doç. Dr. Gülcan HARPUR

Bu tez çalışması 27.11.2019 tarihinde jürimiz tarafından "Spor Fizyoterapistliği Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Volga BAYRAKÇI TUNAY  
(Hacettepe Üniversitesi)



Tez Danışmanı: Doç. Dr. Gülcan HARPUR  
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Doç. Dr. İrem DÜZGÜN  
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Doç. Dr. Tüzün FIRAT  
(Hacettepe Üniversitesi)

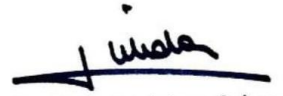


Üye: Doç. Dr. Aydan AYTAR  
(Başkent Üniversitesi)



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

10 Aralık 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 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

27 / 11 / 2019

  
Bensu SÖĞÜT

<sup>1</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 danışmanının 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 danışmanının 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 danışmanının 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 Doç. Dr. Gülcan HARPUT danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Fzt. Benu SÖĞÜT



## TEŞEKKÜR

Bana gösterdiği sonsuz sabır ve özveriyle, spor fizyoterapisine ve akademik hayata olan sevgimi arttıran, gece/gündüz demeden ilgilenip hatalarımı düzelten ve desteğini hep hissettiren, sevgili tez danışmanım Doç. Dr. Gülcan HARPUT'a,

Fikir ve önerilerini benimle paylaşan, ders dönemim boyunca beni en iyiye yönlendiren ve tezim boyunca desteğini esirgemeyen sevgili hocam Prof. Dr. Volga BAYRAKÇI TUNAY'a,

Beni spor fizyoterapisine yönlendiren, meslek hayatıma ilk adımlarımı attığım andan itibaren yanımda olan, hem hocam hem abim olarak her zaman desteğini hissettiğim sevgili Dr. Öğr. Üyesi Bünyamin HAKSEVER'e,

Her sorumda güler yüzle yardımcı olmaya çalışan Hacettepe Sporcu Sağlığı Ünitesinin sevgili hocalarına,

Bolca emek ve çabayla, kendi tercihlerimizle kurduğumuz hayatlarımızda birbirimize ikinci bir aile olduğumuz, iyi-kötü her anımı paylaşan, bana güvenip cesaretlendiren sevgili dostlarım; Nilay ÇELEBİ, Berkcan NEHİR, Ayca YILDIRIM, Kurtuluş TERLEMEZ, Kübra YÜKSEKKAYA ve Mehmet İLHAN'a,

Yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen sevgili iş arkadaşlarım Ankara TOHM personellerine,

Hayatımın her anında elimden tutan, bana inancını hiçbir zaman yitirmeyen canım annem Semiha SÖĞÜT'e, sesimden nasıl hissettiğimi anlayan, her zaman desteğini hissettiğim canım babam Ali SÖĞÜT'e, bana hem anne hem abla olarak, dünyanın en şanslı kardeşi olmamı sağlayan canım ablam Pınar İLHAN'a ve ne olursa olsun tüm sevgisiyle yanımda olacağını bildiğim canım abim İnanç SÖĞÜT'e,

Doğdukları günden beri hayatımıza anlam katıp, bizlere mutluluk ve neşe getiren canım yeğenlerim Bilge İLHAN, Dicle İLHAN ve Derin SÖĞÜT'e

En derinden saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım...

## ÖZET

**Söğüt B. Alt ekstremitte fonksiyonel performans testlerini etkileyen faktörlerin araştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Fizyoterapistliği Programı Yüksek Lisans Tezi. Ankara. 2019.** Bu çalışmanın amacı, klinikte alt ekstremitte fonksiyonel performansını değerlendirmek için sıklıkla kullanılan modifiye yıldız denge testi (MYDT), ağırlık aktarmalı hamle testi (AAHT) ve basamak inme testlerini (BİT) etkileyen faktörlerin araştırılmasıydı. Çalışmaya 30 erkek, 21 kadın olmak üzere 51 sağlıklı birey dahil edildi (Yaş:  $22,74 \pm 1,93$  yıl; Beden Kütle İndeksi:  $22,52 \pm 2,29$  kg / m<sup>2</sup>). MYDT’i etkileyen faktörler olarak ayakkabı kullanımı, ellerin pozisyonu, alt ekstremitte uzunluğu, ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığı (DFNEH); AAHT’yi etkileyen faktörler olarak bireylerin Gastroknemius ve Soleus esnekliği, alt bacak uzunluğu ve tibial inklinasyon açısı; BİT’i etkileyen faktörler olarak ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığı, Kuadriseps kas kuvveti, Kuadriseps kas dayanıklılığı ve dinamik valgus açısı belirlendi ve değerlendirildi. İstatistiksel analizde doğrusal regresyon analizi ve tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi kullanıldı. MYDT için ayakkabı kullanımı, ellerin pozisyonu ve alt ekstremitte uzunluğunun anlamlı etkisi bulundu ( $p < 0,001$ ), DFNEH MYDT’de yalnızca anterior yönde uzanma ile ilişkili bulundu ( $p < 0,05$ ). AAHT sonuçları ile Gastroknemius esnekliği ( $r = 0,56$ ;  $p < 0,001$ ), Soleus esnekliği ( $r = 0,44$ ;  $p = 0,001$ ) ve tibial inklinasyon açısı ( $r = 0,50$ ;  $p < 0,001$ ) arasında ilişki bulundu ancak alt bacak uzunluğu ilişkisi görülmedi ( $p > 0,05$ ). BİT ile DFNEH, Kuadriseps kas dayanıklılığı ve dinamik valgus açısı arasında ilişkili bulunmadı ( $p > 0,05$ ) ancak Kuadriseps kas kuvveti ile ilişki bulundu ( $r = 0,51$ ;  $p < 0,05$ ). MYDT’de, ayakkabı kullanımının, ellerin pozisyonunun ve alt ekstremitte uzunluğunun sonuçları etkilemesinden dolayı bu test için standart bir uygulama gerekmektedir. AAHT’de mezura ile ölçüme alternatif olarak tibial inklinasyon açısı ölçümü kullanılabilir. Basamak inme performansını değerlendirirken Kuadriceps kas kuvvetinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

**Anahtar kelimeler:** Diz eklemi, denge, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti



## ABSTRACT

**Sogut B. Investigation of the factors affecting lower extremity functional performance tests. Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Sport Physiotherapy Master's Degree Thesis, Ankara, 2019.** The purpose of this study was to investigate the factors affecting modified star excursion balance test (MSEBT), weight bearing lunge test (WBLT) and step down test (SDT) which are commonly used to evaluate lower extremity functional performance in the clinic. Thirty males, 21 females, total 51 healthy individuals were included in this study (Age:  $22.74 \pm 1.93$  years; Body Mass Index :  $22.52 \pm 2.29$  kg /m<sup>2</sup>). The factors chosen for SEBT were shoe use, hand position, lower extremity length and ankle dorsiflexion range of motion (DFROM); for WBLT, Gastrocnemius and Soleus flexibility, leg length and tibial inclination angle; for SDT, DFROM, Quadriceps muscle strength, Quadriceps muscle endurance and dynamic valgus angle. Linear regression and repeated measures of ANOVA were used for statistical analysis. The effects of shoe use, hand position and lower extremity length on MSEBT were found significant ( $p < 0.001$ ) but effect of DFROM was found significant in only anterior direction ( $p < 0.05$ ). Gastrocnemius flexibility ( $r = 0.56$ ,  $p < 0.001$ ), Soleus flexibility ( $r = 0.44$ ,  $p = 0.001$ ) and tibial inclination angle ( $r = 0.50$ ,  $p < 0.001$ ) were found correlated with WBLT but leg length was not correlated with WBLT ( $p > 0.05$ ). There was moderate correlation between Quadriceps muscle strength and SDT ( $r = 0.51$ ,  $p < 0.05$ ). No correlation was found between DFROM, Quadriceps muscle endurance and dynamic valgus angle and SDT ( $p > 0.05$ ). As shoe use, hand position and lower extremity length affect the MSEBT results, standard procedure is needed for using this test. As an alternative to tape measure in WBLT, tibial inclination angle measurement can be used. When evaluating step down performance, quadriceps strength should be considered.

**Key words:** Knee joint, balance, range of motion, muscle strength

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	v
ETİK BEYAN	vi
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Alt Ekstremitte Biyomekaniği	3
2.1.1. Kalça Eklemi Artrokinematiği ve Kaslarının Fonksiyonları	3
2.1.2. Diz Eklemi Artrokinematiği ve Kaslarının Fonksiyonları	7
2.1.3. Ayak Bileği Eklemi Artrokinematiği ve Kaslarının Fonksiyonları	11
2.2. Alt Ekstremitte Fonksiyonunu Değerlendiren Testler	14
2.2.1. Modifiye Yıldız Denge Testi	15
2.2.2. Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi	18
2.2.3. Basamak İnme Testi	20
<b>3. BİREYLER YÖNTEM</b>	23
3.1. Bireyler	23
3.2.1. Demografik Bilgiler	23
3.2.2. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümü	24
3.2.3. Gastroknemius ve Soleus Esneklik Ölçümü	24
3.2.4. Diz Valgus Açısı Ölçümü	25
3.2.5. Kuadriseps Kas Kuvveti ve Dayanıklılığı	26
3.2.6. Alt Ekstremitte Fonksiyonel Performans Testleri	27
3.3. İstatistiksel Analiz	33
<b>4. BULGULAR</b>	34
4.1. Demografik Bilgiler	34

4.2. Modifiye Yıldız Denge Testi	34
4.2.1. Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Yön Uzanma Mesafesi İle Kuadriseps Kas Kuvveti, Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi ve Ekstremitte Uzunluğu Arasındaki İlişki	36
4.2.2. Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Yön Uzanma Mesafesi İle Kuadriseps Kas Kuvveti, Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi ve Ekstremitte Uzunluğu Arasındaki İlişki	41
4.2.3. Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Yön Uzanma Mesafesi İle Kuadriseps Kas Kuvveti, Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi ve Ekstremitte Uzunluğu Arasındaki İlişki	46
4.3. Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi	51
4.4. Basamak İnme Testi	54
<b>5. TARTIŞMA</b>	57
5.1. Modifiye Yıldız Denge Testi	57
5.2. Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi	62
5.3. Basamak İnme Testi	64
5.4. Limitasyonlar	67
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	68
<b>7. KAYNAKLAR</b>	71
<b>8. EKLER</b>	
EK-1. Tez Çalışması İle İlgili Etik Kurul İzni.	
EK-2. Katılımcılardan Alınan Aydınlatılmış Onam	
EK-3. Değerlendirme Formu.	
EK-4. Görseller İçin İzin Metni	
EK-5. Tezin Bildirisi	
EK-6. Dijital Makbuz	
EK-7. Orjinallik Ekran Çıktısı	
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	

**SİMGELER ve KISALTMALAR**

<b>A</b>	: Anterior
<b>AAHT</b>	: Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi
<b>BİT</b>	: Basamak İnme Testi
<b>BKİ</b>	: Beden Kütle İndeksi
<b>DFNEH</b>	: Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi
<b>DVAF</b>	: Dinamik Valgus Açısı Fark
<b>DVAÖ</b>	: Dinamik Valgus Açısı Önce
<b>DVAS</b>	: Dinamik Valgus Açısı Sonrası
<b>EMG</b>	: Elektromiyografi
<b>MYDT</b>	: Modifiye Yıldız Denge Testi
<b>PL</b>	: Posterolateral
<b>PM</b>	: Posteromedial
<b>SIAS</b>	: Spina İliaca Anterior Superior

## ŞEKİLLER

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
3.1. Gastroknemius esneklik	24
3.2. Soleus esneklik ölçümü ölçümü	24
3.3. ImageJ programı ile dinamik valgus açısı ölçümü	25
3.4. Kuadriseps kas testi	27
3.5. MYDT A ayakkabılı eller	28
3.6. MYDT A ayakkabılı eller belde serbest	28
3.7. MYDT PM ayakkabılı eller belde	29
3.8. MYDT PM ayakkabılı eller serbest	29
3.9. MYDT PL ayakkabılı eller belde	29
3.10. MYDT PL ayakkabılı eller serbest	29
3.11. MYDT A ayakkabısız eller belde	30
3.12. MYDT A ayakkabısız eller serbest	30
3.13. MYDT PM ayakkabısız eller belde	30
3.14. MYDT PM ayakkabısız eller serbest	30
3.15. MYDT PL ayakkabısız eller belde	31
3.16. MYDT PL ayakkabısız eller serbest	31
3.17. AAHT vücut pozisyonu	32
3.18. AAHT ayak pozisyonu	32
3.19. Tibial inklinasyon açısı ölçümü	32
3.20. Basamak inme testi başlangıç pozisyonu	33
3.21. Basamak inme testi	33
4.1. Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller belde uzanma mesafesi ile dorsifleksiyon normal eklem hareketi arasındaki ilişki	38
4.2. Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile dorsifleksiyon normal eklem hareketi arasındaki ilişki	38
4.3. Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabılı / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	39
4.4. Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	39
4.5. Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	40
4.6. Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	40

4.7.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabılı / eller belde uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi	43
4.8.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi	43
4.9.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi	44
4.10.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabılı / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	44
4.11.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	45
4.12.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabısız / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	45
4.13.	Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayak kabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	46
4.14.	Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayak kabılı / eller belde uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi	48
4.15.	Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayak kabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi	49
4.16.	Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayak kabılı / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	49
4.17.	Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayak kabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	50
4.18.	Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayak kabısız / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	50
4.19.	Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayak kabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi	51
4.20.	Gastroknemius esnekliği ile AAHT mesafesi arasındaki ilişki	53
4.21.	Soleus esnekliği ile AAHT mesafesi arasındaki ilişki	53
4.22.	Tibial inklinasyon açısı ile AAHT mesafesi arasındaki ilişki	54
4.23.	Kuadriseps kas kuvveti ilk 5 tekrar zirve torku ile BİT tekrar sayısı arasındaki ilişki	56

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b> Çalışmaya katılan bireylerin demografik bilgileri	34
<b>4.2.</b> Modifiye yıldız denge testinin farklı koşullardaki tanımlayıcı istatistiği [ortalama± standart sapma (minimum-maksimum)] ve tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi sonuçları	35
<b>4.3.</b> Anterior yön koşullar arası farklılıklar	35
<b>4.4.</b> Posteromedial yön koşullar arası farklılıklar	35
<b>4.5.</b> Posterolateral yön koşullar arası farklılıklar	35
<b>4.6.</b> Modifiye yıldız denge testi anterior yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, dorsifleksiyon normal eklem hareketi ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	37
<b>4.7.</b> Modifiye yıldız denge testi posteromedial yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, dorsifleksiyon normal eklem hareketi ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	42
<b>4.8.</b> Modifiye yıldız denge testi posterolateral yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, dorsifleksiyon normal eklem hareketi ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki	48
<b>4.9.</b> Ağırlık aktarmalı hamle testi, Gastroknemius ve Soleus kas esnekliği, tibial inklinasyon açısı ve alt bacak uzunluğu tanımlayıcı istatistiği	51
<b>4.10.</b> Ağırlık aktarmalı hamle testi ve ayak bileği dorsifleksiyon açısı, alt ekstremitte uzunluğu, Gastroknemius ve Soleus esnekliği, tibial inklinasyon açısı arasındaki ilişki	52
<b>4.11.</b> Basamak inme testi tekrar sayısı; Kuadriseps kas kuvveti ve dinamik valgus açısı tanımlayıcı istatistiği	55
<b>4.12.</b> Basamak inme testi ile dorsifleksiyon normal eklem hareketi, kuadriseps kas kuvveti; zirve tork ilk 5, son 5 ve % değerleri, ve dinamik valgus açısı; test öncesi, test sonrası ve farkları arasındaki ilişki	56

## 1. GİRİŞ

Alt ekstremitte fonksiyonel performans testleri klinikte ve sahada fizyoterapistler tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Bu testlerden elde edilen sonuçlar rehabilitasyonun başarısının gösterilmesinde, spora dönüş kararının verilmesinde ve spor yaralanmalarının önlenmesi için eğitim programlarının oluşturulmasında önem taşımaktadır.

Alt ekstremitte dinamik denge ve postüral kontrolünü değerlendirmek için en çok kullanılan test, modifiye yıldız denge testidir (MYDT). MYDT testinin sonuçları kas kuvveti, esneklik ve propriosepsiyon hakkında bilgi verebilir (1). Bu testte, 8 yöne çizilmiş bir yıldızın ortasında tek ayak yerdeyken ve denge korunurken diğer ayakla uzanılan maksimum mesafe kaydedilir (2). Kişi bir ekstremitesi yerde ve dengede diğer ekstremitesi ile ne kadar uzağa ulaşabilirse fonksiyonel performansının o kadar iyi olduğu anlamına gelir. Uzatılan ekstremitayla daha uzun mesafeye ulaşabilme yeteneği kontralateral bacakta daha iyi denge, kuvvet ve hareket kombinasyonu gerektirir (3). Yapılan çalışmalar ekstremitte uzunluğunun (4), ayak varyasyonlarının (4, 5), ayak dorsifleksiyon (6) açısının ve Kuadriseps kuvvetinin (7) sonuçlarda farklılık oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Bu bilgilerin yanısıra test pozisyonunda ellerin belde olup olmaması gerektiği, testin ayakkabı ile yapılıp yapılamayacağı konusunda kesin bir bilgi literatürde mevcut değildir. Bu nedenle, çalışmalarda uygulama ile ilgili çok farklı varyasyonlar görülmektedir.

Ağırılık aktarmalı hamle testi (AAHT), dorsifleksiyon normal eklem hareketini (DFNEH) belirleyebilmek ve ayak bileği instabilitesi olan bireylerde rehabilitasyonda ilerlemeyi takip edebilmek amacıyla kullanılmaktadır (8). Azalmış ayak dorsifleksiyon açısı sportif aktiviteler sırasında oluşan alt ekstremitte yaralanmaları için risk faktörü olarak tanımlanmıştır (8). AAHT aynı zamanda dinamik postüral kontrolü değerlendiren testlerle de ilişkili bulunmuştur (9). AAHT sırasında birey ellerini duvara koyarak bir bacağına öne alır, diğer bacağı arkada dengeyi sağlamaya yardımcı olur. Öndeki ayağın topuğunun yerle teması hiç kesilmeden dizin duvara dokunduğu maksimum mesafe kaydedilir. Ölçümler inklinometreyle, mezurayla ya da gonyometreyle yapılabilir (8). Dijital inklinometre ölçümüyle, mezura ile parmak ucu duvar mesafesi ölçümünün yüksek oranda ilişkili olduğu görülmüştür (10). Literatürde test performansının Gastroknemius / Soleus kas esnekliğine ve alt bacak uzunluğuna



bağlı olarak etkilenme durumu ile ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır ve AAHT sonuçlarını etkileyen faktörler araştırılmamıştır.

Basamak inme testi (BİT) alt ekstremitte dayanıklılığını değerlendiren bir testtir (11). Bu testte 1 dakika boyunca kişinin basamak inme ve çıkma tekrar sayısı ölçülmektedir. Bunun yanında, basamak inme sırasındaki alt ekstremitte biyomekaniksel bozuklukların diz yaralanmaları ile ilişki olduğu da gösterilmiştir (12, 13). Bu nedenle BİT diz yaralanması olan kişilerde hareket paternlerinin kalitesini incelemek için de sıklıkla kullanılmaktadır (14). Bu testte basamak yüksekliğinin bireye göre ayarlanması önemlidir ve basamak inme açısı her birey için 60° diz fleksiyonu açığa çıkaracak şekilde ayarlanır (15). Basamak inme sırasında basamakta kalan ayağın basamakla tam temasta kalması istenir. Bu nedenle ayak bileği dorsifleksiyon normal eklem hareketi basamak inme açısını değiştirebilmektedir. Ayrıca, basamak inme testi Kuadriseps kas kuvvet ve dayanıklılığını değerlendiren bir test olarak da kullanılmaktadır. Fakat Kuadriseps kas dayanıklılığını objektif olarak değerlendiren izokinetik test sonuçları ile ilişkisi henüz araştırılmamıştır. Diğer yandan, basamak inme sırasındaki dinamik valgus açısının de tekrar sayısı üzerine negatif etkisi olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmanın amacı, klinikte alt ekstremitte fonksiyonel performansını değerlendirmek için sıklıkla kullanılan Modifiye yıldız denge testi, ağırlık aktarmalı hamle testi ve basamak inme testlerini etkileyen faktörlerin araştırılmasıdır. Bu faktörler araştırılarak testlerin standart bir şekilde uygulanabilmesi için tavsiyelerde bulunulacaktır.

Çalışmamızın hipotezleri:

H1: Dorsifleksiyon normal eklem hareketinin, Kuadriseps kas kuvvetinin, alt ekstremitte uzunluğunun, testin ayakkabı ile yapılmasının ve test sırasında kolların pozisyonunun modifiye yıldız denge testi sonuçlarına etkisi vardır.

H2: Gastroknemius ve Soleus kas esnekliğinin, tibial inklinasyon açısının ve alt bacak uzunluğunun ağırlık aktarmalı hamle testi sonuçlarına etkisi vardır.

H3: Dorsifleksiyon normal eklem hareketinin, Kuadriseps kas kuvvetinin, Kuadriseps kas dayanıklılığının ve dinamik valgus açısının basamak inme testi sonuçlarına etkisi vardır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Alt Ekstremitte Biyomekaniği

#### 2.1.1. Kalça Eklemi Artrokinematığı ve Kaslarının Fonksiyonları

Kalça eklemi top soket türü bir eklemdir. Geniş ligamentler ve büyük kaslar femur başını asetabulum içinde güvenli tutar. Femur başında bulunan kalın eklem kartilajı, yüksek kuvvet oluşturabilen kaslar ve süngerimsi kemik dokuları kalçaya etkileyen parçalayıcı kuvvetleri hafifletmeye yardımcı olur. Kalça eklemi birincil olarak yük taşıma ve ambulasyondan sorumludur. Kalça hareketi sırasında sferik femoral baş asetabulum sınırlarında rahatça hareket eder. Asetabular labrum asetabulumun duvarlarıyla birlikte, femoral başın eklem yüzeyleri arasında translasyonunu kontrol etmede büyük rol oynar (16).

Lumbal pleksustan çıkan sinirler uyluğun anterior ve medial bölgesini, sakral pleksustan çıkan sinirler kalçanın lateral ve posterior bölgesini uyluğun posteriorunu ve geri kalan alt bacağı inerve eder.

#### Kalça kasları ve fonksiyonları

##### Kalça Fleksörleri

En güçlü kalça fleksörü, Psoas Major, Psoas Minor ve İliacus kaslarından oluşan İliopsoas'dır (16). Bu kas grubu, 12. torakal omurganın transvers çıkıntısından 5. lumbal omurga, iliak kristanın ön yüzeyi ve sakrumun ön yüzeyinde origo yapar. Bu üç kas, femurun küçük trokanteri üzerinde tek tendinöz sonlanma olarak birleşir. İliopsoas kası kalça için olduğu gibi lumbal ve lumbosakral bölge için de kuvvet açığa çıkarır. Eğer pelvis çevre kaslar tarafından stabilize edilmiyorsa, İliopsoas kası lumbal lordozu arttırabilir (17).

Diğer kalça fleksörleri, Sartorius, Tensor Fasya Lata, Pektineus, Rektus Femoris kaslarından oluşur (16). Sartorius kası, spina iliaca anterior süperiordan başlayıp tibianın medial proksimaline yapışır, bu kas kalçaya fleksiyon eksternal rotasyon ve abdüksiyon yaptırır. Tensor Fasya Lata, Sartorius kasının lateralinden iliuma yapışır ve iliotibial bandın proksimalinde sonlanır. Anatomik pozisyonuna göre kalçanın primer fleksör ve abdüktör kasıdır. Bu kas fasya lata denilen yoğun konnektif

dokunun gerilimini arttırır (18), gerilim fasya lata ile birlikte iliotibial bandın inferioruna iletilir ve bu sayede diz ekstansiyondayken diz eklemının lateralının stabilizasyonuna yardımcı olur. Rektus Femoris kası, spina iliaca anterior süperiordan başlayıp patellar tendon aracılığı ile tibiada sonlanan bipennat bir kastır. Kuvvetli bir kalça fleksörü olmakla birlikte dizin primer ekstansör görevini de yapar.

Kalça fleksörleri, femur sabitlendiğinde lumbal omurgalar ve pelvis aracılığıyla anterior pelvik tilti arttırır. Anterior pelvik tiltin artması lumbal apofizyal eklemler üzerindeki kompresif yükleri arttırır. Klinik olarak anterior pelvik tiltin artmasının lumbal lordoz artışıyla yüksek ilişkili olduğu görülmüştür. Aşırı anterior pelvik tilti azaltabilmek için kalça fleksör kasları abdominal kaslarla sinerji halinde çalışır (19). Rektus Abdominis kasının kontraksiyonu pelvisi posterior pelvik tilt yönünde hareket ettirir (20).

### **Kalça Ekstansörleri**

Büyük ve güçlü bir kas olan Gluteus Maksimus, kalçanın ana ekstansörüdür. Gluteus Maksimus iliumun posterioru, sakrum, koksiks, sakrotüberoz ve posterior sakroiliak ligament gibi çok sayıda posterior bağlantıya sahiptir. Üç büyük Hamstring kası (Biceps Femoris, Semitendinosus, Semimembranosus) iskiyal tuberositastan başlar ve posteromedial tibial plato (Semitendinosus ve Semimembranosus) ve fibula başına (Biceps Femoris) yapışmak için diz eklemını çaprazlar. Bu üç kas kalça ekstansörü ve diz fleksörü olarak görev yapar (21). Gluteus Medius kasının posterior lifleri kalçada ikincil ekstansör görevi görür. Eğer kalçada 50 derecenin üzerinde fleksiyon açığa çıktıysa addüktör kaslar da ekstansör görevi görebilir (21). Özellikle Addüktör Magnus ekstansiyon için büyük bir moment koluna sahiptir. Biceps Femoris ve Semitendinosus kasını yakından takip eder. 75 derece kalça fleksiyonunda Addüktör Magnus ve Hamstringler neredeyse eşit büyüklükte ekstansiyon kuvvet üretirler. Bu ekstansör torkun neredeyse %90'ını oluşturur (22). Geri kalan ekstansör tork çoğunlukla Gluteus Maksimus tarafından üretilir. Torakal bölge sabit tutulursa abdominal kaslar ve kalça ekstansörleri pelvisin posterior pelvik tiltini beraber sağlayabilir. Vücut öne eğilirken kalça ekstansörleri hareketin kontrolünü sağlar. Bu kontrolün büyük çoğunluğu Hamstring kasıyla sağlanır. Fischer ve ark. (23) yaptıkları çalışmada göstermişlerdir ki, gövdeden öne eğilme miktarı arttıkça Hamstring kas

aktivasyonu artar ve Gluteus Maksimus kas aktivasyonu azalır. Bu durum ileri seviye öne eğilme sırasında Hamstring kaslarının ekstansiyon moment kolunun artmasına karşılık Gluteus Maksimus kasının kalça ekstansiyon momentinin azalması ile açıklanır (22).

### **Kalça Abdüktörleri**

Kalçanın ana abdüktörleri, iliumun dış yüzeyinden başlayan ve büyük trokanter üzerinde sonlanan Gluteus Medius ve Gluteus Minimus'tur (24, 25). Kalça abdüktörlerinin yetersiz çalışması durumunda, yürüme aktivitesi sırasında vücudun ağırlık merkezi frontal düzlemde yer değiştirir. Bu nedenle, yürüyüş sırasında ağırlık merkezini kalça eklemi üzerinde tutabilmek için, üst gövde ile problemlili tarafa doğru kompensatuar bir hareket açığa çıkar ve pelvik düşme önlenmeye çalışılır. Gluteus Medius kalça için en büyük abdüktör moment kolunu sağlayan ve total abdüksiyonun %60'ını karşılayan kastır (24). Anatomik ve fonksiyonel olarak 3 bağımsız alana ayrılır: anterior, orta ve posterior parçalar (24). Genel olarak 3 parça da kalça abdüksiyonu sağlamasına rağmen anterior parça internal rotasyona, posterior parça ise eksternal rotasyona katkıda bulunur. Gluteus Minimus, Gluteus Medius kasının derininde ve hafifçe anterior kısmında bulunur. Gluteus Medius kasından daha küçüktür ve total abdüksiyonun %20'sini karşılar (24). Tensor Fasya Lata da kalça abdüksiyonunda görev alır. Tensor Fasya Lata üç temel abdüktörün en küçüğüdür. Total abdüksiyonun %11'ini karşılar (24). Sartorius ve Piriformis kasları ise kalça abdüksiyonu için ikincil kaslardır.

Abdüktör kaslar yürüme sırasında özellikle duruş fazında sabit femur üzerinde pelvis kontrolünü sağlar (26). Kalça abdüksiyon torku yürüyüşün tek bacak destek fazı sırasında abdüktör kaslar tarafından açığa çıkar. Bu sırada karşı bacak zeminden ayrılır ve sallanma fazına geçer. Yerdeki bacağın abdüksiyon torku yetersiz olursa pelvis ve gövde, salınım yapan bacak yönünde kontrolsüz düşme gösterebilir (20). Pelvisi bir tahterevalliye benzetirsek femur başı ortada dayanak noktası olur ve abdüktör kas kuvveti ve vücut ağırlığı birbirine zıt iki kuvvet haline gelir. Dengede olduğu zaman vücut ağırlığının eksternal rotasyon torkuna eşit seviyede internal rotasyon torku abdüktör kaslar tarafından üretilir. İnternal rotasyon kolunun femur başına uzaklığı eksternal rotasyon kolunun yarısı kadardır (27). Bu yüzden yürüyüşün tek bacak destek

fazında abdüktör kaslar neredeyse vücut ağırlığının iki katı kadar kuvvet üretmek zorundadır. Her adımda pelvis femur başına abdüktör kuvvetlerin ve vücut ağırlığının bileşkesi kadar kuvvet uygular. Bu kuvvetin neredeyse %66'sı abdüktör kaslar tarafından oluşturulur (20). Dengeyi sağlayabilmek için femur başına gelen kuvvet aynı büyüklükte bir ortak reaksiyon kuvveti ile karşılanır. Hesaplamalar tek bacak destek fazında, bu kuvvetin vücut ağırlığının neredeyse 2,4 katı olduğunu göstermektedir. Bu kuvvet koşu sırasında 5,5 kata ulaşır (28).

### **Kalça Addüktörleri**

Primer kalça addüktörleri; Addüktör Longus, Addüktör Brevis, Addüktör Magnus, Gracilis ve Pektineus kaslarıdır. İkincil addüktörler ise Gluteus Maksimus kasının inferior lifleri ve Kuadratus Femoris kaslarıdır. Addüktör kaslar 3 katmanda incelenir. Pektineus, Addüktör Longus ve Gracilis süperfasiyal takabayı oluşturur. Orta tabakayı üçgen şekilli Addüktör Brevis oluşturur. Derin tabakayı ise üçgen şekilli Addüktör Magnus oluşturur (20). Addüktör kaslarının kuvvet çizgisi kalça eklemine farklı yönlerden yaklaşır. Bu yüzden addüktör kaslar kalçanın her düzleminde tork oluşturabilirler (29). Addüktör Magnus kasının posterior lifleri kalça pozisyonundan bağımsız olarak ekstansiyon yaptırır. Diğer addüktörler kalça pozisyonuna bağlı olarak fleksiyon ya da ekstansiyon yaptırabilir (25). Addüktör Longus kası, kalça fleksiyonu 50-60 derecenin üzerindeyken Addüktör Magnus kasına benzer şekilde, kalça ekstansör görevi yaparken, 60 dereceden az fleksiyonda kuvvet hattı anteriorda kaldığı için Rektus Femoris kasına benzer şekilde kalçaya fleksiyon yaptırır (20). Addüktörler kalça için önemli fleksör ve ekstansör tork sağlar. Addüktörlerin bu işlevi koşu sırasında yaralanmalara neden çok fazla maruz kaldıklarını açıklayabilir (20).

### **Kalça İnternal Rotatörleri**

Neredeyse hiçbir kas grubu kalçanın primer iç rotatörü olarak hareket etmese de, Tensor Fasya Lata, Gluteus Minimus ve Gluteus Medius kasının anterior parçası, Addüktör Longus, Addüktör Brevis ve Pektineus kalçaya internal rotasyon yaptırırlar. Kalça 90 derece fleksiyona yaklaştığında internal rotasyon yaptıran kasların kuvvet oluşturma kapasite artar. Örneğin, kalça fleksiyonunun artışıyla Gluteus Medius kasının anterior parçasının internal rotasyon moment kolu 8 kat artar (30). Eksternal

rotatör görevi yapan kaslar bile 90 derece üzeri kalça fleksiyonunda kalça internal rotasyonunu arttırabilir. Bu değişim, kalça internal rotasyon kuvvetinin kalça ekstansiyon pozisyonuna kıyasla neden kalça fleksiyon pozisyonunda daha fazla olduğunu açıklar (31). Vücut anatomik pozisyondayken çoğu addüktör kas az miktarda bile olsa internal rotasyon kuvveti açığa çıkarır.

### **Kalça Eksternal Rotatörleri**

Kalça eksternal rotasyonu, Gluteus Maksimus, Sartorius ve pelvisten orijin alan ve büyük trokanter ve proksimal femurun arka yüzü boyunca uzanan bir grup küçük kas grubu tarafından yapılır. Bu kaslar arasında Obturator İnternus, Obturator Eksternus, Gemellus Superior, Gemellus İnférieur ve Piriformis bulunur. Bu kasların kuvvet çizgisi eksternal rotasyon torku çıkarmaya uygundur ve kısa eksternal rotatörler aynı zamanda eklem posterioru için stabilizasyon sağlar (20). Kalça eksternal rotatörlerinin aktivitesi alt ekstremitte fonksiyonel aktiviteleri sırasında diz eklemine düzgünlüğü açısından önem taşımaktadır. Kalça eksternal rotasyon yetersizliği femoral anteversion açısının artmasına ve dolayısıyla diz valgus açısının artmasına neden olmaktadır (20).

#### **2.1.2. Diz Eklemi Artrokinematığı ve Kaslarının Fonksiyonları**

Diz eklemi, lateral ve medial tibiofemoral eklemler ve patellofemoral eklemden oluşur. Diz ekleminde hareket; sagittal düzlemde fleksiyon/ekstansiyon, horizontal düzlemde internal/eksternal rotasyondan oluşur. Fonksiyonel aktivitelerde (koşma, tırmanma, ayağa kalkma) bu hareketler alt ekstremitenin diğer eklemleriyle birlikte açığa çıkar. Bu durumun diz ekleminden geçen çoğu alt ekstremitte kasının çift eklem kat etmesinden (diz/kalça, diz/ayak bileği) kaynaklandığı düşünülmektedir (20).

Diz eklemine stabilizasyonu, kemik dokulardan ziyade birincil olarak çevre yumuşak dokularından sağlanır. Diz ekleminde femoral kondiller, geniş ligamentöz kapsül ve kuvvetli kaslar yardımıyla neredeyse düz bir yüzeyi olan tibia ile eklem oluşturur.

## **Diz kasları ve fonksiyonları**

### **Diz ekstansörü/ Kuadriseps Femoris**

İzometrik, eksentrik ve konsentrik kontraksiyonları düşünüldüğünde Kuadriseps kası diz eklem fonksiyonunda önemli rol oynamaktadır. Kuadriseps izometrik kontraksiyonu ile diz eklemi stabilize eder ve dış etkenlerden eklemi korumaya yardımcı olur. Eksentrik aktivasyon yoluyla oturma ya da durma gibi aktivitelerde vücut kütle merkezinin yere yaklaşma hızını kontrol eder. Dizde şok absorpsiyonu sağlar. Yürüyüşün topuk teması fazında Kuadriseps kası eksentrik kasılarak diz fleksiyonunu kontrol eder. Bu sırada yay gibi davranan kas, yüklenmenin eklem üzerindeki etkisini azaltmaya yardımcı olur. Bu koruma özellikle koşma, zıplama ya da yüksek bir basamaktan inme gibi diz eklemine etkiyen kuvvetlerin yüksek olduğu durumlarda önemlidir. Kuadriseps kasının konsentrik kasılması dizin ekstansiyon torkunu hızlandırır. Bu kasılma genellikle yokuş yukarı koşma, zıplama ya da oturmadan ayağa kalkma gibi kütle merkezinin üst seviyelere aktarıldığı aktiviteler için kullanılır.

Anatomik olarak bakılırsa Kuadriseps Femoris; Rektus Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis ve Vastus İntermedius kaslarından oluşan geniş ve kuvvetli bir diz ekstansör kasıdır. Vastus grubu diz ekstansiyon kuvvetinin %80'lik kısmını üretirken, Rektus Femoris tek başına kuvvetin %20'sini üretir (32). Vastus grubu kaslar yalnızca diz ekstansiyonunu sağlarken Rektus Femoris aynı zamanda kalça fleksiyonunu da sağlar. Kuadriseps Femoris kasının tüm başları patella tabanına yapışan güçlü bir tendon oluşturmak üzere birleşir. Bu birleşim patellanın apeksinden tuberositas tibiaya kadar uzayarak patellar tendonu oluşturur.

Vastus Medialis iki farklı lif demetinden oluşur. Daha oblik liflerin olduğu kısım (Vastus Medialis Oblikus) patellaya Kuadriseps tendonunun medialinden 50-55 derecelik bir açıyla ulaşır, daha longitudinal olan lifler (Vastus Medialis Longus) patellaya Kuadriseps tendonunun medialinden 15-18 derecelik bir açıyla ulaşır (33). Bu iki demetin patella üzerinde iki farklı kuvvet çizgisi vardır. Vastus Medialis Oblikus kesitsel olarak tüm Vastus Medialis kası içinde %30'luk yer kaplasa da patellaya sağladığı çekiş çok önemlidir (34). Vastus Medialis Oblikus aktivitesi diz

fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında patellanın sentralizasyonuda önemli rol oynamaktadır.

Fonksiyonel olarak patella Kuadriseps tendonunu anteriora çeker, bu sayede diz ekstansör mekanizmasının moment kolunu arttırır ve Kuadriseps kasının kuvvet üretme potansiyelini arttırmış olur. Dizin maksimal ekstansör kuvveti 45-60 derece fleksiyon açıları arasında görülür (32). Bunun dışında diz total ekstansör kuvvetinin en az %90'ı 30 ve 80 derece arası diz fleksiyon açılarında görülür. Bu 50 derecelik yüksek tork potansiyeli tibia sabitken femurla ekstansiyona gelinen yüksek merdiven çıkma (35), çömelme pozisyonunu koruma gibi günlük aktiviteler ve sportif aktivitelerde çok kullanışlıdır.

Patellofemoral eklem kompresyon kuvveti merdiven çıkmada vücut ağırlığının 3,3, derin çömelmede ise vücut ağırlığının 7,8 katına ulaşabilir (36). Bu eklem kuvveti Kuadriseps kası tarafında üretilen kuvvetin büyüklüğünü yansıtır. Kas aktivasyonu ile birlikte diz eklemının fleksiyon açısı da bu kuvvet üzerinde etkiye sahiptir. Ekstansör mekanizmanın kuvveti Kuadriseps tendonu ve patellar tendon ile proksimale ve distale iletilir. Bu kuvvetlerin bileşkesi femurun interkondiler oluşuna eklem reaksiyon kuvveti olarak iletilir. Bu yüzden çömelme derinleştikçe bileşke kuvveti oluşturan eklem reaksiyon kuvveti de artmış olur. Çömelme sırasında patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti 60-90° diz fleksiyonu arasında maksimum değerleri gösterir (37, 38).

### **Diz Fleksörleri/ Rotatörleri**

Gastroknemius dışında dizin posteriorundan geçen tüm kaslar dize fleksiyon ve rotasyon yaptırır. Bu kaslar Hamstringler, Sartorius, Gracilis ve Popliteus kaslarıdır. Diz için fleksiyon/rotasyon yaptıran kaslar femoral, obturator ve siyatik sinirle innerve edilir.

Hamstring kası (Semitendinosus, Semimembranosus, Biseps Femoris kasının uzun başı) proksimalde tüber iskiuma, Biseps Femoris kasının kısa başı femurun linea asperasının latereline yapışır. Distalde bu kaslar dizi çaprazlayıp fibula ya da tibiaya yapışır. Semimembranosus tibianın medial kondilinin posterioruna yapışır. Semitendinosus tibianın anteromedial birleşme yerine yakın sonlanır. Biseps Femoris kasının uzun başı da fibula başında fibular kollateral ligamentin sonlanma noktasına



yapıştır. Dize fleksiyon yaptırmanın yanı sıra, medial Hamstring (Semitendinosus, Semimembranosus) dize iç rotasyon yaptırır, Biceps Femoris ise dış rotasyon yaptırır. Horizontal rotasyon özellikle diz 70-90° fleksiyonundayken oturma sırasında meydana gelir. Aşamalı olarak diz ekstansiyonu yapılırken rotasyondaki bacağın pivot noktası dizden kalçaya kayar. Diz eklemi tam ekstansiyona geldiğinde ligamentler gerilir, Hamstring kasının internal ve eksternal rotasyon momenti ciddi miktarda azalır ve diz mekanik olarak kilitlemiş olur, rotasyon kesilir.

Sartorius ve Gracilis kaslarının proksimal yapışma yerleri pelvisin farklı kısımlarındadır. Distalde bu kasların tendonları dizin medial kenarını geçip tibiyanın proksimal shaftında Semitendinosus kasının bitişiğine yapıştır. Yan yana üç kasın tendonu (Sartorius, Gracilis ve Semitendinosus), pes anserinus olarak bilinen yaygın, geniş bir bağlayıcı doku aracılığı ile tibiaya bağlanır ve efektif bir internal rotatör görevi yapar. Pes anserinus grubu kaslar dizin medial kısmına ciddi miktarda dinamik stabilizasyon sağlar. Medial kollateral ligament ile birlikte diz eklemine eksternal rotasyon kuvvetine ve valgus stresine karşı koymasını sağlar (39).

Popliteus kası Gastrocnemius kasının derininde popliteal fossada bulunan üçgen şekilli bir kاستır. Kuvvetli bir intrakapsüler tendona sahiptir ve lateral kollateral ligament ve lateral menisküsle birlikte lateral femoral kondilin proksimaline yapıştır. Popliteus dize kapsülle tutunan tek kاستır. Posterior kapsülden çıktıktan sonra tibiyanın posterioruna geniş bir şekilde yapıştır. Dizin kilit mekanizmasında önemli görev alan Popliteus kası, dizin tam ekstansiyon pozisyonundan fleksiyona geçerken tibiaya internal rotasyon yaptırarak kiliti açan tek kاستır (40).

Fleksör/rotatör kasların en önemli fonksiyonu aktiviteler sırasında tibiayı hızlandırmak ya da yavaşlatmaktır. Hamstring kasının en önemli özelliklerinden biri geç sallanma fazında hızla ilerleyen tibiayı yavaşlatmaktır. Eksentrik aktivasyon göstererek dizi tam ekstansiyonun ani stresinden korur. Dizdeki maksimal fleksiyon torku diz full ekstansiyona yakınken daha çok ortaya çıkar ve fleksiyon açısı arttıkça aşamalı olarak azalır. Hamstring kası maksimal internal rotasyon moment kolu özelliğini 45° diz fleksiyonunda gösterse de maksimal fleksiyon torkunu ekstansiyon pozisyonunda açığa çıkarır (41).

### 2.1.3. Ayak Bileği Eklemi Artrokinematığı ve Kaslarının Fonksiyonları

Ayak ve ayak bileğinin birincil fonksiyonu yürüyüş sırasında şok absorpsiyonu sağlamak ve vücuda öne doğru itme vermektir. Bunun yanında çömelme, sıçrama gibi günlük yaşam aktivitelerinin sorunsuz yapılabilmesi ayak ve ayak bileği normal eklem hareketleri ile ilişkilidir. Yapılan çalışmalar Gastroknemius ve Soleus kaslarının esneklik kaybına bağlı ayak bileği dorsifleksiyon limitasyonunun, alt ekstremite kinematığını değiştirdiğini ve patellofemoral ağrıya sebep olduğunu göstermiştir (42, 43). Özellikle, ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında azalan dorsifleksiyon, subtalar eklem pronasyonunun ve tibial iç rotasyonun artmasına neden olur. Tibial iç rotasyonun artması, femur iç rotasyonunda eş zamanlı bir artış açığa çıkarır ve diz valgusu ile ilişkilendirilir (44). Bell ve ark. (45) çömelme sırasında dizi mediale kayan grupta ayak bileği dorsifleksiyon normal eklem hareketinin, dizinde medial kayma görülmeyen gruba göre daha limitli olduğunu bildirmiştir. Macrum ve ark. (46) kısıtlı dorsifleksiyonun; çömelme sırasında azalmış diz fleksiyonuna, artmış valgus açısına ve dizin mediale kaymasına sebep olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte ayak bileği kısıtlanarak yapılan çömelmede Soleus kas aktivasyonunun arttığı ve çömelmenin iniş fazında Kuadriseps kas aktivasyonunun azaldığı bulunmuştur (46). Hubley ve Wells (47) sıçrama performansının %49'unun diz, %28 kalça ve %23 ayak bileği ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Buna karşın Fukashiro ve Komi (48) sıçrama performansını en çok etkileyen eklem kalça (51%) olduğunu, ardından diz (33%) ve ayak bileğinin (16%) etkilediğini bulmuştur.

#### Ayak bileği kasları ve fonksiyonları

##### Ekstrinsik kaslar

Ayak bileği ve ayaktaki kasların primer fonksiyonu ayakta statik kontrolü, dinamik itmeyi ve şok absorpsiyonunu sağlamaktır. Bu fonksiyonlar hem intrinsik hem ekstrinsik kaslar tarafından sağlanır. Ekstrinsik kasların tümü birden çok eklem katettiği için birden çok hareket sağlar.

Tibialis Anterior, Ekstansör Digitorum Longus, Ekstansör Hallusis Longus ve Peroneus Tertius anterior kompartmanı oluşturur (49). Bu dört pretibial kas ayak eklemine dorsifleksiyon hareketi yaptırırlar. Tibialis Anterior, subtalar eklemdede

inversiyon, talonavikuler eklemdede inversiyon ve adduksiyon yapar ve medial longitudinal arkı destekler. Pretibial kaslar yürüyüşte en çok erken duruş fazında ve sallanma fazı boyunca aktiftir. Erken duruş fazında bu kaslar plantar fleksiyon derecesini kontrol edebilmek için eksentrik olarak kasılırlar. Kontrollü plantar fleksiyon ayağın yere kontrollü inebilmesi için önemlidir.

Peroneus Longus ve Peroneus Brevis ayak bileği evertörleri olarak bilinirler ve bacakta lateral kompartmanı oluştururlar. Bu kaslar talokrural eklemin lateral kısmının stabilizasyonunu sağlarlar. Peroneus Longus kasının distal yapışma yeri ön ayak için pronasyon sağlar. Tibialis Anterior kasının medial yönde çekişine karşı 1. tarsometatarsal eklemi stabilize eder. Peroneus Longus ve Brevis yürüyüşün orta ve geç duruş fazlarında, ayak supinasyon ve dorsifleksiyondayken, plantar fleksiyona hazırlıkta maksimum aktivasyon gösterirler (50).

Posterior kompartman kasları iki tabakada incelenir. Yüzeysel tabakada Gastroknemius, Soleus ve Plantaris, derin tabakada Tibialis Posterior, Fleksör Digitorum Longus ve Fleksör Hallusis Longus kasları vardır. Yüzeysel tabakayı Gastroknemius kasının iki başı oluşturur. Bu iki baş proksimalde ayrı ayrı medial ve lateral femoral kondillere yapışır. Gastroknemius kası iki baş aracılığıyla tibiofemoral eklemin stabilizasyonunu sağlar (51). Daha büyük olan medial kısım bacağın ortalarında lateral kısım ile birleşir, daha derinde bulunan Soleus kasının sonlanma noktasıyla birlikte aşil tendonunu oluşturur (49). Soleus kası kapalı kinetik zincir aktiviteleri sırasında tibiayı posterioara çekerek diz ekstansiyonuna yardımcı olur, bunun yanında eksentrik olarak diz fleksiyonu ve ayak bileği dorsifleksiyonunu kontrol eder (51). Derin grupta Tibialis Posterior, Fleksör Hallusis Longus ve Fleksör Digitorum Longus kasları yer alır (49). Bu üç kasın muskulotendinöz bileşkeleri tibial arter ve sinirle birlikte ayağın plantar kısmına medialden giriş yapar. Ayak bileğini ve ayağı çaprazlayan tendonları sayesinde kuvvetli supinasyon açığa çıkartırlar.

Peroneus Longus ve Brevis dışında talokrural ekleme plantar fleksiyon yaptıran kaslar aynı zamanda subtalar ya da transvers tarsal ekleme supinasyon da yaptıırırlar, aynı zamanda bu kaslar hem dorsifleksiyonun kontrollü olmasında hem de plantar fleksiyonun hızlandırılmasında yürüyüşün birçok fazında aktif rol oynarlar. Plantar fleksiyon kuvveti ayak tam dorsifleksiyondayken maksimum değeri gösterir, tam plantar fleksiyon pozisyonunda ise minimum değerdedir.

Gastroknemius kası çift eklem kat ettiği için kasa binen yük yalnızca ayak ekleminin değil diz ekleminin de pozisyonuyla ilişkilidir. Ayak bileği tam plantar fleksiyona geldiğinde diz eklemi ekstansiyon yaparak Gastroknemius kasına aşırı yük binmesini engeller ve yaralanmalara karşı korumuş olur. Ancak Soleus kası tek eklem kat eder ve diz pozisyonundan etkilenmez (49). Soleus kası yavaş kasılan liflerden oluşurken, hızlı kasılan liflerden oluşan Gastroknemius zıplama gibi patlayıcı aktivitelerde daha aktiftir. Triseps Sura olarak bilinen bu kaslar (Gastroknemius/Soleus) kuvvet kolunun uzunluğu ve büyük hacmiyle ayaktaki tüm plantar fleksör kuvvetinin %80'nini karşılar (52).

### **İntrinsik kaslar**

İntrinsik kaslar ayaktan orijin alan ve ayakta sonlanan kaslardır. Ayağın dorsalinde bulunan tek intrinsik kas Ekstansör Digitorum Brevis kasıdır. Bu kas Ekstansör Hallusis Longus ve Ekstansör Digitorum Longus kasına parmak ekstansiyonunda yardım eder (20). Diğer intrinsik kaslar ayağın plantar yüzünde bulunur. Bu yüzde bulunan intrinsik kaslar 4 tabakada incelenir (53). Plantar fasya birinci tabakanın bitişiğinde ve yüzeyinde bulunur.

İntrinsik kasların birinci tabakasında Fleksör Digitorum Brevis, Abdüktör Hallusis ve Abdüktör Digiti Minimi kasları bulunur (53). Tüberositas kalkaneusun medial ve lateral çıkıntıları ve burada bulunan konnektif dokulardan köken alırlar. İkinci tabakada bulunan kaslar Kuadratus Plantae ve Lumbrikal kaslardır (53). Bu iki kas da Fleksör Digitorum Longus kasının tendonuyla bağlantılıdır. Kuadratus plantae iki başıyla kalkaneusun plantar yüzeyine yapışır ve bu iki parçasıyla Fleksör Digitorum Longus kasının tendonunun lateral yüzeyiyle birleşir. Bu birleşme sayesinde Fleksör Digitorum Longus kasının tendonunun yük altındayken mediale kayması engellenir (20). Üçüncü tabakada Addüktör Hallusis, Fleksör Hallusis Brevis ve Fleksör Digiti Minimi bulunur. Addüktör Hallusis, birinci parmağın metatarsofalangeal eklemine addüksiyon ve fleksiyon yaptırır. Fleksör Hallusis Brevis birinci metatarsalin başında yastıkçık görevi görür. Fleksör Digiti Minimi bağlı olduğu metatarsale fleksiyon yaptırır. Dördüncü tabakada plantar interosseal ve dorsal interosseal kaslar bulunur (53). Dorsal interosseal kasların her biri metatarsofalangeal

ekleme abduksiyon yaptırır. Plantar interosseal kaslar bağılı buldukları metatarsofalangeal ekleme adduksiyon yaptırır.

Ayaktaki intrinsik kaslar eldeki gibi küçük beceriler için çok kullanışlı değildir ama dengeyi arttırmak, ayağa rijidite sağlamak ve itme fazı sırasında medial longitudinal arkı stabilize etmek için kullanılırlar (20).

## 2.2. Alt Ekstremitte Fonksiyonunu Değerlendiren Testler

Alt ekstremitte fonksiyonel performans testleri, tüm alt ekstremitte hareketlerini değerlendirmek için kullanılan testlerdir (54). Literatürde birçok fonksiyonel performans testi gösterilmiştir (55, 56). Sıçrama testleri (tek bacak sıçrama, 3'lü sıçrama, dikey sıçrama, yana sıçrama), modifiye yıldız denge testi, ağırlık aktarmalı hamle testi ve basamak inme testi bu testlerden en sık kullanılanlarıdır. Yapılan çalışmalar sıçrama testlerini etkileyen faktörleri incelemiş ve araştırma sonuçları ile bu faktörleri belirtmişlerdir (57, 58). Ancak modifiye yıldız denge testi, ağırlık aktarmalı hamle testi ve basamak inme testini etkileyen faktörlerle yapılan çalışma sayısı daha az olmakla birlikte, çoğu faktörle ilgili bir fikir birliğine ulaşamamıştır. Bu testler kas kuvveti, esneklik, nöromusküler koordinasyon ve eklem stabilizasyonu gibi birçok bileşeni bir araya getirirler. Klinik olarak, fonksiyonel performans testleri sıklıkla rehabilitasyonun son aşamalarında ve katılımcının spora geri dönüş durumunu belirleme kriterleri olarak kullanılır (54). Shelley ve ark. (59) yaptığı çalışmaya göre modifiye yıldız denge testi ve sıçrama testi kronik ayak bileği yaralanması olan grupta, denge rehabilitasyonuna ihtiyaç duyan bireylerin belirlenmesinde kullanılmıştır. Ko ve ark. (60) adölesan futbol oyuncularında yaptığı çalışmada modifiye yıldız denge testi ile lateral ayak bileği burkulma oranının tespit edilebildiğini göstermiştir. Malliaras ve ark. (61) ağırlık aktarmalı hamle testinde düşük sonuçlar alınmasının, patellar tendon yaralanması riskini arttırabileceğini göstermiştir. Basamak inme testinde artmış diz valgusu tespit edilmesinin kalça kaslarındaki imbalansı (62), diz biyomekani bozukluğunu (63) ya da ayak bileği dorsifleksiyon limitasyonunu (64) gösterebileceği bildirilmiştir.

McGuine ve ark. (65) basketbol oyuncularında postüral salınımları ölçtükleri çalışmalarında sezon başlamadan ölçülen postüral salınımların sezon boyunca geçirilebilecek ayak bileği yaralanmaları konusunda duyarlılık gösterdiğini

bildirmişlerdir. Nöromusküler kontrolü sağlayan bileşkelere; sıçramadan inişte dinamik alt ekstremite sıralanışı, düşme kuvvetlerinin şok absorpsiyonu, kas fonksiyon seviyeleri ve postüral stabilite/dengedir (66-68).

### 2.2.1. Modifiye Yıldız Denge Testi

Modifiye yıldız denge testi 8 farklı yönde 45'er derece aralıkla çizilen hatlarda, denge korunarak ve tek bacak çömelme hareketi yapılarak bireyin açığa çıkardığı maksimum uzanmayı ölçen bir testtir (69). MYDT yüksek intra-tester (ICC = 0,67 – 0,97), inter-tester (ICC = 0,81 – 1,0) ve test-retest (ICC = 0,84 – 0,93) güvenilirlik göstermiştir (70-72). Yapılan bir çalışmada uzanma miktarının ve kinematığının, test öncesi 4 deneme yapıldığında stabilizasyon kazandığı belirtilmiş ve teste başlanmadan önce 4 deneme yapılması önerilmiştir (73). Aynı zamanda bu yazarlar uzanılan her yön için 3 tekrar kaydetmiş ve test-retest yapıldığında güvenilirlik oranını yüksek bulmuştur (74).

MYDT ilk başta Gray ve ark. (75) tarafından rehabilitasyon aracı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu testte yönler zemindeki sabit ayak dikate alınarak isimlendirilir. Her yön farklı düzlemlerde hareket kombinasyonu gerektirir (76). Test sırasında katılımcılardan hatların birleşim yeri olan orta noktada test edilen ayağını sabit tutması ve istenilen yönde serbest ekstremitesiyle maksimum uzanmayı yapıp başlangıç pozisyonuna dönmesi istenir. Bu sırada zemindeki ayağın bir kısmının ya da tamamının zeminden ayrılmaması, uzanılan ekstremitenin yere ağırlık vermeden hafifçe dokunması ve başlangıç noktasına dengesini koruyarak tekrar dönmesi beklenir. Belirtilen hatalardan birinin meydana gelmesi durumunda deneme geçersiz sayılır (4, 69). 8 yönde de test ayrı ayrı tekrarlanır. Faktör analizi çalışmasının (3) sonucu olarak testte kaydedilen 8 yönün birbirleriyle ilişkili olduğu, bir yönde açığa çıkan uzanma miktarının diğer yönlerle ilişkili olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuç, testin yalnızca 3 yönde yapılmasının (anterior, posteromedial, posterolateral) daha etkili olacağını ve test süresini kısaltacağını göstermiş ve modifiye MYDT olarak kullanılmıştır (77).

Standart uygulanan MYDT'de test edilen ayak zeminde sabittir (3, 78, 79). Sonrasında ayak pozisyonu en uzun ayak parmağının ucu orta noktaya gelecek şekilde pozisyonlanmıştır ancak bu pozisyon, posterior yönlerde uzanılan mesafeyi daha fazla

göstermiştir (80). Daha sonrasında anterior ve posterior yönler için ayak uzunluğunun uzanma mesafelerini etkilemesini engelleyebilmek için farklı ayak pozisyonları denenmiştir. Anterior yönler için merkezde en uzun ayak parmağının ucu, posterior yönler için topuk orta noktaya gelecek şekilde ayarlanmıştır (72, 81).

MYDT’de genellikle katılımcıların ayakkabısız olması tercih edilmiştir (82, 83). Ancak ayakkabı ile yapılan çalışmalar da bulunmaktadır (84, 85). Literatürde ayakkabılı / ayakkabısız yapılan testler arası bir üstünlük belirtilmemiş ve uzanma mesafelerine etkisi karşılaştırılmamıştır.

MYDT’de genellikle katılımcılardan ellerini yanlarda kalça üzerinde sabit tutması istenir (76, 86). Bu pozisyonda gövde hareketleri de bir miktar limitlenerek stabilizasyon sağlanır. Gabriner ve ark. (87) yaptığı çalışmada eller bel üzerinde sabit kalmazsa ya da pozisyonu bozulursa yapılan denemeyi geçersiz saymıştır. Bununla birlikte, bazı araştırmacılar katılımcıların ellerini MYDT’de ihtiyaç duyulduğu şekilde serbest kullanmalarına izin verir (3, 88). Bu nedenle, test sırasında elin pozisyonu ile ilgili kabul görmüş bir sonuca ulaşamamıştır.

MYDT sayesinde denge ölçümleri güvenilir, az maliyetli ve kolay bir yöntemle yapılabilir (89). MYDT’nin amacı katılımcıların dengesini düşme olmaksızın maksimum düzeyde zorlamaktır (74). Her bir uzanma yönü farklı kasları, farklı bir derecede aktive eder. Bhanot ve ark. (90) MYDT sırasında Gluteus Maksimus ve Gluteus Medius kaslarından aldıkları EMG ölçümlerinde hem ipsilateral hem kontralateral taraf kalça kaslarının tüm uzanma yönlerinde farklı miktarda aktivasyon açığa çıkardığını göstermişlerdir. Gluteus Maksimus kası posterior yöne uzanmada maksimal aktivasyon açığa çıkarır, bunun kalça fleksiyonu sırasında dengeyi ve kalça kontrolünü eksentrik olarak korumasından kaynaklandığı düşünülmektedir (90). Gluteus Medius kası medial yöne uzanmada maksimal aktivasyon açığa çıkarır, bunun uzanma sırasında pelvik stabiliteyi korumak ve pelvisi sagittal düzlemde nötr tutmak için olduğu düşünülmektedir (90). Gribble ve ark. (91) bireyler yorulduktan sonra MYDT uzanma mesafelerinde ve test sırasında kalça / diz fleksiyonunda azalma olduğunu bildirmiştir.

Uyluk kaslarına bakıldığında test sırasında Vastus Medialis, anterior yönde diğer tüm yönlerde olduğundan fazla aktivasyon açığa çıkarır (81). Vastus Lateralis, anterior yönde uzanmada diğer yönlere göre daha fazla aktivasyon açığa çıkarır.

Medial Hamstring kasları anterolateral yönde; anterior, anteromedial ve medial yönler göre daha fazla aktivite açığa çıkarır. Biceps Femoris posteromedial, posterolateral ve lateral yönlerde anterior ve anteromedial yönler göre daha fazla aktivasyon açığa çıkarır (81).

Kronik ayak bileği instabilitesi olan bireyler MYDT’de, sağlıklı bireylere kıyasla daha az uzanma mesafesi açığa çıkarmış ve zayıf postüral kontrol performansı göstermiştir (92). Bu grup özellikle anterior yön uzanmada diğer yönler göre daha kötü sonuç açığa çıkarmıştır. Tibialis Anterior kası posterolateral yönde uzanmada, Peroneus Longus kası anterior yönde uzanmada, Lateral Gastroknemius kası anterior yönde uzanmada diğer yönler uzanmaya kıyasla daha fazla aktivasyon açığa çıkarmıştır (93).

Uzanma mesafeleri dinamik postüral kontrol için gösterge sayılır ve katılımcının daha fazla uzanması daha iyi bir dinamik postüral kontrolü gösterir. Bunun yanında, zayıf postüral kontrol alt ekstremitte yaralanmaları için risk faktörü olarak belirtilmiştir (94). Hertel ve ark. (3) posteromedial uzanma mesafesinin ayak bileği yaralanmalarını tespit için kullanılabileceğini göstermiştir. MYDT’de ekstremiteler arasında 4 cm’den büyük veya eşit mesafe farkı olan bireylerin alt ekstremitte yaralanma riskinin yüksek olduğu bulunmuştur (70). Olmstead ve ark. (95) çalışmalarında alt ekstremitte yaralanması sonrası, MYDT uzanma mesafelerinin yaralanmamış ekstremitteye ve kontrol grubuna göre anlamlı miktarda düştüğünü göstermiştir.

Test sırasında ekstremitte uzunluğunun, uzanma mesafesi ile ilişkili olduğu savunulmuştur (4, 7). Bu sebeple test sonuçlarını bireyler ya da gruplar arasında kıyaslayabilmek için uzanılan mesafenin, kişinin ekstremitte uzunluğuyla normalize edilmesi önerilmektedir (4). Ekstremitte uzunluğu dışında faktörler de MYDT’ye etkileri açısından değerlendirilmiştir. Ayak tiplerinin (pes planus, pes cavus, pes rektus) uzanma mesafesine etkisi incelenmiş ve ayak pronasyonu olan grup, ayağı nötral pozisyonda olan gruba göre anterior ve anteromedial yönlerde daha başarılı bulunmuştur (96). Ayak supinasyonu olan grup ayağı nötral pozisyonda olan gruba göre posterior ve posterolateral yönlerde daha iyi uzanmalar açığa çıkarmıştır (96). Hoch ve ark. (97) ayak bileği dorsifleksiyon açısı ile MYDT’nin anteriora uzanma mesafesi arasında yüksek ilişki bulmuştur. Anterior yöndeki bu yüksek korelasyona



rağmen posteromedial ve posterolateral uzanmaların ayak bileği dorsifleksiyonuyla ilişkisi görülmemiştir (97).

Daha önceki çalışmalar cinsiyetin MYDT performansı üzerine etkili olmadığını göstermektedir. Gribble ve Hert'in (4) yaptığı çalışmada erkekler 8 yönde de kadınlardan fazla ham uzanma mesafesi ortaya çıkarmıştır. Bu sonucun erkeklerin kadınlardan ortalama olarak daha uzun olmasından ve ekstremiteler uzunluklarının da daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmüş ve ham uzanma mesafeleri boy uzunluğu ve ekstremiteler uzunluğuyla normalize edildiğinde kadın ve erkekler arası fark ortadan kalkmıştır (4). Diğer bir çalışmada ise MYDT sağlıklı kadın ve erkeklerde 6 haftalık bir egzersiz döneminden önce ve sonra sonuç ölçüsü olarak kullanılmıştır (86). Kullanılan 3 uzanma yönünde de (anteromedial, medial, posteromedial) normalize uzanma mesafeleri alındığında cinsiyete göre hiçbir farklılık bulunmamıştır.

### **2.2.2. Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi**

Ağırlık aktarma sırasındaki dorsifleksiyon; yürüme, çömelme ve tırmanma gibi günlük yaşam aktivitelerinde kritiktir (98). Ağırlık taşımada, talusun geriye kayma hareketine tibiopedal dorsifleksiyon olarak tanımlanan tibianın hafif bir hareketi eşlik eder (20) ve ayak pozisyonuna bağlı olarak, ayaktaki tüm eklemler bu harekete katkıda bulunabilir. Dorsifleksiyon ölçümü için çeşitli yöntemler kullanılmakla birlikte (99), pasif olarak ağırlık aktarmaksızın ölçülen dorsifleksiyon açıları dinamik fonksiyonları yansıtmadığı için yetersiz görülmüştür (100).

Ağırlık aktarmalı hamle testi, ağırlık taşınan bir pozisyonda tibianın talus üzerindeki maksimum ilerlemesini ölçerek dorsifleksiyon normal eklem hareketini değerlendirmek için kullanılan fonksiyonel ve güvenilir bir yöntemdir (101). AAHT; sabit zeminde, duvar önünde, bir ayak önde diğeri geride olacak şekilde hamle yapılan bir testtir (102). Eller aracılığıyla duvardan destek alınır ve bireyden öndeki ayağın yerle tam teması kesilmeden dizini duvara dokundurması istenir (102). Ayak-zemin teması kesilmeden diz duvara başarıyla değişiyorsa ayak 1 cm geriye alınır ve test tekrarlanır. Birey başarılı olamayana kadar prosedür tekrar edilir ve başarılı olunan son mesafe kaydedilir (102). AAHT mezurayla, inklinometreyle ya da gonyometreyle ölçülebilir (101, 103). Önceki çalışmalar inklinometre ve mezurayla yapılan ölçümlerin yüksek intrarater ve interrater güvenilirliği olduğunu göstermiş, bu

yöntemlerin ölçümlerde güvenilir şekilde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (101). Konor ve ark. (103) inklinometre (0,96/0,97) ve mezurayla (0,98/0,99) yapılan ölçümlerin gonyometreye (0,85/0,96) göre daha yüksek güvenilirliği olduğunu göstermişlerdir. AAHT güçlü intratester ve intertester güvenilirliği gösterir (ICC>0,90) (101, 103).

AAHT ve MYDT'nin anterior yönde uzanma sonuçlarının ilişkisi olduğu belirtilmiştir (97). MYDT sonuçlarında değişiklik yaratabilmek için yapılan 4 haftalık dinamik denge eğitimi (104), ya da kapsamlı tedaviler (105) posteromedial ve posterolateral yönlerin sonuçlarında farklılık yaratırken anterior yönde anlamlı bir farklılık yaratmamıştır. Ancak talokrural eklemde kontraktil ve kontraktil olmayan yapılarına pasif germeler yapılması AAHT'yi ve dolayısıyla MYDT anterior uzanma sonuçlarını değiştirebilmektedir (106).

Kang ve ark. (10) AAHT ve MYDT sonuçlarını kıyasladıkları çalışmalarında; anterior yön uzanma mesafesi ve inklinometre ile ölçülen AAHT arasında güçlü düzeyde pozitif ilişki bulmuş, ancak mezura ile ölçülen AAHT ile orta düzeyde pozitif ilişki olduğunu bildirmiştir. Posteromedial yön uzanma mesafesi ile hem inklinometre hem mezura ile ölçüm yapılan AAHT sonuçları arasında orta düzeyde pozitif ilişki bulunmuştur (10). Posterolateral yön uzanma mesafesi ile inklinometre ile ölçülen AAHT arasında orta düzeyde pozitif ilişki bulunurken, mezura ile ölçülen AAHT arasında zayıf düzeyde pozitif ilişki görülmüştür. Uzanma mesafeleri alt ekstremitenin uzunluğu ile normalize edildiğinde yalnızca anterior yön uzanma mesafesi hem inklinometre ile hem de mezura ile ölçülen AAHT ile güçlü düzeyde pozitif ilişki göstermiştir. Posteromedial ve posterolateral yönlerde normalizasyon sonrası AAHT ile ilişkili bulunmamıştır (10).

Mevcut dorsifleksiyon normal eklem hareketi miktarı, sadece ayak bileğinde değil, alt ekstremitede daha proksimal yapılarda da işlevi etkileyebilir. Dill ve ark. (107) yaptığı çalışmaya göre AAHT sırasında sınırlı ayak bileği dorsifleksiyon hareket açıklığına sahip bireylerde, diz ve ayak bileği eklemi kinematiklerinde de değişiklik görülmüştür. Spesifik olarak, AAHT sırasında sınırlı ayak bileği dorsifleksiyon hareket açıklığına sahip olanlar, çömelme sırasında daha az diz fleksiyonu açığa çıkarmışlardır. Benzer şekilde AAHT'de limitli hareket açıklığı gösteren bireyler tek

bacak çömelme egzersizinde diz eklemlerinde daha fazla valgus açığa çıkarmışlardır (107).

Grindstaff ve ark. (108) Gastroknemius ve Soleus kaslarının ayak bileği plantar fleksiyonunu sağlayan birincil kaslar olduğu için esneklik kayıplarının dorsifleksiyon eklem hareketinde kısıtlılığa sebep olabileceğini bildirilmişlerdir. Gastroknemius kası çift eklem kat ettiği için hem ayak bileği dorsifleksiyonu, hem de diz fleksiyonu gerektiren aktivitelerde (örn; ağırlık aktarmalı hamle) ayak bileğindeki gerilimi arttığı halde, dizdeki gerilimi azalır. Bu durum Gastroknemius kasının diz fleksiyonu gerektiren aktivitelerde ayak bileği dorsifleksiyonunu kısıtlamamasına neden olur (109). Soleus kası çift eklem kat etmediği için diz fleksiyonu içeren hareket paternlerinde ayak bileği dorsifleksiyonunu kısıtlayan birincil kas haline gelir (110).

Hoch ve ark. (111) sağlıklı bireylerin ekstremiteleri arası AAHT karşılaştırıldığı zaman % 68'i, 1,5 cm'den az fark göstermiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre 2 cm veya daha fazla AAHT asimetrisi olan bireylerin ayak bileği/subtalar dorsifleksiyon patolojisi olduğu düşünülebilir. Bu çalışmada AAHT'deki performans ile yaş, boy, kilo, ekstremiter uzunluğu, ayak uzunluğu ve posterior talar yer değiştirme arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır (111). AAHT'deki performansın Triseps Surae ve aşıl tendonunun bütünlüğü gibi diğer faktörlerden de etkilenmiş olabileceği savunulmuştur (111).

### **2.2.3. Basamak İnme Testi**

Basamak inme testi alt ekstremiter dayanıklılığını ölçen bir performans testidir (112). Bunun yanında, bu test dinamik valgus açısının frontal düzlemde değerlendirilmesi için de sıklıkla kullanılmaktadır (113). Bu testte bireyden tahta bloklar üzerine çıkması istenir ve basamak yüksekliği katılımcının 60° diz fleksiyonu açığa çıkarabileceği şekilde ayarlanır (62). Test edilecek ekstremiter basamağın kenarına yerleştirilir ve diğer ekstremiter diz ekstansiyon pozisyonunda önde pozisyonlanır. Bireylerden blok üzerindeki ayağının topuk temasının kesilmemesi ve ellerini pelvis üzerinden ayırmaması istenir (62). Sonrasında 1 dakikalık süre başlatılır ve süre boyunca doğru şekilde açığa çıkardığı basamak inme ve çıkma tekrar sayısı kaydedilir. Loudon ve ark. (63) basamak inme testinin patellofemoral ağrı sendromlu bireylerde intrarater güvenilirliğini yüksek bulmuşlardır (ICC = 0,94).

BİT sırasında bozuk vücut mekaniği, diz üzerinde hem tibiofemoral hem de patellofemoral eklemlerde anormal basınç oluşturabilir (63). BİT diz rehabilitasyonunda egzersiz aracı olarak kullanılmakla birlikte, ağırlık aktarma fonksiyonu içerdiği için diz mekaniğinin incelenmesinde de kullanılır (63, 114). Ağırlık aktarma içeren aktivitelerde dinamik diz valgusu, kas kuvveti ya da kas fleksibilitesi eksikliği gibi farklı sebeplerden kaynaklanabilir (115, 116). Diz fleksiyonu gerektiren ağırlık aktarma aktivitelerinde (örn; basamak inme) kalça abdükörlerinin ve eksternal rotatörlerinin hareketi kontrol edebilmek ve pelvis stabilizasyonu sağlayabilmek için eksentrik kasılmaları gerekmektedir (116). Bu kas gruplarının zayıflığı kalçada hızlı bir addüksiyon ve internal rotasyon açığa çıkararak diz valgusunu arttırır (117). Ek olarak Kuadriseps kasının esnekliğinin sınırlı olması, diz fleksiyonunu engeller ve fonksiyonel aktiviteyi açığa çıkarabilmek için ipsilateral kalça addüksiyonu açığa çıkar (62).

Hollman ve ark. (113) BİT sırasında kalça addüksiyonunun, diz valgusuyla pozitif ilişki gösterdiğini ( $r = 0,755$ ) ve kalça addüksiyonundaki varyansın, basamak inme sırasında diz valgusundaki varyansının % 57'sini oluşturduğu ( $r^2 = 0,57$ ) bulmuştur. Gluteus Maksimus kası birincil olarak kalça ekstansörü görevi yapmasına karşın kalça abdüksiyonu ve eksternal rotasyon hareketlerine yardımcı olduğu için, kalça iç rotasyonunu ve addüksiyonunu eksentrik olarak kontrol ettiği düşünülmektedir (113). Yapılan çalışmada basamak inme testi sırasında Gluteus maksimus kası aktivasyonu ve diz valgusu arasında negatif ilişki açığa çıkmıştır ( $r = -0,451$ ) (113). Gluteus Maksimus aktivasyonunun diz valgusunu etkileme oranı %20 ( $r^2 = 0,20$ ) bulunmuştur (113). Bu sonuçlar kalça addüktör kas aktivitesinin artmasının diz valgus seviyesini arttırdığını, Gluteus Maksimus kasının aktivasyonun artmasının diz valgus açısını düşürdüğünü göstermektedir. (113). Willson ve ark. (118) tek bacak çömelme sırasında erkeklerde diz valgusunun azalırken, kadınlarda arttığını bildirmiştir. Ayrıca, ortalama kalça abdüksiyonu ve eksternal rotasyon izometrik kas kuvvetinin erkeklerde kadınlardan daha fazla olduğunu bildirilmiştir. Claiborne ve ark. (119) izokinetik dinamometre ile  $60^\circ/\text{sn}$  açısal hızda ölçülen kalça abdükör, diz fleksör ve diz ekstansör kas kuvvetinin tek bacak çömelme ile ölçülen dinamik valgus açısı ile negatif ilişki gösterdiğini bulmuştur.

Burnham ve ark. (112) plank süresi ile ölçtükleri gövde kuvveti ile BİT tekrar sayısı arasında güçlü düzeyde pozitif ilişkili olduğunu göstermiştir. Goharpey ve ark. (120) 60°/sn ve 120 °/sn ‘de konsentrik ve eksentrik izokinetik Kuadriseps/Hamstring kas kuvvetini fonksiyonel aktivitelerle kıyaslamış ve BİT performansının Kuadriseps ya da Hamstring kas kuvvetiyle ilişkili olmadığını göstermiştir. Kuadriseps kas esnekliğinin BİT sırasında vücut mekaniğine etkisi incelendiğinde, Kuadriseps esneklik kısıtlılığının BİT sırasında diz fleksiyonunu kısıtlayabileceği ve bu sebeple kalça addüksiyonunu arttırabileceği belirtilmiştir (62). İliotibial Bantta ve Tensor Fasya Lata kasında esneklik kısıtlılığı olması benzer şekilde vücut mekaniğini etkiler ve kalçada internal rotasyona, tibiada eksternal rotasyona sebep olur (121). Bu mekanik dolaylı olarak dizde valgus açısı artışı meydana getirir (122).

Bell-jenje ve ark. (64) BİT sırasında ayak bileği dorsifleksiyon normal eklem hareketinin azalması ile kalça eklemine addüksiyon açısında artışın olduğunu bulmuştur. Dorsifleksiyon normal eklem hareketi 17° veya daha az olan grup, önemli ölçüde daha büyük kalça addüksiyonu göstermiş ve BİT sırasında daha fazla dinamik diz valgus açısı açığa çıkarmıştır (64).

Bu tez çalışmasında, modifiye yıldız denge testi, ağırlık aktarmalı hamle testi ve basamak inme testini etkileyebilecek faktörler literatürdeki çalışmalardan seçilmiş ve seçilen faktörlerin test sonuçları üzerine etkisi araştırılmıştır. Araştırma sonuçlarına göre fonksiyonel performansı değerlendirmede sıklıkla kullanılan bu testlerin seçilen faktörlerden ne kadar etkilendiği belirtilecek, testlere uygulama ve yorumlama kolaylığı sağlanması için önerilerde bulunulacaktır.

### 3. BİREYLER YÖNTEM

#### 3.1. Bireyler

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Sporcu Sağlığı Ünitesi'nde gerçekleştirildi. Değerlendirmeye 51 sağlıklı birey katıldı ve çalışmaya katılan bütün bireylerden imzalı onam formu alındı. Çalışma için gerekli etik kurul izni Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından (GO/16969557-304) sayılı etik kurul izni ile alındı.

Bu çalışma "Kesitsel Çalışma" (Cross Sectional) olarak planlandı. Çalışmanın örneklem büyüklüğü G\*Power (G\*Power, Franz Faul, Almanya) programı kullanılarak yapıldı.  $\alpha=0,05$  Tip I hata,  $\beta=0,05$  Tip II hata oranları ile korelasyon katsayısı orta düzeyde ilişki ( $r=0,4$ ) olarak kabul edildiğinde örneklem büyüklüğü 46 birey olarak hesaplandı. Çalışmanın gücünü arttırmak için 51 birey çalışmaya dahil edildi.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıda belirtildiği gibidir:

1. 18-40 yaş aralığında olmak
  2. En az 2 yıl alt ekstremitte kas iskelet sistemi yaralanması geçirmemiş olmak
  3. Fiziksel aktivite seviyesinin Tegner aktivite skalasına göre en az 5 olması
- Katılımcıların çalışmaya dahil edilmeme kriterleri aşağıda belirtildiği gibidir:

1. Sistemik ve nörolojik probleminin olması
2. Beden kütle indeksinin  $24,9 \text{ kg/m}^2$ 'den büyük olması
3. Alt ekstremitte kas iskelet sistemi cerrahisi geçirmiş olmak
4. Kronik alt ekstremitte instabilitelerinden en az birine sahip olmak
5. Hipermobileteye sahip olmak

#### 3.2. Yöntem

##### 3.2.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, cinsiyet, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, beden kütle indeksi, dominant ekstremitesi testlerden önce kaydedildi. Dominant ekstremitte, bireylerin topa vurma için tercih ettikleri ekstremitte olarak belirlendi (123).

### 3.2.2. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümü

Alt ekstremitte ve alt bacak uzunluk ölçümünde mezura kullanıldı. Kişi sırt üstü pozisyonda uzanırken, Spina Iliaca Anterior Superiordan (SIAS) medial malleole kadar olan uzunluk alt ekstremitte uzunluğu olarak kaydedildi (124). Alt bacak uzunluğu ise tibial plato ile zemin arasındaki mesafe olarak kaydedildi (125).

### 3.2.3. Gastroknemius ve Soleus Esneklik Ölçümü

Kasların esneklik ölçümünde inklinometre (Goniometer Pro, Bloomfield, NJ, ABD) kullanıldı (ICC:0,99) (126). Katılımcılardan ayakları yataktan sarkacak şekilde yüzüstü uzanması istendi ve inklinometre ayağın lateralinde sabit tutuldu. Gastroknemius esneklik ölçümünde diz ekstansiyondayken ayak bileği fizyoterapist tarafından dorsifleksiyon yönünde erişebilen son açığa kadar hareket ettirildi ve dorsifleksiyondaki son açı kaydedildi (Şekil 3.1.). Soleus esnekliği için, diz 90 derece fleksiyona alınıp ayak bileği aynı şekilde dorsifleksiyonun son açısına kadar hareket ettirildi (Şekil 3.2.) (127). Her bir kas için esneklik ölçümü 3 tekrarlı olacak şekilde yapıldı. Üç tekrarın ortalaması istatistiksel analizde kullanıldı.



Şekil 3.1. Gastroknemius esneklik



Şekil 3.2. Soleus esneklik ölçümü

### 3.2.4. Diz Valgus Açısı Ölçümü

Diz valgus açısı ölçümü için bireylerin dominant ekstremitenin SIAS noktası, diz eklem merkezi ve tibia hattı renkli markerla işaretlendi. Sadece frontal düzlemde yapılan bir ölçüm olduğu için bu ölçüme frontal düzlem projeksiyon açısı da denmektedir (128). Diz valgus açısı basamak inme testi öncesinde ve sonrasında ölçüldü. Bireyin elleri belindeyken dominant olmayan ekstremitesinin topuğunun yerle hafif temas ettiği, dominant ekstremitedeki dizin 60 derece fleksiyonda olacak şekilde basamak yüksekliği ayarlandı (62). Bu pozisyonda kişiden 3 metre uzaklıkta ve diz seviyesinde pozisyonlanmış kamera ile görüntü kaydedildi (113).

Diz valgus açısının hesaplanması için ImageJ (Image J software, ABD) programı kullanıldı (ICC:0,98) (129). Kamera ile kaydedilen görüntüler bilgisayar ortamında programa aktarılarak, SIAS'dan diz eklem merkezine çizilen doğru ile diz eklem merkezinden tibia hattına çizilen doğru arasındaki açı diz valgus açısı olarak hesaplandı (Şekil 3.3. ) (130).



Şekil 3.3. ImageJ programı ile dinamik valgus açısı ölçümü



### 3.2.5. Kuadriseps Kas Kuvveti ve Dayanıklılığı

Kuadriseps kas kuvveti ve dayanıklılığı izokinetik dinamometre (IsoMed2000 D&R GmbH, Germany) ile ölçüldü (ICC:0,76-0,89) (131). Ölçüme başlanmadan önce kişi test protokolü ile ilgili bilgilendirildi. Ölçümler, 0-90° diz fleksiyon eklem hareket açıklığında, 180 °/sn açısal hızda ve 50 tekrarlı olarak sadece dominant ekstremiteye yapıldı (132). Katılımcıların teste başlamadan önce 10 dakika bisiklet ergometresi ile ısınma yapmaları sağlandı (132). Katılımcılar dinamometrenin koltuğunda kalça-diz açıları 90° olacak şekilde pozisyonlandı (133). Dinamometrenin pivotu lateral femoral epikondile gelecek şekilde lazer yardımı ile ayarlandı. Gövde, bel ve distal femur kemer kullanılarak koltuğa sabitlendi ve böylece test sırasında oluşabilecek kompensatuar hareketler en aza indirildi. Cihazın kuvvet kolu lateral malleolun 2 cm üzerine gelecek şekilde ayarlandı (133). Katılımcıların test prosedürünü öğrenmesi için 5 tekrarlı pratik yapması sağlandı. Daha sonra, bireylerden 50 tekrar boyunca kuvvet kolunu olabildiğince kuvvetli itip çekmesi istendi (Şekil 3.4.). Test boyunca bireylere aynı standart sözel geri bildirim yapıldı (134).

Kuadriseps kas kuvvetini değerlendirmek için ilk 5 tekrarın zirve torku hesaplandı. Dayanıklılığı değerlendirmek için yorgunluk indeksi kullanıldı. Yorgunluk indeksi ölçümü için ilk 5 tekrarın zirve torku (ZT1-5) ve son 5 tekrarın zirve torku (ZT46-50) olmak üzere 50 kontraksiyon üzerinden zirve torktaki (ZT) düşüş yüzdesi (% D), aşağıdaki denklem ile hesaplandı (132):

$$\% D = \left( \frac{ZT1-5 - ZT46-50}{ZT1-5} \right) \times 100$$



**Şekil 3.4.** Kuadriseps kas testi

### **3.2.6. Alt Ekstremitte Fonksiyonel Performans Testleri**

Fonksiyonel testler bireylerin sadece dominant ekstremitesi ile yapıldı. Testler bütün katılımcılar için aynı sıra ile yapıldı. Önce ağırlık aktarmalı hamle testi, sonra modifiye yıldız denge testi ve son olarak basamak inme testi yapıldı. Testlerin bu sıra ile yapılmasının nedeni, yorgunluğun denge ve basamak inme performansına etkisini en aza indirmekti.

#### **Modifiye Yıldız Denge Testi**

Alt ekstremitte dinamik dengesini değerlendirmek için MYDT kullanıldı. Testte, düz bir zemine Y şeklinde 3 mezura sabitlendi. Öne uzanan mezura anterior, arkada kalan iki mezura posteromedial ve posterolateral uzanma yönleri olarak belirlendi. Anterior ile posteromedial veya posterolateral uzanma yönleri arasındaki açı 135 derece iken, posteromedial ve posterolateral uzanma yönleri arasındaki açı 90 derece idi. Test sırasında, katılımcılardan dominant ekstremitelerinin zeminde kalması ve anteriora uzanma yapılırken ayağın en uzun parmağı orta noktaya gelecek şekilde,

posteromedial ve posterolateral yönlere uzanma yapılırken topuğu ortaya gelecek şekilde durması istendi (81).

Denge testi sırasında bireylerden tek bacak dengesini koruyarak dominant olmayan ekstremitesi ile uzanabildiği maksimum mesafeye giderek, parmak ucu ile hafif yerle temas edip dengeli bir şekilde başlangıç noktasına dönmesi istendi(69). Her bir bireyden her yön için 4 tekrar deneme yapması ve testi öğrenmesi sağlandı. Uzanmalar anterior (A), posteromedial (PM) ve posterolateral (PL) yönlerde; ayakkabılı/eller belde (Şekil 3.5.) (Şekil 3.7.) (Şekil 3.9.), ayakkabılı/eller serbest (Şekil 3.6.) (Şekil 3.8.) (Şekil 3.10.) ayakkabısız/eller belde (Şekil 3.11.) (Şekil 3.13.) (Şekil 3.15.) ve ayakkabısız/eller serbest (Şekil 3.12.) (Şekil 3.14.) (Şekil 3.16.) olacak şekilde farklı varyasyonlarla rastgele sıralama ile yapıldı. Ayakkabılı test koşullarında bireyler spor yaparken kullandıkları spor ayakkabıları kullandı. Eller serbest talimatı verildiğinde bireylere ellerini rahat oldukları pozisyonda istedikleri yöne uzatarak denge kurabilecekleri söylendi. Yapılan ölçümlerde kişi tek ayak üzerindeki dengesini koruyamadığında, sabit ayağın topuğunun yerle teması kesildiğinde, serbest olan ayak yere ağırlık aktardığında veya yönler arası geçişte dominant olmayan ekstremiten başlangıç pozisyonuna getirilemediğinde yapılan test iptal edildi ve test baştan başlatıldı (135). Ölçümler 3 tekrarlı olarak yapıldı (74) ve ölçümlerin ortalaması istatistiksel analizde kullanıldı.



**Şekil 3.5.** MYDT A ayakkabılı eller belde



**Şekil 3.6.** MYDT A ayakkabılı eller serbest



Şekil 3.7. MYDT PM ayakkabılı eller belde



Şekil 3.8. MYDT PM ayakkabılı eller serbest



Şekil 3.9. MYDT PL ayakkabılı eller belde



Şekil 3.10. MYDT PL ayakkabılı eller serbest



Şekil 3.11. MYDT A ayakkabısız eller belde



Şekil 3.12. MYDT A ayakkabısız eller serbest



Şekil 3.13. MYDT PM ayakkabısız eller belde



Şekil 3.14. MYDT PM ayakkabısız eller serbest



Şekil 3.15. MYDT PL ayakkabısız eller belde



Şekil 3.16. MYDT PL ayakkabısız eller serbest

### Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi

Dorsifleksiyon normal eklem hareketi bu test sırasında alınan verilerle ölçüldü. AAHT sırasında bireylerden düz bir zeminde ellerini duvara koyarak dominant bacağı öne almaları, diğer bacakla arkada dengeyi sağlamaları istendi. Ölçüm aracı olarak mezura kullanıldı. Mezura sıfır noktası duvara gelecek şekilde zeminde sabitlendi. Katılımcılardan dominant ayaklarıyla mezuranın üzerine basmaları ve ağırlıklarını elleri aracılığıyla duvara yüklemeleri, bu pozisyonda öndeki ayakları zeminle topuk temasını korurken dizleriyle duvara hafifçe dokunmaları istendi (Şekil 3.17.) ( Şekil 3.18.) (102). Birey başarılı olursa test edilen ayak duvardan 1 cm daha geriye alındı ve test tekrar edildi (102). Ölçüm yapılırken bir fizyoterapist tarafından kişinin test edilen ayağının topuk temasını kaybedip kaybetmediği, elleriyle duvara ağırlık aktarmanın devam edip etmediği kontrol edildi, hatalı durumlarda kişi uyarıldı ve ölçümler tekrarlandı. Ölçümler 3 tekrarlı olarak yapıldı ve başarılı olunan en uzak mesafe kaydedildi (136). Başarılı olunan en uzak mesafe tespit edildiğinde, bu mesafede ağırlık aktarma tekrarlandı ve tibia orta hattı üzerine dijital inklinometre yerleştirilerek tibial inklinasyon açısı ölçümü yapıldı (Şekil 3.19.) (103).



Şekil 3.17. AAHT vücut pozisyonu



Şekil 3.18. AAHT ayak pozisyonu



Şekil 3.19. Tibial inklinasyon açısı ölçümü

### Basamak İnme Testi

Basamak inme testinde, bireylerin 60 saniye boyunca istenilen şekilde basamaktan inme ve çıkma sayısı kaydedildi. Basamak boyunun uzunluğu her birey için standardize edildi. Bireylerin dominant olmayan ekstremitesinin topuğu zemine değdiğinde, dominant ekstremitenin dizi 60 derece diz fleksiyonunda olacak şekilde basamak yüksekliği ayarlandı (137). Bireylerden elleri belindeyken, dominant olmayan ekstremitayı yere uzatıp hafifçe topuğunu yere dokundurup geri dönmeleri ve test sırasında mümkün olduğunca hızlı şekilde bu hareketi tekrarlamaları istendi (Şekil 3.20.) (Şekil 3.21.). 60 saniye boyunca bireylerin basamak inme ve çıkma

tekrarı kaydedildi. Sabit ayağın topuğunun kalkması, serbest ayağın yere ağırlığını vermesi ve tekrarlar arasında sabit ekstremite dizinin tam ekstansiyona getirilmemesi durumları hata kabul edildi. Hatalı tekrarlar başarılı olarak sayılmadı.



**Şekil 3.20.** Basamak inme testi başlangıç pozisyonu



**Şekil 3.21.** Basamak inme testi

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Analizler IBM SPSS 21.0 (SPSS Inc, IL, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro-Wilk testi ile belirlendi. Tanımlayıcı istatistik için sayısal değişkenlerde ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri; kategorik değişkenlerde ise sayı ve yüzde değerleri verildi. Farklı koşullarda yapılan MYDT sonuçlarını karşılaştırmak için tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi, koşullar arasında farklılık bulunduğu ise ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanıldı. Faktörlerin test sonuçları ile ilişkilerinin değerlendirilmesinde doğrusal regresyon analizi kullanıldı. İlişki derecesine Pearson korelasyon katsayı ile bakıldı. Korelasyon katsayısı  $r > 0.60$  ise güçlü ilişki,  $r = 0,3-0,6$  arasındaysa orta düzeyde ilişki ve  $r < 0,3$  ise zayıf ilişki olarak kabul edildi (138). Faktörlerin test sonuçları üzerine etki oranı  $r^2$  ve Beta değerleri ile hesaplandı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak belirlendi.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya 30 erkek, 21 kadın olmak üzere 51 sağlıklı birey dahil edildi. Bireylerin %12'sinin sol bacağı dominantken, %88,24'ünün sağ bacağı dominanttı. Bireylerin yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve beden kütle indeksi tanımlayıcı bilgileri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Çalışmaya katılan bireylerin demografik bilgileri

	Yaş (yıl)	Boy (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)	Beden kütle indeksi (kg/cm <sup>2</sup> )
Kadın	22,52±1,99	166,05±6,59	61,24±8,36	22,18±2,40
Erkek	22,90±1,92	179,27±7,12	73,38±9,83	22,78±2,18

*Kısaltmalar:* VKİ, Vücut Kütle İndeksi

### 4.2. Modifiye Yıldız Denge Testi

Modifiye yıldız denge testinin 4 farklı koşulda yapılmasının ( ayakkabılı /eller belde, ayakkabılı / eller serbest, ayakkabısız / eller belde, ayakkabısız / eller serbest ) anterior ( $F_{(1,3)}= 6,02$   $p<0,001$ ), posteromedial ( $F_{(1,3)}= 45,38$   $p<0,001$ ) ve posterolateral ( $F_{(1,3)}= 31,55$   $p<0,001$ ) yönlerdeki uzanma sonuçlarına etkisi anlamlı bulundu (Tablo 4.2.).

Analiz sonuçlarına göre anterior yönde en fazla uzanma miktarı, ayakkabılı / eller belde ve ayakkabılı / eller serbest uzanmalarda (Tablo 4.3); posteromedial yönde en fazla uzanma miktarı, ayakkabılı / eller serbest uzanmada (Tablo 4.4.); posterolateral yönde en fazla uzanma miktarı, ayakkabılı / eller serbest ve ayakkabısız/eller serbest uzanmalarda elde edildi (Tablo 4.5.).

**Tablo 4.2.** Modifiye yıldız denge testinin farklı koşullardaki tanımlayıcı istatistiği [ortalama± standart sapma (minimum-maksimum)] ve tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi sonuçları

	Ayakkabılı / Eller Belde	Ayakkabılı / Eller Serbest	Ayakkabısız / Eller Belde	Ayakkabısız / Eller Serbest	F değeri	p değeri
<b>A (cm)</b>	68,26±8,56 (52,00-93,33)	67,86±8,65 (49,67-90,67)	66,40±6,68 (51,00-80,33)	66,41±7,77 (50,00-90,00)	6,02	<0,001
<b>PM (cm)</b>	88,81±9,22 (71,33-109,33)	93,16±9,95 (77,67-111,33)	86,18±8,83 (71,67-104,67)	91,09±9,44 (76,67-110,67)	45,38	<0,001
<b>PL (cm)</b>	83,08±10,21 (63,00-112,33)	87,64±10,61 (64,33-113,00)	81,72±9,64 (63,00-106,33)	86,76±10,02 (64,33-102,33)	31,55	<0,001

*Kısaltmalar:* A:Anterior, PM: Posteromedial, PL: Posterolateral

**Tablo 4.3.** Anterior yön koşullar arası farklılıklar

		Ortalama fark	Standart hata	p değeri
Ayakkabılı/eller belde	Ayakkabılı/eller serbest	0,40	0,42	1,000
	Ayakkabısız/eller belde	1,88	0,61	<b>0,019</b>
	Ayakkabısız/eller serbest	1,85	0,58	<b>0,015</b>

**Tablo 4.4.** Posteromedial yön koşullar arası farklılıklar

		Ortalama fark	Standart hata	p değeri
Ayakkabılı/eller serbest	Ayakkabılı/eller belde	4,35	0,48	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız/eller belde	6,98	0,74	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız/eller serbest	2,06	0,65	<b>0,016</b>

**Tablo 4.5.** Posterolateral yön koşullar arası farklılıklar

		Ortalama fark	Standart hata	p değeri
Ayakkabılı/eller serbest	Ayakkabılı/eller belde	4,56	0,49	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız/eller belde	5,92	0,85	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız/eller serbest	0,88	0,69	1,000

#### 4.2.1. Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Yön Uzanma Mesafesi ile Kuadriseps Kas Kuvveti, Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi ve Ekstremitte Uzunluğu Arasındaki İlişki

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, DFNEH ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki sonuçları Tablo 4.6.'da gösterildi.

Modifiye yıldız denge testi anterior yönde uzanma mesafesinin 4 farklı koşul için de Kuadriseps kas kuvveti ile ilişkisi anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile DFNEH ilişkisi ayakkabısız / eller belde koşulu için orta düzeyde ve pozitif yöndeydi. ( $r=0,31$ ,  $p=0,03$ ). DFNEH %10 oranında anterior yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,10$ ) ve DFNEH'de bir cm'lik artışın anterior yönde 0,74 cm'lik bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta= 0,74$ ) (Şekil 4.1.) .

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile DFNEH ilişkisi ayakkabısız / eller serbest koşulu için zayıf düzeyde ve pozitif yöndeydi. ( $r=0,27$ ,  $p=0,04$ ). DFNEH %7 oranında anterior yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,07$ ) ve DFNEH'de bir cm'lik artışın anterior yönde 0,75 cm'lik bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta= 0,75$ ) (Şekil 4.2.).

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki ayakkabılı / eller belde koşulu için orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,50$ ,  $p=0,001$ ). Ekstremitte uzunluğu % 25 oranında anterior uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2= 0,25$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,68 cm'lik bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta= 0,68$ ) (Şekil 4.3.).

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki ayakkabılı / eller serbest koşulu için orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,49$ ,  $p=0,001$ ). Ekstremitte uzunluğu %24 oranında anterior uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,24$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,66 cm'lik bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,66$ ) ( Şekil 4.4.).

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki ayakkabısız / eller belde koşulu için orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,44$ ,  $p=0,001$ ). Ekstremitte uzunluğunun %20 oranında anterior yönde uzanma

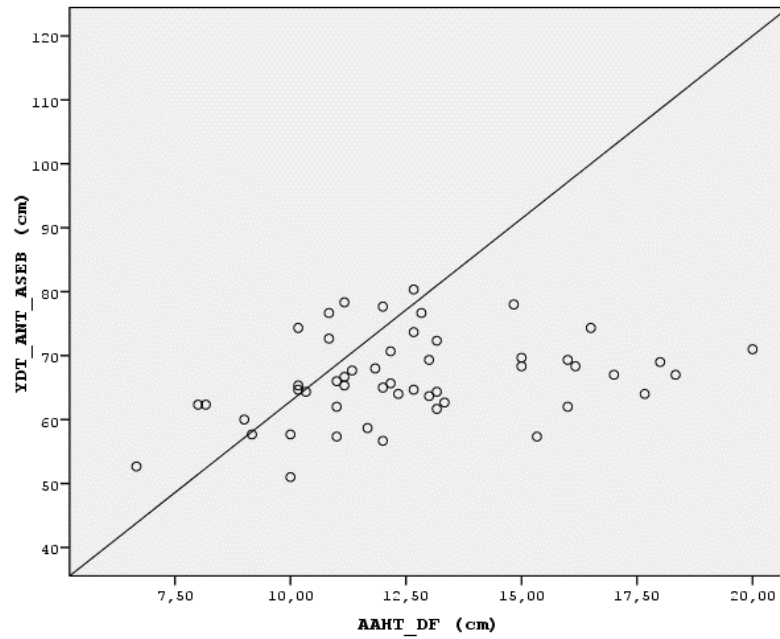
mesafesini etkiledi ( $r^2=0,20$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,47 cm'lik bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta= 0,47$ ) ( Şekil 4.5.).

Modifiye yıldız denge testi anterior uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki ayakkabısız / eller serbest koşulu için orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r=0,42$ ,  $p=0,002$ ). Ekstremitte uzunluğu % 18 oranında anterior yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2 =0,18$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,52 cm'lik bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,52$ ) ( Şekil 4.6.).

**Tablo 4.6.** Modifiye yıldız denge testi anterior yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, dorsifleksiyon normal eklem hareketi ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki

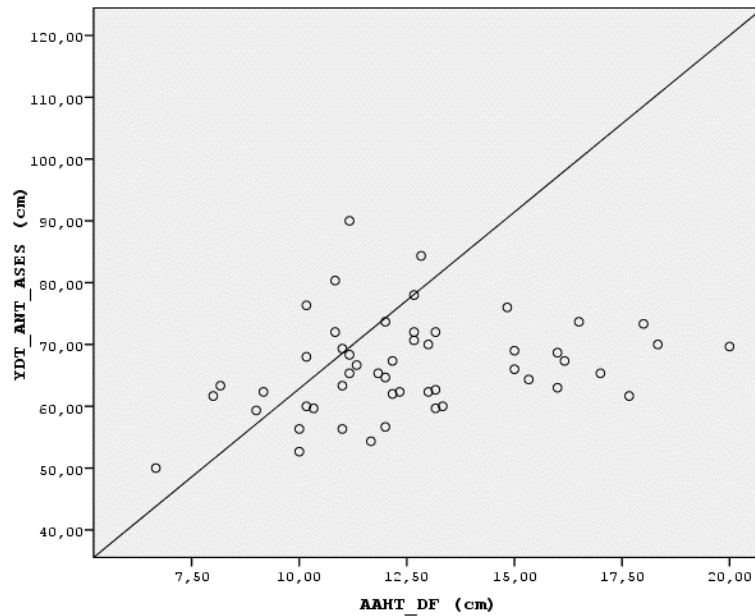
	Pozisyon	Kuadriseps kas kuvveti (Nm/kg)			DFNEH (cm)			Ekstremitte Uzunluğu (cm)		
		r	R2	p	r	R2	p	r	R2	p
MYDT Anterior Uzanma	Ayakkabılı / Eller Belde	0,21	0,05	0,13	0,18	0,03	0,19	<b>0,50</b>	<b>0,25</b>	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabılı / Eller Serbest	0,16	0,03	0,25	0,18	0,03	0,20	<b>0,49</b>	<b>0,24</b>	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız / Eller Belde	0,09	0,01	0,52	<b>0,31</b>	<b>0,01</b>	<b>0,03</b>	<b>0,44</b>	<b>0,20</b>	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız / Eller Serbest	0,15	0,02	0,29	<b>0,27</b>	<b>0,07</b>	<b>0,04</b>	<b>0,42</b>	<b>0,18</b>	<b>0,002</b>

*Kısıltmalar:* MYDT Anterior Uzanma, Modifiye Yıldız Denge testi Anterior Yön Uzanma Mesafesi; DFNEH, Dorsifleksiyon normal eklem hareketi



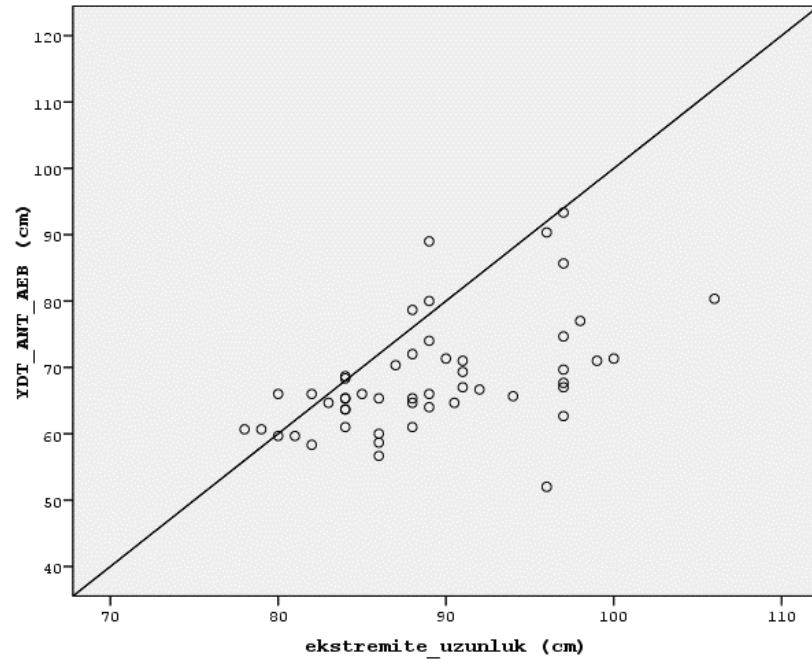
*Kısaltmalar:* MYDT\_ANT\_ASEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Ayakkabısız Eller Belde; AAHT\_DF, Ağırılık Aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon

**Şekil 4.1.** Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller belde uzanma mesafesi ile dorsifleksiyon normal eklem hareketi arasındaki ilişki



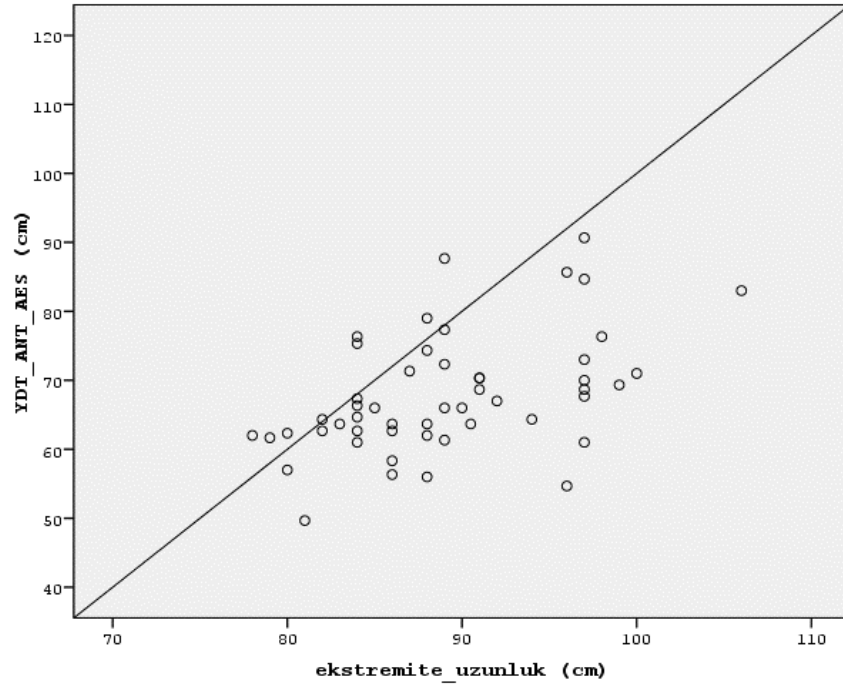
*Kısaltmalar:* MYDT\_ANT\_ASES, Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Ayakkabısız Eller Serbest; AAHT\_DF, Ağırılık Aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon

**Şekil 4.2.** Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile dorsifleksiyon normal eklem hareketi arasındaki ilişki



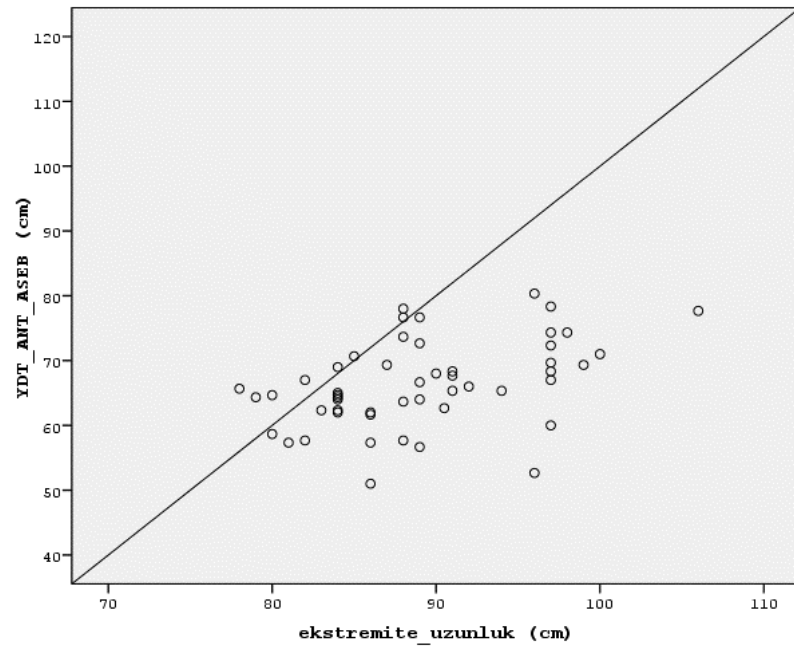
*Kısaltmalar:* MYDT\_ANT\_AEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Ayakkabılı Eller Belde

**Şekil 4.3.** Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabılı / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremité uzunluğu arasındaki ilişki



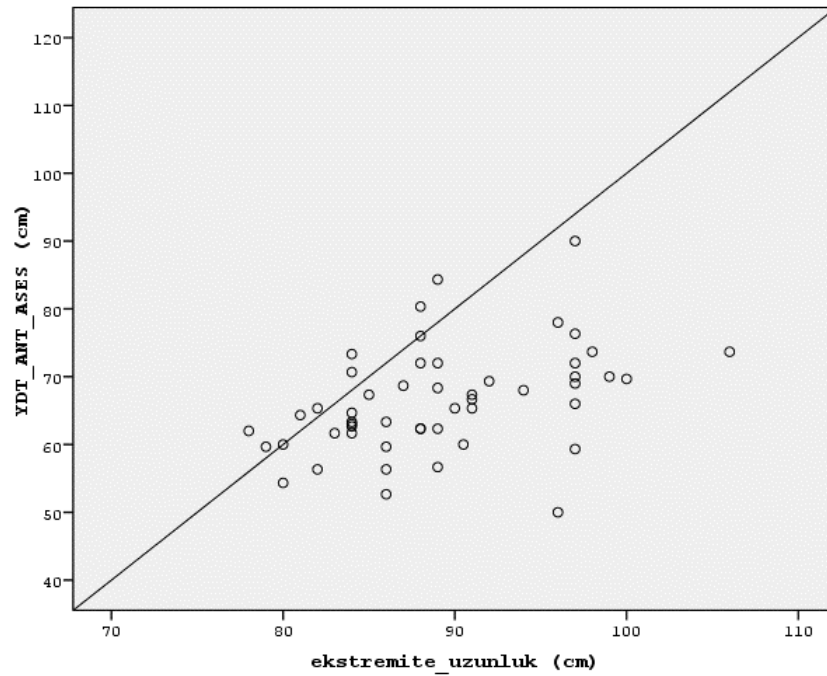
*Kısaltmalar:* MYDT\_ANT\_AES, Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Ayakkabılı Eller Serbest

**Şekil 4.4.** Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremité uzunluğu arasındaki ilişki



*Kısaltmalar:* MYDT\_ANT\_ASEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Ayakkabısız Eller Belde

**Şekil 4.5.** Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremité uzunluğu arasındaki ilişki



*Kısaltmalar :* MYDT\_ANT\_ASES: Modifiye Yıldız Denge Testi Anterior Ayakkabısız Eller Serbest

**Şekil 4.6.** Modifiye yıldız denge testi anterior ayakkabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremité uzunluğu arasındaki ilişki

#### 4.2.2. Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Yön Uzanma Mesafesi ile Kuadriseps Kas Kuvveti, Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi ve Ekstremitte Uzunluğu Arasındaki İlişki

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, DFNEH ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki sonuçları Tablo 4.7.'de gösterildi.

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi ayakkabılı / eller belde koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,32$ ,  $p=0,03$ ). Kuadriseps kas kuvveti % 10 oranında posteromedial yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,10$ ) ve Kuadriseps kas kuvvetinde 1 Nm/kg artışın bu yönde 6,42 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=6,42$ ) (Şekil 4.7.).

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi ayakkabılı / eller serbest koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,35$ ,  $p=0,01$ ). Kuadriseps kas kuvveti %12 oranında posteromedial yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,12$ ) ve Kuadriseps kas kuvvetinde 1 Nm/kg artışın bu yönde 7,69 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta =7,69$ ) (Şekil 4.8.).

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi ayakkabısız / eller serbest koşulu ile düşük düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,28$ ,  $p=0,04$ ). Kuadriseps kas kuvveti %8 oranında posteromedial yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,08$ ) ve Kuadriseps kas kuvvetinde 1 Nm/kg artışın bu yönde 5,82 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta =5,82$ ) (Şekil 4.9.).

Modifiye yıldız denge testi posteromedial yönde uzanma mesafesinin 4 farklı koşul için de DFNEH ile ilişkisi anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabılı / eller belde koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,44$ ,  $p=0,001$ ). Ekstremitte uzunluğu %19 oranında posteromedial yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,19$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,64 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,64$ ) (Şekil 4.10.) .

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabılı /eller serbest koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,43$ ,  $p=0,002$ ). Ekstremitte uzunluğu %18 oranında posteromedial yönde uzanma



mesafesini etkiledi ( $r^2=0,18$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,68 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,68$ ) (Şekil 4.11.).

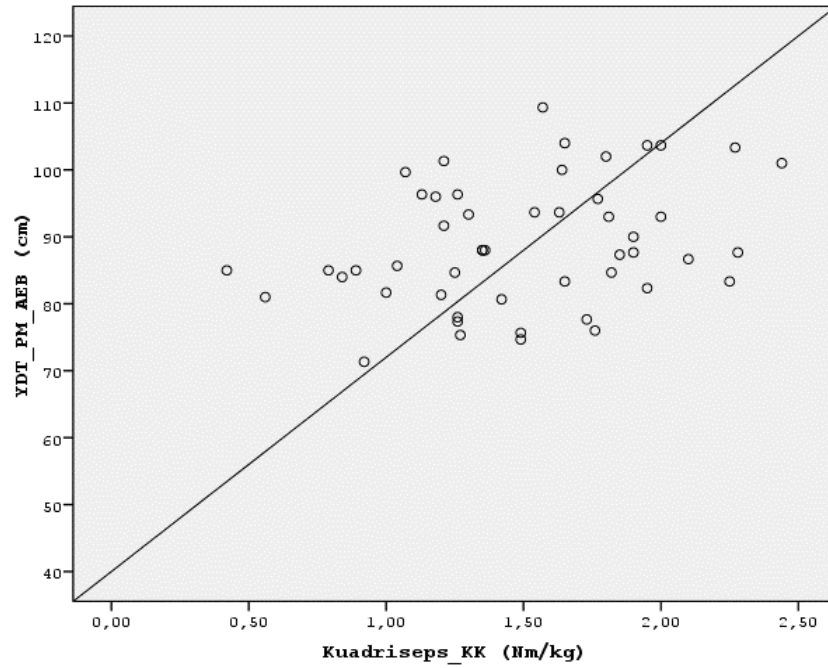
Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabısız /eller belde koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r= 0,40$ ,  $p=0,004$ ). Ekstremitte uzunluğu %16 oranında posteromedial yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,16$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 56 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,56$ ) (Şekil 4.12.).

Modifiye yıldız denge testi posteromedial uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabısız /eller serbest koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r=0,42$ ,  $p=0,002$ ). Ekstremitte uzunluğu %18 oranında posteromedial yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,18$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik artışın bu yönde 0,63 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,63$ ) (Şekil 4.13.).

**Tablo 4.7.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, dorsifleksiyon normal eklem hareketi ve ekstremitte uzunluğu arasındaki ilişki

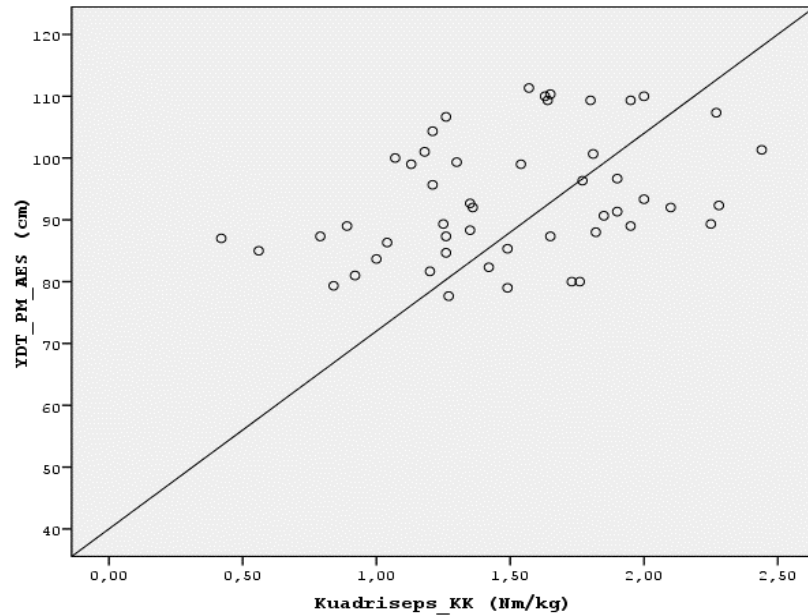
	Pozisyon	Kuadriseps kas kuvveti (Nm/kg)			DFNEH (cm)			Ekstremitte Uzunluğu (cm)		
		r	R2	p	r	R2	p	r	R2	p
MYDT Posteromedial Uzanma	Ayakkabılı / Eller Belde	0,32	0,10	0,03	0,001	0	1,00	0,44	0,19	<0,001
	Ayakkabılı / Eller Serbest	0,35	0,12	0,01	0,02	0	0,91	0,43	0,18	0,002
	Ayakkabısız / Eller Belde	0,19	0,03	0,19	0,005	0	0,97	0,40	0,16	0,004
	Ayakkabısız / Eller Serbest	0,28	0,08	0,04	0,01	0	0,91	0,42	0,18	0,002

*Kısaltmalar:* MYDT Posteromedial Uzanma, Modifiye yıldız denge testi Posteromedial Yön Uzanma Mesafesi ; DFNEH, Dorsifleksiyon normal eklem hareketi



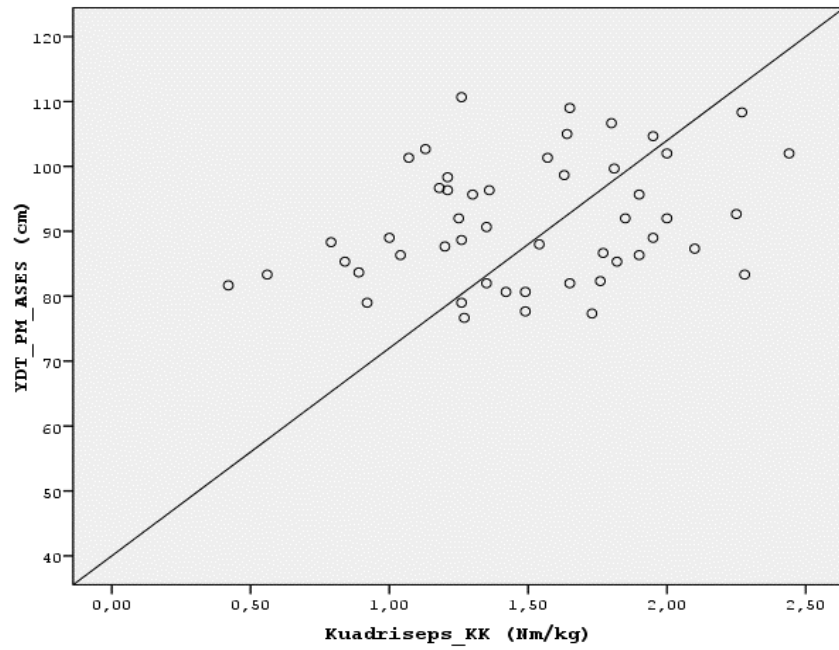
*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_AEB, Modifiye Yıldız Denge testi Posteromedial Ayakkabılı Eller Belde; Kuadriseps\_KK, Kuadriseps Kas Kuvveti

**Şekil 4.7.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabılı / eller belde uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi



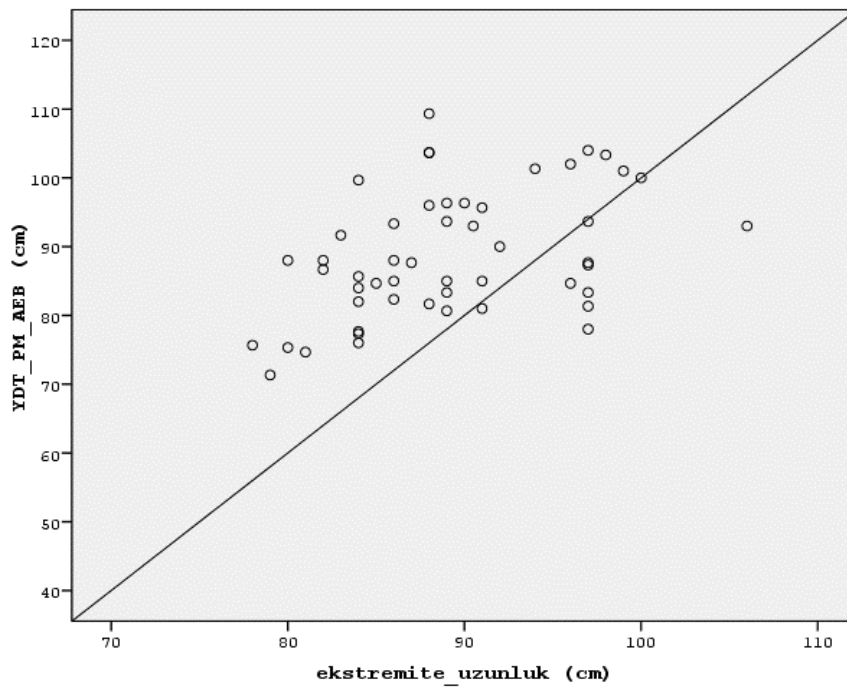
*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_AES, Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Ayakkabılı Eller Serbest; Kuadriseps\_KK, Kuadriseps Kas Kuvveti

**Şekil 4.8.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi



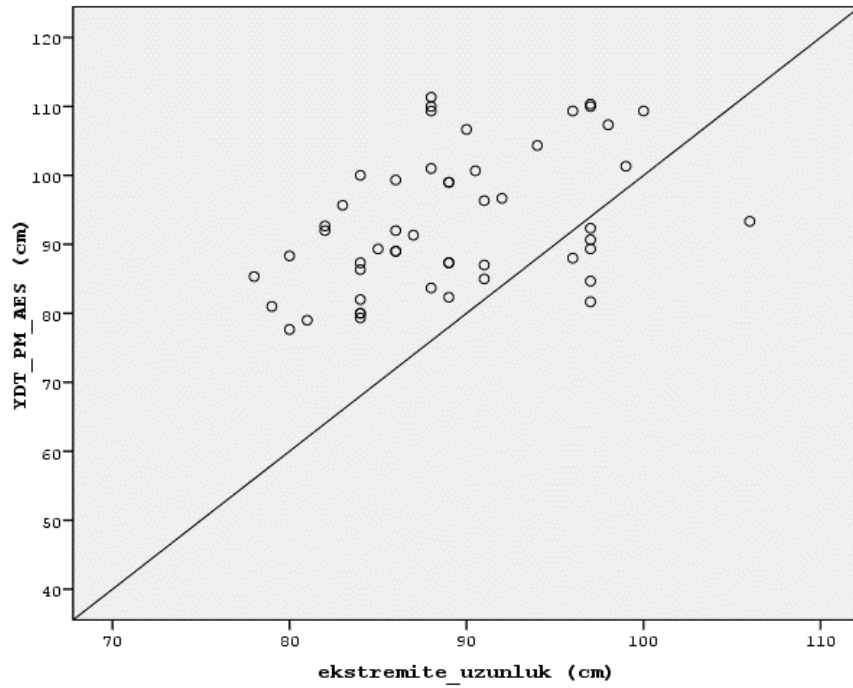
*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_ASES, Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Ayakkabısız Eller Serbest; Kuadriseps\_KK, Kuadriseps Kas Kuvveti

**Şekil 4.9.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabısız / eller serbest uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi



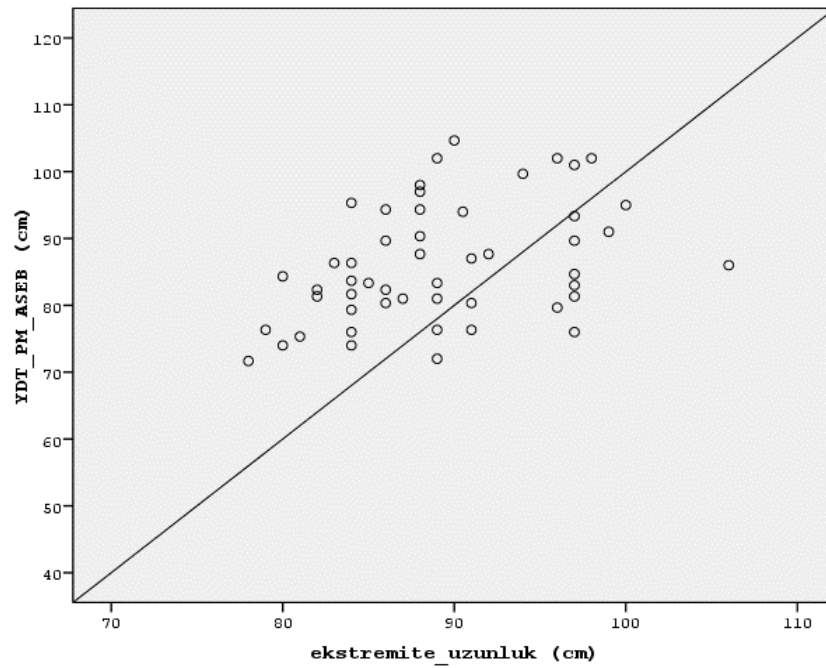
*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_AEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Ayakkabılı Eller Belde

**Şekil 4.10.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabılı / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremit\_uzunluğu ilişkisi



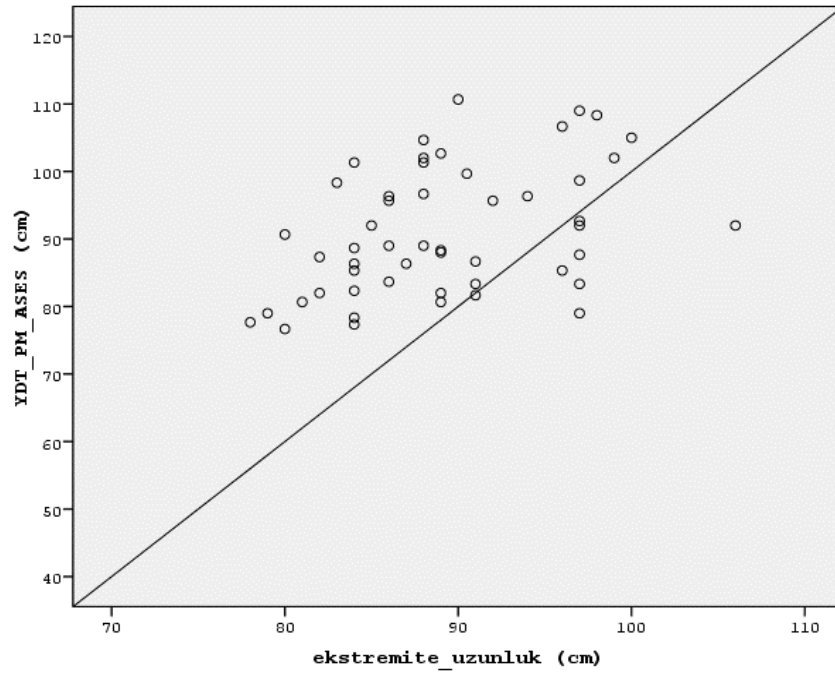
*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_AES, Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Ayakkabılı Eller Serbest

**Şekil 4.11.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremit\_uzunluk ilişkisi



*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_ASEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Ayakkabısız Eller Belde

**Şekil 4.12.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabısız / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremit\_uzunluk ilişkisi



*Kısaltmalar;* MYDT\_PM\_ASES, Modifiye Yıldız Denge Testi Posteromedial Ayakkabısız Eller Serbest

**Şekil 4.13.** Modifiye yıldız denge testi posteromedial ayakkabısız /eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremité uzunluğu ilişkisi

#### 4.2.3. Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Yön Uzanma Mesafesi ile Kuadriseps Kas Kuvveti, Dorsifleksiyon Normal Eklem Hareketi ve Ekstremité Uzunluğu Arasındaki İlişki

Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, DFNEH ve ekstremité uzunluğu arasındaki ilişki sonuçları Tablo 4.8.'de gösterildi.

Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi ayakkabılı / eller belde koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,32$ ,  $p=0,02$ ). Kuadriseps kas kuvveti %11 oranında posterolateral yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,11$ ) ve Kuadriseps kas kuvvetinde 1 Nm/kg'lik bir artışın bu yönde 7,12 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=7,12$ ) (Şekil 4.14.).

Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi ayakkabılı / eller serbest koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,37$ ,  $p=0,008$ ). Kuadriseps kas kuvveti %14 oranında posterolateral yönde uzanma

mesafesini etkiledi ( $r^2=0,14$ ) ve Kuadriseps kas kuvvetinde 1 Nm/kg 'lik bir artışın 8,34 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=8,34$ ) (Şekil 4.15.).

Modifiye yıldız denge testi posterolateral yönde uzanma mesafesinin 4 farklı koşul için de DFNEH ile ilişkisi anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabılı /eller belde koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r= 0,37$ ,  $p=0,007$ ). Ekstremitte uzunluğu %14 oranında posterolateral yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,14$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik bir artışın bu yönde 0,60 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,60$ ) (Şekil 4.16.).

Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabılı /eller serbest koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r= 0,45$ ,  $p=0,001$ ). Ekstremitte uzunluğu %21 oranında posterolateral yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,21$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik bir artışın bu yönde 0,76 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,76$ ) (Şekil 4.17.).

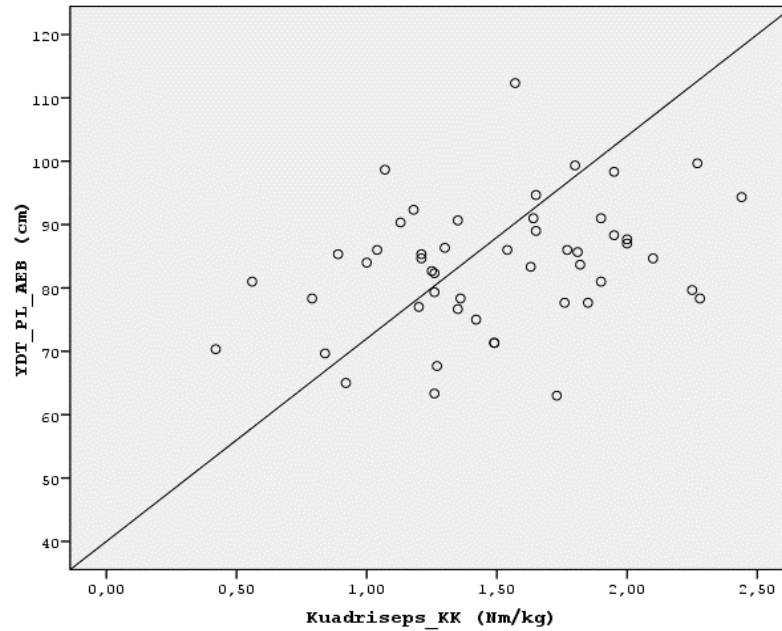
Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabısız /eller belde koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r= 0,40$ ,  $p=0,003$ ). Ekstremitte uzunluğu %16 oranında posterolateral yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,16$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik bir artışın bu yönde 0,62 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,62$ ) (Şekil 4.18.).

Modifiye yıldız denge testi posterolateral uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi ayakkabısız /eller serbest koşulu ile orta düzeyde ve pozitif yöneydi ( $r= 0,43$ ,  $p=0,002$ ). Ekstremitte uzunluğu %19 oranında posterolateral yönde uzanma mesafesini etkiledi ( $r^2=0,19$ ) ve ekstremitte uzunluğunda 1 cm'lik bir artışın bu yönde 0,68 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,68$ ) (Şekil 4.19.).

**Tablo 4.8.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti, dorsifleksiyon normal eklem hareketi ve ekstremite uzunluğu arasındaki ilişki

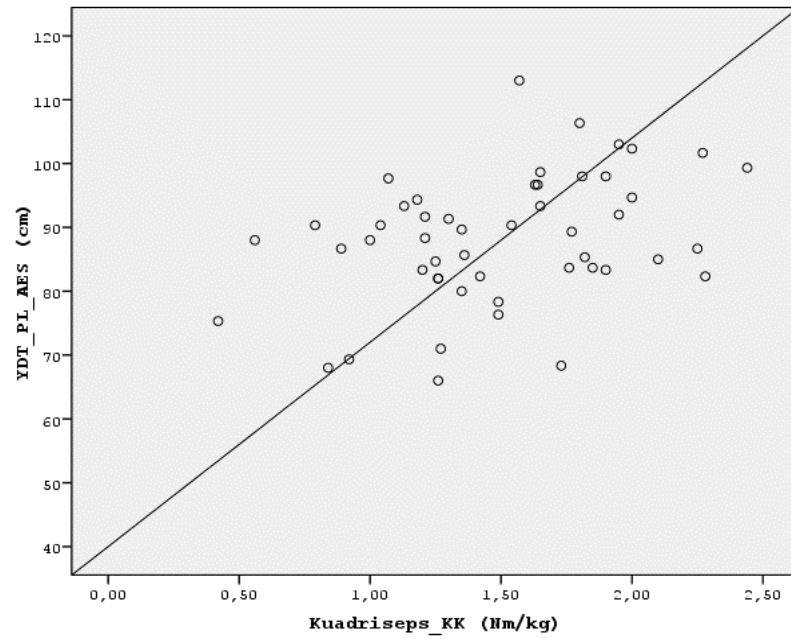
	Pozisyon	Kuadriseps kas kuvveti (Nm/kg)			DFNEH (cm)			Ekstremitte Uzunluğu (cm)		
		r	R2	p	r	R2	p	r	R2	p
MYDT Posterolateral Uzanma	Ayakkabılı / Eller Belde	<b>0,32</b>	<b>0,11</b>	<b>0,02</b>	0,08	0,01	0,56	<b>0,37</b>	<b>0,14</b>	<b>0,007</b>
	Ayakkabılı / Eller Serbest	<b>0,37</b>	<b>0,14</b>	<b>0,008</b>	0,13	0,02	0,35	<b>0,45</b>	<b>0,21</b>	<b>&lt;0,001</b>
	Ayakkabısız / Eller Belde	0,18	0,03	0,22	0,14	0,02	0,34	<b>0,40</b>	<b>0,16</b>	<b>0,003</b>
	Ayakkabısız / Eller Serbest	0,27	0,07	0,06	0,16	0,03	0,25	<b>0,43</b>	<b>0,19</b>	<b>0,002</b>

*Kısaltmalar:* MYDT Posterolateral Uzanma, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Yön Uzanma Mesafesi; DFNEH Dorsifleksiyon normal eklem hareketi



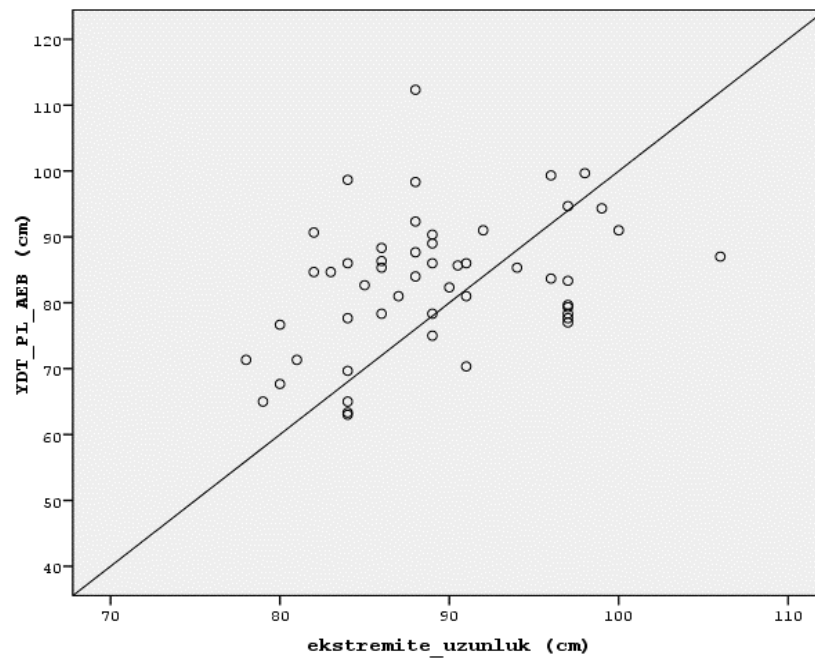
*Kısaltmalar:* MYDT\_PL\_AEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Ayakkabılı Eller Belde; Kuadriseps\_KK, Kuadriseps Kas Kuvveti

**Şekil 4.14.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayakkabılı / eller belde uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi



*Kısaltmalar:* MYDT\_PL\_AES, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Ayakkabılı Eller Serbest; Kuadriseps\_KK, Kuadriseps Kas Kuvveti

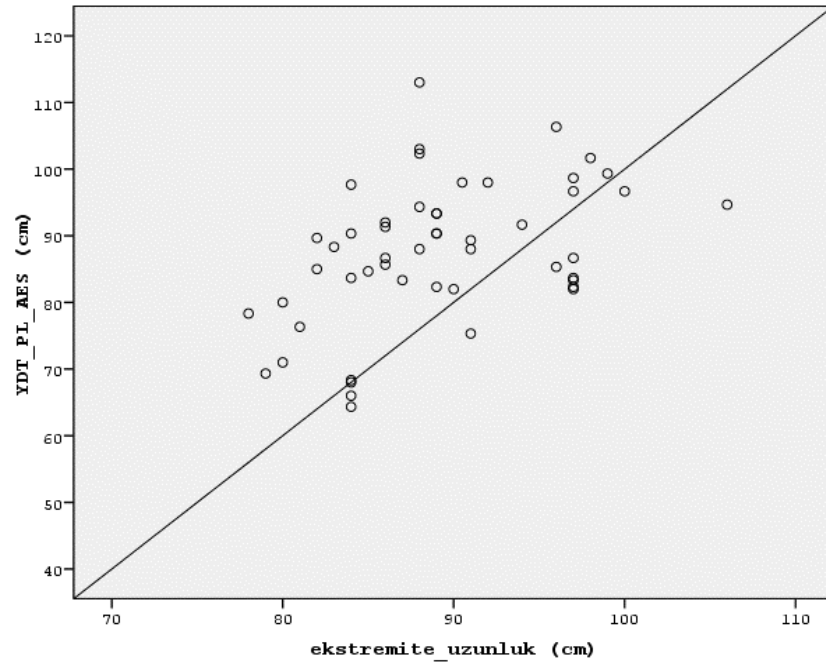
**Şekil 4.15.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayakkabılı / eller serbest uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi



*Kısaltmalar:* MYDT\_PL\_AEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Ayakkabılı Eller Belde

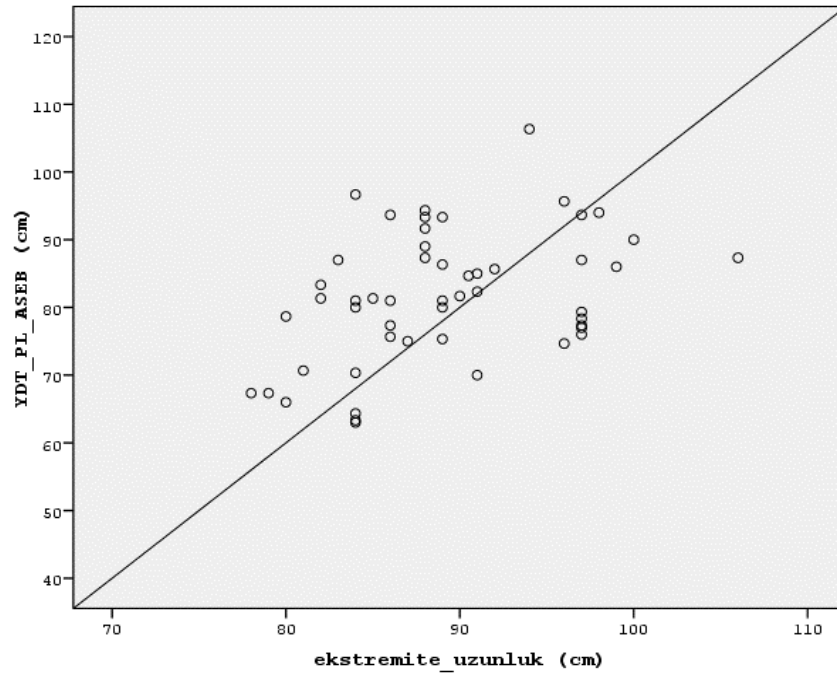
**Şekil 4.16.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayakkabılı / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremite uzunluğu ilişkisi





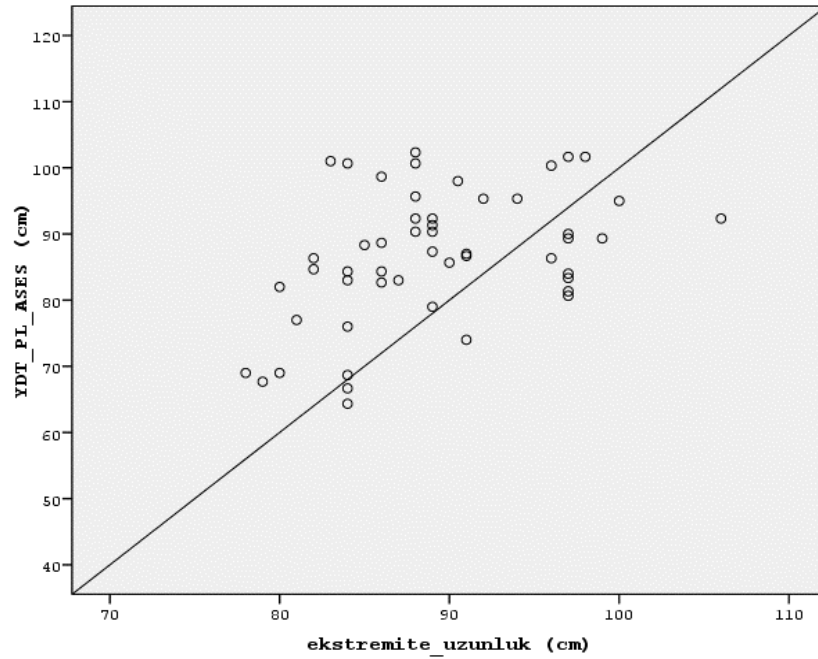
*Kısaltmalar:* MYDT\_PL\_AES, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Ayakkabılı Eller Serbest

**Şekil 4.17.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayakkabılı /eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremit\_uzunluk ilişkisi



*Kısaltmalar:* MYDT\_PL\_ASEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Ayakkabısız Eller Belde

**Şekil 4.18.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayakkabısız / eller belde uzanma mesafesi ile ekstremit\_uzunluk ilişkisi



*Kısaltmalar:* MYDT\_PL\_ASEB, Modifiye Yıldız Denge Testi Posterolateral Ayakkabısız Eller Belde

**Şekil 4.19.** Modifiye yıldız denge testi posterolateral ayakkabısız /eller serbest uzanma mesafesi ile ekstremitte uzunluğu ilişkisi

### 4.3. Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi

Ağırlık aktarmalı hamle testi (AAHT), Gastroknemius ve Soleus kas esnekliği, tibial inklınasyon açısı ve alt bacak uzunluğu tanımlayıcı istatistiği [ortalama± SS (min-max) ] Tablo 4.9.'da verilmiştir.

**Tablo 4.9.** Ağırlık aktarmalı hamle testi, Gastroknemius ve Soleus kas esnekliği, tibial inklınasyon açısı ve alt bacak uzunluğu tanımlayıcı istatistiği

	Ortalama ± Standart sapma (minimum-maksimum)
AAHT (cm)	12,61±2,83 (6,67-20,00)
Gastroknemius esnekliği (°)	28,04±6,07 (15,00-38,33)
Soleus esnekliği (°)	29,09±6,17 (15,00-47,33)
Alt bacak uzunluğu (cm)	43,76±3,43 (36,5-52,0)
Tibial inklınasyon açısı (°)	49,70±7,53 (29,0-65,0)

*Kısaltmalar:* AAHT, Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi

Ağırlık aktarmalı hamle testi, Gastroknemius ve Soleus kas esnekliği, tibial inklinasyon açısı ve alt bacak uzunluğu arasındaki ilişki sonuçları Tablo 4.10.'da gösterilmiştir.

Gastroknemius kas esnekliği ile AAHT mesafesi ilişkisi orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r= 0,56$ ,  $p=0,001$ ). Gastroknemius kas esnekliği %32 oranında eklem hareket açıklığını etkiledi ( $r^2=0,32$ ) ve Gastroknemius kas esnekliğinde 1 derecelik bir artışın test sonuçlarında 0,26 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,26$ ) (Şekil 4.20.).

Soleus kas esnekliği ile AAHT mesafesi ilişkisi orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r= 0,45$ ,  $p=0,001$ ). Soleus kas esnekliği %20 oranında eklem hareket açıklığını etkiledi ( $r^2=0,20$ ) ve Soleus kas esnekliğinde 1 derecelik bir artışın test sonuçlarında 0,20 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,20$ ) (Şekil 4.21.).

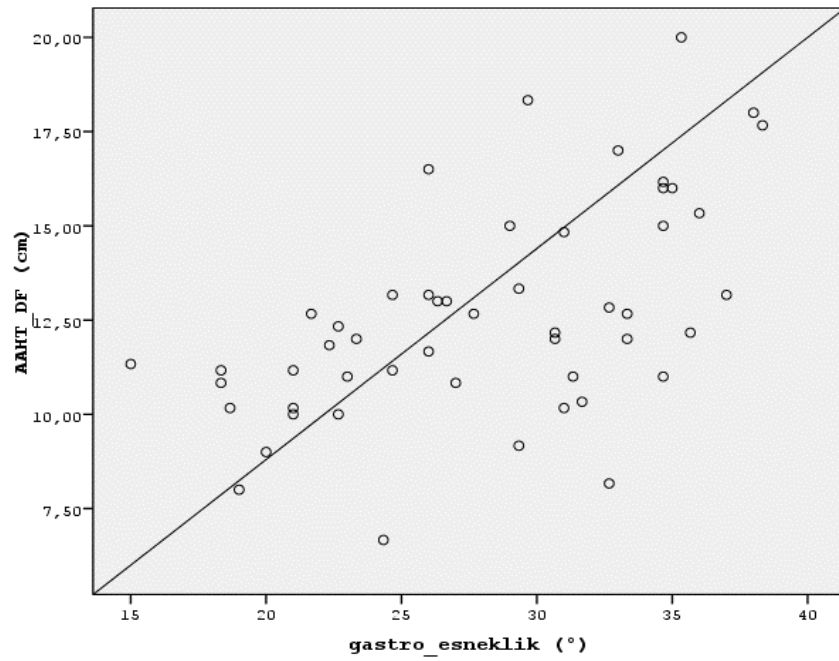
Ağırlık aktarmalı hamle testi ile alt bacak uzunluğu ilişkisi anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Tibial inklinasyon açısı ile AAHT mesafesi ilişkisi orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,50$ ,  $p<0,001$ ). Tibial inklinasyon %25 oranında eklem hareket açıklığını etkiledi ( $r^2=0,25$ ) ve tibial inklinasyon açısında 1 derecelik bir artışın test sonuçlarında 0,19 cm'lik artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta=0,19$ ) (Şekil 4.22.) .

**Tablo 4.10.** Ağırlık aktarmalı hamle testi ve ayak bileği dorsifleksiyon açısı, alt ekstremitte uzunluğu, Gastroknemius ve Soleus esnekliği, tibial inklinasyon açısı arasındaki ilişki

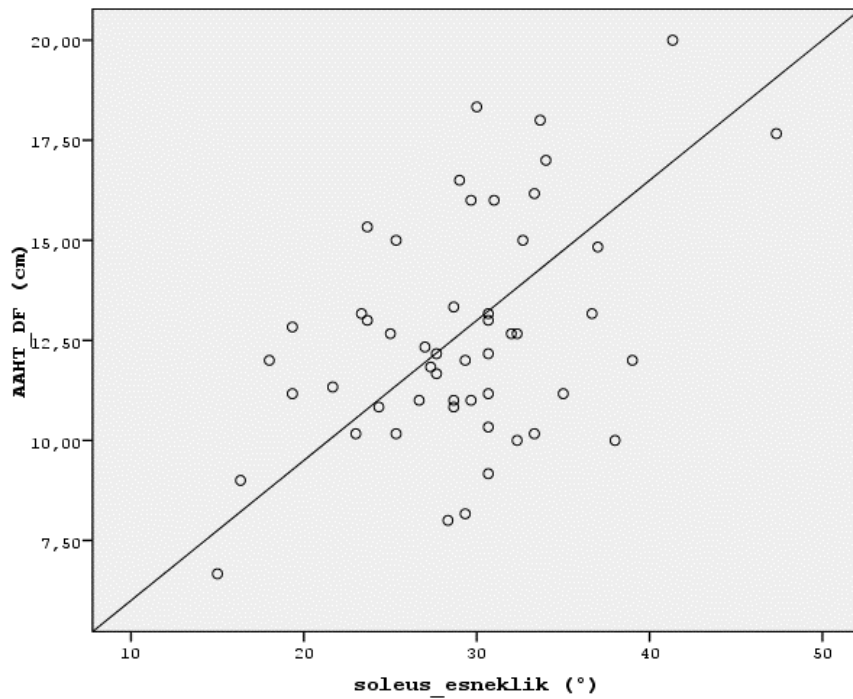
	AAHT		
	r	R2	p
Gastroknemius esnekliği (°)	<b>0,56</b>	<b>0,32</b>	<b>&lt;0,001</b>
Soleus esnekliği (°)	<b>0,45</b>	<b>0,20</b>	<b>&lt;0,001</b>
Alt bacak uzunluğu (cm)	0,14	0	0,92
Tibial inklinasyon açısı (°)	<b>0,50</b>	<b>0,25</b>	<b>&lt;0,001</b>

*Kısaltmalar:* AAHT\_DF, Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon



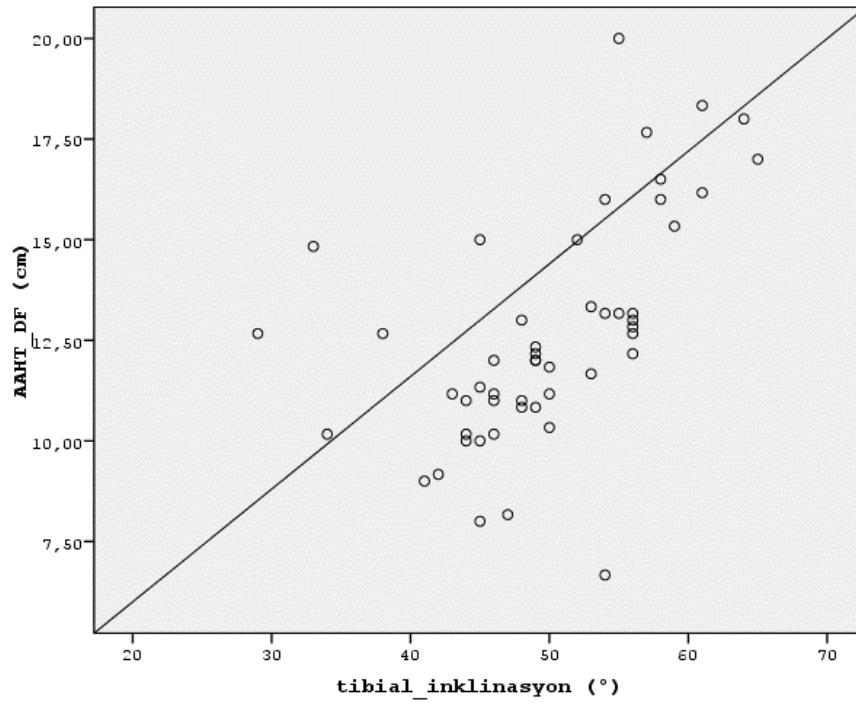
*Kısaltmalar:* AAHT\_DF (cm): Ağırılık Aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon

**Şekil 4.20.** Gastroknemius esnekliği ile AAHT mesafesi arasındaki ilişki



*Kısaltmalar:* AAHT\_DF, Ağırılık Aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon

**Şekil 4.21.** Soleus esnekliği ile AAHT mesafesi arasındaki ilişki



*Kısaltmalar:* AAHT\_DF (cm): Ağırılık Aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon

**Şekil 4.22.** Tibial inklınasyon açısı ile AAHT mesafesi arasındaki ilişki

#### 4.4. Basamak İnme Testi

Basamak inme testi (BİT) tekrar sayısı, Kuadriseps kas kuvveti ilk 5 tekrarın zirve torku, Kuadriseps kas kuvveti son 5 tekrarın zirve torku ve Kuadriseps kas kuvveti ilk5/son5 tekrar zirve torkların % oranı, test öncesi dinamik valgus açısı, test sonrası dinamik valgus açısı ve test öncesi-sonrası dinamik valgus açıları farkı tanımlayıcı istatistiği Tablo 4.11.'de verilmiştir.

**Tablo 4.11.** Basamak inme testi tekrar sayısı; Kuadriseps kas kuvveti ve dinamik valgus açısı tanımlayıcı istatistiği

	Ortalama ± SS (min-max)
BİT tekrar sayısı	43,27± 10,84 (29-77)
Kuadriseps ilk5 tekrar zirve tork (Nm/kg)	1,49± 0,45 (0,42-2,44)
Kuadriseps son5 tekrar zirve tork (Nm/kg)	0,67± 0,24 (0,26 1,39)
Kuadriseps zirve tork % oran	47,45± 14,74 (27,20-96,40)
Dinamik valgus açısı_önce (°)	174,57± 4,72 (153,17-179,98)
Dinamik valgus açısı_sonra (°)	174,51± 4,05 (160,54-179,53)
Dinamik valgus açısı_fark	0,07±4,60 (-9,01-11,62)

*Kısaltmalar:* BİT tekrar sayısı, Basamak İnme Testi tekrar sayısı

Basamak inme testi ile DFNEH, Kuadriseps kas kuvveti; zirve tork ilk 5, son 5 ve % değerleri ve dinamik valgus açısı; test öncesi, test sonrası ve farkları arasındaki ilişki Tablo 4.12.'de verilmiştir.

Basamak inme testi ile DFNEH arasındaki ilişki anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Basamak inme testi ile Kuadriseps kas kuvveti ilk 5 tekrar zirve torku arasındaki ilişki orta düzeyde ve pozitif yöndeydi ( $r=0,51$ ,  $p=0,001$ ). Kuadriseps kas kuvveti ilk 5 tekrar zirve torku %26 oranında tekrar sayısını etkiledi ( $r^2=0,26$ ) ve Kuadriseps kas kuvveti ilk 5 tekrar zirve torkunda bir Nm/kg'lik artışın tekrar sayısında 12,26'lık bir artışa sebep olduğu görüldü ( $\beta= 12,26$ ) (Şekil 4.23.).

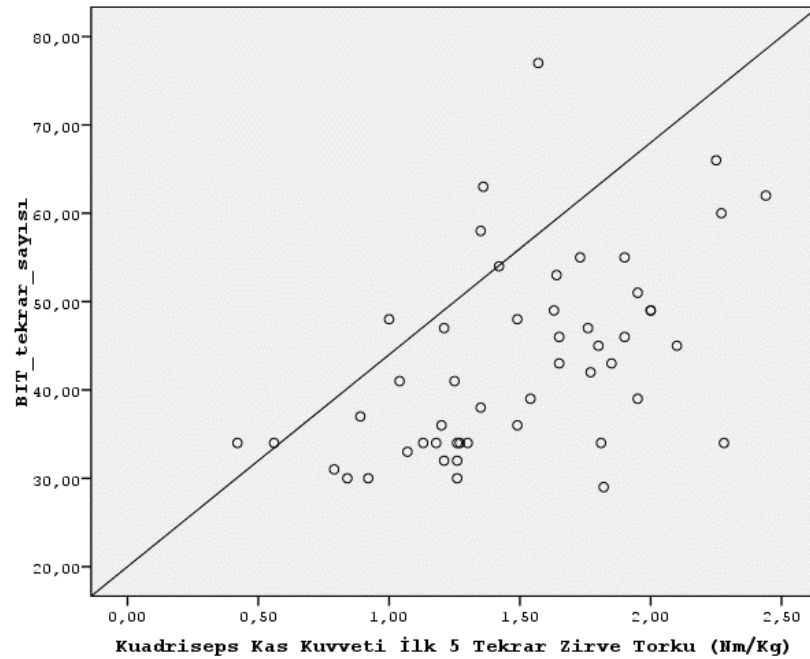
Basamak inme testi ile Kuadriseps kas kuvveti son 5 tekrar zirve torku ve Kuadriseps kas kuvveti ilk 5-son 5 tekrar zirve torku oranı arasındaki ilişki anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Basamak inme testi ile dinamik valgus açıları ve açılar arası değişim arasındaki ilişki anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.12.** Basamak inme testi ile dorsifleksiyon normal eklem hareketi, kuadriseps kas kuvveti; zirve tork ilk 5, son 5 ve % değerleri, ve dinamik valgus açısı; test öncesi, test sonrası ve farkları arasındaki ilişki

	BİT tekrar sayısı		
	r	R2	p
AAHT-DF (cm)	0,12	0,14	0,40
Kuadriseps Kas Kuvveti İlk 5 Tekrar Zirve Torku (Nm/kg)	<b>0,51</b>	<b>0,26</b>	<b>&lt;0,001</b>
Kuadriseps Kas Kuvveti Son 5 Tekrar Zirve Torku (Nm/kg)	0,29	0,08	0,06
Kuadriseps Kas Kuvveti Zirve Tork Oranı (Nm/kg)	0,18	0,03	0,20
Dinamik valgus açısı öncesi (°)	0,19	0,04	0,65
Dinamik valgus açısı test sonrası (°)	0,21	0,04	0,78
Dinamik valgus açısı fark	0,31	0,10	0,55

*Kısaltmalar:* BİT tekrar sayısı, Basamak inme testi tekrar sayısı; AAHT\_DF, Ağırlık aktarmalı Hamle Testi-Dorsifleksiyon



*Kısaltmalar:* BIT\_tekrar\_sayısı: basamak inme testi tekrar sayısı

**Şekil 4.23.** Kuadriseps kas kuvveti ilk 5 tekrar zirve torku ile BİT tekrar sayısı arasındaki ilişki

## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında bireylerin mevcut performansını değerlendirmede ve yaralanma sonrası rehabilitasyonun takibinde sıklıkla kullanılan Modifiye yıldız denge testi, Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi ve Basamak İnme testlerini etkileyen faktörler araştırıldı. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda Modifiye yıldız denge testinin ayakkabılı / ayakkabısız ve eller belde / eller serbest yapılmasının anterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanma mesafesini değiştirdiği görüldü. Bunun yanında MYDT uzanma mesafelerinin Kuadriseps kas kuvveti ve ekstremiteler uzunluğu ile ilişkili olduğu bulundu. Ağırlık aktarmalı hamle test sonuçları ile Gastroknemius ve Soleus kas esnekliğinin ve tibial inklinasyon açısının, basamak inme testi tekrar sayısı ile Kuadriseps kas kuvveti arasında ilişki olduğu bulundu.

### 5.1. Modifiye Yıldız Denge Testi

Modifiye yıldız denge testinde; anterior yönde uzanma mesafesi ayakkabılı / eller belde veya ayakkabılı / eller serbest koşulunda, posteromedial yönde uzanma mesafesi ayakkabılı / eller serbest koşulunda, posterolateral yönde uzanma mesafesi ayakkabılı / eller serbest veya ayakkabısız/ eller serbest koşulunda diğer yönlerle kıyasla daha fazla bulundu. Bu sonuç, ayakkabı kullanımının ve ellerin pozisyonunun MYDT uzanma mesafelerini etkileyebileceğini göstermiştir. Her üç yönde sonuçlar incelendiğinde en fazla uzanma mesafesi ayakkabılı koşulda görüldü. Bu durumun ayakkabının ayak bileğinde stabilizasyon sağlamasından kaynaklanabileceği ve ayakkabı kullanımının dengeyi olumlu etkileyerek uzanma mesafesini arttırabileceği düşünülebilir. Koşullar arasında uzanma mesafeleri farkları da gözönünde bulundurulduğunda, ayakkabı kullanımı posterior yöndeki uzanma mesafelerini anterior uzanma mesafesine kıyasla daha da arttırmaktadır. Bu nedenle, ayakkabı kullanımı sayesinde artan ayak bileği stabilizasyonu posterior uzanma yönlerinde daha çok etkili olmuş olabilir. Sportif aktivitelerin spor ayakkabı ile yapıldığı düşünüldüğünde, sağlıklı fiziksel aktif bireylerde MYDT'nin spor ayakkabı ile yapılması dinamik dengenin daha fonksiyonel değerlendirilmesini sağlayabilir. Gribble ve ark. (4) sağlıklı fiziksel aktif erkek bireylerde yaptığı çalışmada MYDT'yi ayakkabısız kullanım ile uygulamıştır. Test sırasında normalize edilmiş ortalama uzanma mesafeleri; anterior yönde 79,2 cm, posteromedial yönde 95,6 cm,



posterolateral yönde 90,4 cm olarak belirtilmiştir. Willis ve ark. (85) sağlıklı erkek bireylerde yaptığı çalışmalarında MYDT'yi spor ayakkabı kullanımı ile uygulamıştır. Test sırasında normalize edilmiş ortalama uzanma mesafeleri; anterior yönde 69,8 cm, posteromedial yönde 94,8 cm, posterolateral yönde 82,4 cm olarak belirtilmiştir. Bu çalışmaların sonuçları kıyaslandığında ayakkabısız yapılan MYDT, ayakkabı kullanımıyla yapılan teste göre daha yüksek sonuçlar açığa çıkartmaktadır. Ancak Gribble ve ark. (4) çalışmasında fiziksel aktif bireyleri tercih ederken, Willis ve ark. (85) çalışmasında bireylerin fiziksel aktivite seviyesi ile ilgili bir koşul yoktur. Thorpe ve ark. (139) fiziksel aktif bireylerin MYDT'de daha fazla uzanma mesafesi açığa çıkardığını göstermiştir. Bu çalışmalar arasında, ayakkabısız yapılan çalışmada MYDT uzanma mesafesinde daha iyi sonuç alınması bu durumdan kaynaklanıyor olabilir.

MYDT sırasında ellerin belde ya da serbest pozisyonlanmasının farklı yönlerde uzanma mesafelerine etkisi incelendiğinde; ellerin farklı pozisyonlanmasının anterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanma mesafesini etkilediği görüldü. Anterior yönde uzanmada ellerin belde olması, uzanma mesafesini olumlu etkilerken posterior yönlerde uzanmada ellerin açık olması uzanma mesafesini arttırdı. Gabriner ve ark. (87) kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde test sırasında eller belde pozisyonu kullanmış ve normalize edilmiş ortalama uzanma mesafeleri; anterior yönde 81,2 cm, posteromedial yönde 90,4 cm ve posterolateral yönde 80,7 cm olarak belirtilmiştir. Bressel ve ark. (88) kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde ellerin test sırasında ihtiyaç duyulduğu gibi kullanılmasına izin vermiş ve normalize edilmiş ortalama uzanma mesafeleri anterior yönde 76 cm, posteromedial yönde 85 cm ve posterolateral yönde 79 cm olarak belirtilmiştir. Bu çalışmaların verileri karşılaştırıldığında eller belde koşul kullanılarak yapılan MYDT'de daha fazla uzanma mesafesi görülmektedir. Ancak bu çalışmalar kronik ayak instabilitesi olan bireylerde yapıldığı için yapılan karşılaştırmalar doğrudan sağlıklı bireyleri kapsamayabilir. Cuğ ve ark. (140) rekreasyonel aktif üniversite öğrencilerinde yaptığı çalışmada eller belde ve eller serbest yapılan MYDT'nin uzanma mesafelerini, farklı ayak pozisyonlarında kıyaslamıştır. Çalışmalarında MYDT'de posteromedial ve posterolateral yönlerde, eller açık koşulda yapılan testin, eller belde koşula kıyasla daha fazla uzanma mesafesi açığa çıkardığı göstererek sonuçlarımızı desteklemektedir. Ancak çalışmalarında

anterior yön uzanma mesafesinde de eller açık koşulda daha fazla uzanma mesafesi açığa çıktığını bulmuşlardır, bizim bulgularımız anterior yönde uzanmanın el pozisyonundan etkilenmediğini göstermektedir. Posterior yönde uzanmaların ise, el pozisyonundan daha fazla etkilendiği, ellerin serbest bırakılmasının dinamik dengeyi kolaylaştırdığı düşünülebilir. Olsen ve ark (94) daha fazla uzanma mesafesinin daha iyi bir dinamik postüral kontrol gösterdiğini bildirmiştir. Sonuçlarımıza göre MYDT sırasında spor ayakkabının kullanımı ve ellerin serbest bırakılması anterior ve posterior yönlerdeki uzanma mesafesini arttırmaktadır. Bu nedenle, sağlıklı bireylerden elde edilen çalışma sonuçları kıyaslanırken, MYDT'nin uygulama prosedürlerine dikkat edilmesi objektif yorumların yapılabilmesi için gereklidir.

Kuadriseps kas kuvveti ile MYDT uzanma mesafeleri arasındaki ilişki incelendiğinde; anterior yönde uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti arasında ilişki görülmezken, ayakkabılı koşullarda Kuadriceps kas kuvvetinin posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanma mesafesi ile ilişkili olduğu bulundu. Literatürde sağlıklı bireylerde Kuadriseps kas kuvveti ile MYDT sonuçları arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar limitlidir. Earl ve ark. (81) sağlıklı bireylerde Kuadriseps kas aktivasyonunu MYDT'nin anterior uzanma yönünde, diğer yönlere kıyasla daha fazla olduğunu bulmuştur. Bu nedenle, anterior uzanma mesafesinde Kuadriseps kas kuvvetinin daha çok etkili olabileceğini savunmuşlardır. Elit sporcular üzerinde yapılan bir çalışmada, bizim çalışma bulgularımıza benzer olarak Kuadriseps kas kuvvetinin MYDT posteromedial ve posterolateral yön uzanma mesafesi üzerine etkisi bulunmuş, anterior uzanma mesafesi üzerine etkisi bulunmamıştır. Posterior yönlerde Kuadriseps kas kuvvetinin uzanma mesafesine etkisi birkaç teori ile açıklanabilir: 1) Posterior uzanma yönlerinde bireyler anterior uzanma yönüne göre daha fazla diz fleksiyon açısı gösterdiklerinden, Kuadriseps kas kuvveti bu yönlerdeki uzanmalar üzerinde etkili bulunmuş olabilir, 2) anterior uzanma yönünde bireyler posterior uzanma yönlerine göre farklı gövde stratejileri geliştirmiş olabilirler. Daha önce yapılan çalışmalarda da belirtildiği gibi, öne uzanmaları bireylerin bir kısmı gövde ve diz fleksiyon stratejisi ile bir kısmı ise gövde ekstansiyon ve diz fleksiyon stratejisi ile yapmış olabilir (76, 141). Bu nedenle, Kuadriseps kas kuvvetinin anterior yöndeki uzanma üzerine etkisi kompensatuar hareketlerle ortadan kaldırılmış olabilir. Kuadriseps kas kuvveti ve MYDT sonuçları arasındaki ilişkili literatürde çoğunlukla

ön çapraz bağ yaralanması geçirmiş bireyler üzerinde araştırılmıştır. Clagg ve ark. (142) spora dönüş fazına gelmiş ön çapraz bağ cerrahisi öyküsü olan bireylerde Kuadriseps kas kuvvetinin MYDT anterior ve posteromedial yön uzanma mesafelerini etkilemediğini ancak posterolateral yön uzanma mesafesi ile ilişkili olduğunu bulmuştur. Fakat araştırmacılar neden Kuadriseps kas kuvvetinin sadece posterolateral yön uzanma mesafesinde etkili olduğunu açıklayamamıştır. Hallagin ve ark. (143) ise ön çapraz bağ cerrahisi geçirmiş bireylerde preoperatif dönemde ve postoperatif 12. haftada, yaralanma geçiren ekstremitenin her iki ölçümünde de MYDT’de anterior yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti arasında zayıf düzeyde pozitif ilişki bulmuş ancak cerrahi geçirmeyen sağlam ekstremitede anterior yön uzanma mesafesi ile Kuadriseps kas kuvveti arasında ilişkili bulunmamıştır. Ön çapraz bağ yaralanması geçirmiş bireyler üzerinde yapılan diğer çalışmada ise MYDT ile Kuadriseps kas kuvveti arasında anterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde ilişki bulunmamıştır (144) Çalışmamız sağlıklı aktif bireyler üzerinde yapıldığından, ön çapraz bağ yaralanması geçirmiş bireyler üzerinde yapılan çalışma sonuçları ile farklı sonuçlar bulmuş olabiliriz. Ön çapraz bağ yaralanması alt ekstremitte kas kuvvetinde ve diziliminde değişimlere neden olan ve nöromusküler mekanizmayı etkileyen bir yaralanma türü olduğu için, Kuadriseps kas kuvvetinin dinamik denge ile arasındaki ilişkili sağlıklı bireylere göre farklılık gösterdiği düşünülebilir.

Dorsifleksiyon normal eklem hareketi MYDT’de anterior yönde ayakkabısız koşullarda uzanma ile ilişkili görüldü ancak posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanma mesafesi ile DFNEH arasında ilişki görülmedi. Literatürde DFNEH’nin MYDT sonuçları üzerine etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Basnett ve ark. (83) unilateral ve bilateral ayak bileği instabilitesi olan bireylerde DFNEH ve MYDT uzanma mesafesi arasındaki ilişkiyi araştırdıkları çalışmalarında anterior yönde uzanma mesafesi ile DFNEH arasında orta düzeyde, posterolateral yönde uzanma mesafesi ile DFNEH arasında düşük düzeyde ilişki olduğunu ancak posteromedial yönde ilişkinin çok düşük düzeyde ve önemsiz olduğunu bildirmiştir. Aynı araştırmacılar, anterior yönde uzanmanın, diğer yönlerle göre daha çok ayak bileği dorsifleksiyon normal eklem hareketi gerektirdiğini, posteromedial ve posterolateral yönlerde önemli düzeyde ilişki bulunmamasının bu durumdan kaynaklanabileceğini belirtmiştir. Hoch ve ark. (97) sağlıklı bireylerde yaptığı çalışmada sonuçlarımıza

benzer şekilde DFNEH ile MYDT anterior yönde uzanma mesafesi arasında ilişki bulunmuş, posteromedial ve posterolateral uzanmaların ayak bileği dorsifleksiyonu ile ilişkili olmadığını göstermiştir. Kang ve ark. (10) fiziksel olarak aktif sağlıklı bireylerde AAHT testi sırasında ölçtükleri DFNEH ve MYDT sonuçlarını kıyaslamış ve anterior yön uzanma mesafesi ile DFNEH arasında orta düzeyde, posteromedial yön uzanma mesafesi ile zayıf düzeyde pozitif ilişki olduğunu bulmuştur. Ancak uzanma mesafeleri alt ekstremitte uzunluğu ile normalize edildiğinde yalnızca anterior yön uzanma mesafesi ile DFNEH güçlü düzeyde pozitif ilişki göstermiştir. Posteromedial ve posterolateral yönlerde normalizasyon sonrası AAHT ile ilişkili bulunmamıştır (10). Bu durum DFNEH'in MYDT'de anterior yönde denge performansını etkileyebilen bir faktör olabildiğini gösterir. Çalışma sonuçlarımıza göre, ayakkabısız koşullarda DFNEH anterior uzanma mesafesi ile zayıf-orta düzeyde ilişki gösterdiğinden, sağlıklı bireylerde MYDT'nin anterior uzanma mesafesinde ekstremiteler arasında farklılık bulunduğu bu farklılığın DFNEH açıklığından kaynaklanabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Literatürde çalışmaların çoğunluğu ekstremitte uzunluğunun, MYDT mesafesinin normalizasyonunda kullanılması gerektiğini savunmuştur (1, 4, 7, 70, 82). Gribble ve ark. (4) MYDT'de uzanma mesafelerinin ekstremitte uzunluğu ile ilişkili olduğunu, daha uzun ekstremitte uzunluğuna sahip olan bireylerin daha fazla uzanma mesafesi açığa çıkardığını bildirmiştir. Kadın ve erkek bireylerin MYDT'de uzanma mesafeleri kıyaslandığında anlamlı fark bulunduğu ancak ekstremitte uzunluğuna göre normalizasyon yapıldığında cinsiyetler arasında fark görülmediği bildirilmiştir (4). Ekstremitte uzunluğunun MYDT ile ilişkisi farklı yönlerde incelendiğinde en fazla ilişki anterior yönde bulunmuştur. Ekstremitte uzunluğunun MYDT'ye etkisi önemli bir etken olsa da, etki oranı en fazla %23 olarak bildirilmiştir (4). Bizim çalışmamızda da ekstremitte uzunluğu ile MYDT anterior, posteromedial ve posterolateral yön uzanma mesafeleri arasında orta düzeyde ve pozitif ilişki bulundu. Uzanma yönleri arasında ekstremitte uzunluğu ile en yüksek ilişkinin anterior yönde ve etkisini %25 oranında olduğu görüldü. Branch ve ark. (7) sağlıklı bireylerde antropometrik ölçümlerin dinamik dengeye etkisini incelemek için MYDT'yi kullanmış ve hem boy uzunluğunun hem de alt ekstremitte uzunluğunun MYDT uzanma mesafeleri ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Ekstremitte uzunluğu MYDT ile daha yüksek ilişkili bir faktör

olduğu için ve alt ekstremite uzunluğu boy uzunluğu ile de ilişkili olduğu için, normalizasyon yapılırken yalnızca alt ekstremite uzunluğunun kullanılması yeterli bulunmuştur.

## 5.2. Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi

AAHT, ayak bileği DFNEH değerlendirmede daha güvenilir olduğundan ve fonksiyonu daha iyi yansıttığından gonyometrik ölçümlere kıyasla daha çok tercih edilmektedir. Bu testte, DFNEH ölçümü büyük oranda (% 91,8) talokrural eklemdaki hareketi değerlendirir. Geri kalan oran ise subtalar ve tarsal eklemler gibi distal eklemlerin hareketlerinden oluşur (145). Test sonucunun distal eklemler tarafından yapılan kompanseuar hareketlerden etkilenmemesi için ölçüm sırasında ayakta pronasyon veya supinasyon hareketlerinin oluşmamasına dikkat edilmelidir. Böylece, AAHT primer olarak ayakbileği DFNEH limitasyonunu güvenilir bir şekilde değerlendirebilir. Araştırmamıza kronik ayak bileği instabilitesi olmayan bireyler dahil etmemizin nedeni, ayak bileği instabilitesi ile birlikte DFNEH kısıtlılığı arasında yüksek ilişki olduğunun gösterilmesidir (139) . Bennell ve ark. (101) sağlıklı bireyler üzerinde yaptığı çalışmada AAHT sonuçlarının 5 cm ile 20 cm arasında değiştiğini bildirmiştir. Yapılan çalışmalarda ortalama AAHT sonuçları  $9,5 \pm 3,1$  cm ile  $13,9 \pm 3,8$  cm arasında değişirken bizim çalışmamızda ortalama olarak  $12,61 \pm 2,83$  cm bulundu (101, 103).

Öncelikle, araştırmamızda sağlıklı bireylerde DFNEH sonuçlarına Gastroknemius ve Soleus kaslarının esnekliğinin etkisinin olup olmadığı incelendi. Literatürde AAHT uygulamaları öncesinde herhangi bir ısınma veya esneme programının yapıp yapılmaması gerektiğine dair bir bilgi veya bir yönerge yoktur. Bu nedenle, AAHT sonuçlarında elde edilen DFNEH kısıtlılığı mekanik bir nedenden ziyade Gastroknemius/Soleus kaslarının esneklik kaybına da bağlı olabilir. Gastroknemius ve Soleus kasları ayak bileği plantar fleksiyonu sağlayan birincil kaslar olduğu için DFNEH kısıtlılığına sebep olabileceği literatürde bildirilmiştir (104). Knapik ve ark. (141) sağlıklı basketbol oyuncularında Gastroknemius kasına her gün germe uygulaması yapılmasının kontrol grubuna göre ayak bileği normal eklem hareketini arttırdığını bildirmiştir. Aynı çalışmada sporcuların sezon sonunda, sezon öncesine göre daha fazla DFNEH açısı gösterdikleri bildirilmiştir. Grady ve ark. (143)

ise sağlıklı bireylerde yaptığı çalışmada diz ekstansiyon pozisyonundayken Gastroknemius kasına germe yapmanın ayak bileği dorsifleksiyonunu bulmuşlardır. Çalışmamızda, Gastroknemius esnekliği ve Soleus esnekliği ile AAHT sonuçları arasında orta düzeyde pozitif ilişki olduğu bulundu. Gastroknemius kas esnekliğinin eklem hareket açıklığını %32 oranında, Soleus kas esnekliğinin eklem hareket açıklığını %20 oranında etkilediği görüldü. Sonuçlarımız Gastroknemius ve Soleus kaslarının esnekliğinin AAHT'yi etkilediğini desteklemektedir ve Gastrokinemius kas esnekliğinin AAHT sonuçları üzerinde Soleus kasına göre daha fazla etkili olduğu görülmüştür. Bu sebepten AAHT testi öncesinde Gastroknemius ve Soleus kaslarının her birine ayrı ayrı germe egzersizlerinin uygulanması test sonuçlarını etkileyebileceğini düşünmekteyiz.

Araştırmamızda Gastroknemius/Soleus kasları esnekliği birbirine yakın olan bireylerde, alt bacak uzunluğunun dizin duvara daha fazla değdirilmesini sağlayarak AAHT sonuçlarını pozitif yönde etkileyebileceği hipotezi kuruldu. Fakat alt bacak uzunluğu ile AAHT arasında ilişki bulunmadı. Diğer yandan, araştırma sonucumuzu kıyaslayabileğimiz bir çalışma da literatürde bulunmamaktadır. Bu nedenle, alt bacak uzunluğunun DFNEH üzerine etkisinin olmadığı sonucu çıkarılmıştır.

AAHT sırasında tibial inklinasyon açısı ölçümü, mezura ölçümüne alternatif olarak sıklıkla kullanılmaktadır (101, 146). Çalışmamızda tibial inklinasyon açısı ile AAHT mesafesi arasında orta düzeyde, pozitif ilişki bulundu. Konor ve ark. (103) AAHT sırasında tibial inklinasyon açısı ve mezura ile mesafe ölçümünü kıyasladıkları çalışmalarında yüksek güvenilirlik (ICC=0.96-0.99) bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda tibial inklinasyon açısı ölçülürken, inklinometre için farklı yerleşim noktaları kullanılmıştır. Beazell ve ark. (147) kronik ayak instabilitesi olan bireylerde, AAHT sırasında inklinometre yerleşimi için tüberositas tibianın üzerini kullanmıştır. Bennell ve ark. (101) sağlıklı bireylerde AAHT kullandıkları çalışmalarında inklinometre yerleşim yeri olarak tüberositas tibianın 15 cm altını kullanmıştır. İnklinometre yerleşimi için tüberositas tibianın kullanılması, tüberositas tibia düz bir yerleşim yeri olmadığı için ve test sırasında inklinometre duvara temas edebileceği için kolay olmayabilir. Bu sebepten tibial inklinasyon açısı ölçümü kullanıldığında AAHT'nin duvar yanında yapılmayabileceğini bildirilmiştir (147). Bunun yanında, Smith ve ark. (145) tibia şaftının konveksliğinin bireyler arası farklılık gösterdiğini,

bu nedenle ölçümler arası farklılığın tibianın anatomisinden kaynaklanabileceğini önermiştir. Bu nedenle, çalışmamızda mezura ölçümü sonuçları ile inklinasyon açısı ölçümü arasında yüksek yerine orta düzeyde ilişki bulunmuş olabilir. Bennell ve ark. (101) sağlıklı bireylerde yaptığı çalışmada tibial inklinasyon açısını tibia hattını kullanarak ölçmüş ve değerlerin  $30^\circ$  ile  $68^\circ$  arasında değiştiğini, ortalama  $50,4^\circ$  bulunduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda tibial inklinasyon açısı  $29^\circ$  ile  $65^\circ$  arasında değişti ve ortalama  $49,7^\circ$  bulundu. Sonuçlarımız yapılan çalışmanın minimum-maximum değerleri ile ve ortalama açı değerleri ile benzerlik göstermektedir. Sonuçlarımıza göre tibial inklinasyon açısı AAHT sırasında mezura ile ölçülen mesafeyi %25 etkiledi ve  $1^\circ$ 'lik artışın mezura ile ölçülen mesafeyi 0,19 cm arttırdığı görüldü.

### 5.3. Basamak İnme Testi

Basamak inme testi tekrarlı tek bacak çömelme hareketinden oluşmaktadır (148). BİT sırasında bireyden ayağı basamakta sabit olacak ve topuğu yerden kalmayacak şekilde tekrar basamak inip çıkması istenir. Bu nedenle, ayak bileği DFNEH ile BİT performansı arasında ilişki olabileceği daha önceki çalışmalar tarafından araştırılmıştır. Kyung-Mi ve ark. (58) sağlıklı kadın bireyleri BİT performansına göre iyi, orta ve kötü olarak gruplara ayırmış ve bu gruplar arası DFNEH farkı olmadığını bildirmiştir. Bell-jenje ve ark. (60) sağlıklı bireylerde yaptığı çalışmada BİT sırasında ayak bileği DFNEH'deki limitasyonun kalça eklemine addüksiyon artışı ile ilişkili olduğu göstermiştir. Basamak inme testi sırasında dorsifleksiyon hareket açıklığı  $17^\circ$  veya daha az olan grup, daha büyük kalça addüksiyonu göstermiş ve daha fazla dinamik diz valgusu açığa çıkarmıştır (60). Ancak çalışmalarda DFNEH'nin BİT tekrar sayısı üzerine etkisi araştırılmamıştır (117, 144). Çalışma sonuçlarımız göz önünde bulundurulduğunda DFNEH, 1 dakika sürede yapılan BİT tekrar sayısını etkilememektedir. Bu durumun sebebi DFNEH kısıtlılığının alt ekstremite mekaniğinde değişim yaratmasına karşın, uygulama sırasında kompensatuar hareket açığa çıkarılarak testin tamamlanabilmesi olabilir.

Literatürde Kuadriseps kas kuvvetinin fonksiyonel performans testlerini pozitif yönde etkilediği görülmüştür (149, 150). Tek bacak sıçrama, 3'lü sıçrama gibi fonksiyonel performans değerlendiren testler ile Kuadriseps kas kuvveti ilişkisi

karşılaştırılmasına rağmen, sağlıklı bireylerde BİT ile yapılan bir çalışmaya literatürde rastlanmıştır (150). Basamak inme ve çıkmada, Kuadriseps kası eksentrik ve konsentrik olarak çalıştığından, kas kuvvetinin BİT tekrar sayısı üzerinde etkili olduğu düşünülmüştür. Çalışmamızda BİT performansı ile Kuadriseps konsentrik kas kuvveti arasında orta düzeyde ve pozitif ilişki bulundu ve Kuadriseps kas kuvveti, BİT tekrar sayısını %26 oranında etkilediği görüldü. Goharpey ve ark. (120) patellofemoral ağrısı olan bireylerde 60°/sn ve 120 °/sn 'de konsentrik ve eksentrik Kuadriseps kuvvetini fonksiyonel aktivitelerle kıyaslamış ve 30 saniye süreyle yapılan basamak inme testinin Kuadriseps ya da Hamstring kuvvetiyle ilişkili olmadığını bildirmiştir. Çalışmamızda izokinetik kas kuvveti testi 180°/sn açısal hızda yapılmış ve basamak inme test süresi olarak 1 dakika süre belirlenmiştir. Goharpey ve ark. (120) çalışması ile sonuçlarımız arasında fark bulunmasının sebebi izokinetik testinde farklı açısal hız kullanmamız, çalışmamıza sağlıklı bireylerin dahil edilmesi veya testte farklı zaman periyodu kullanmamız olabilir. Sonuçlarımıza göre Kuadriseps kas kuvvetinin geliştirilmesi BİT performansını arttırmada yararlı olabilir.

Basamak inme testi literatürde alt ekstremite dayanıklılık testi olarak da tanımlanmıştır (112). Ancak literatürde Kuadriseps kas dayanıklılığı ile BİT performansı arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda, Kuadriseps dayanıklılığı 180°/s açısal hızda yapılan 50 tekrarlı diz ekstansiyonu ile edilen yorgunluk indeksi ile değerlendirildi. Fakat araştırma sonucumuza göre BİT performansı ile Kuadriseps kas dayanıklılığı arasında ilişki bulunmadı. Burnham ve ark. (108) sağlıklı bireylerde 1 dk süreyle yapılan BİT performansında gövde ve kalça kas dayanıklılığının etkili olduğunu söylemişlerdir. Bu nedenle, BİT performans değerlendirmesinde Kuadriseps kas dayanıklılığından ziyade lumbo-pelvik kas dayanıklılığını değerlendirmek daha etkili olabilir. Diğer yandan, 1 dk sürenin Kuadriseps kasında istenilen bir yorgunluk seviyesine ulaşmasında yeterli olmadığı da düşünülebilir.

Burnham ve ark. (108) sağlıklı bireylerde 1 dakika süreyle basamak inme testi yapmış ve basamak inme tekrar sayısının 10 ve 65 tekrar arasında değiştiğini, ortalama  $39,17 \pm 1,46$  bulunduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda basamak inme tekrar sayısı 29 ve 77 arasında değişti ve ortalama  $43,27 \pm 10,84$  bulundu. Sonuçlarımız yapılan çalışmanın ortalama tekrar sayısı ile benzerlik göstermektedir.



Literatürde BİT, frontal düzlemde dinamik valgus açısını ölçmek için sıklıkla kullanılmaktadır (Frontal düzlem diz projeksiyon açısı). Hollman ve ark. (113) BİT'i dinamik valgus açısını ile kalça kas kuvveti ve kalça kaslarının aktivasyonu arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için kullanmıştır. Bu çalışmada Gluteus Maksimus kas aktivasyonunun diz valgus açısıyla orta düzeyde negatif ilişkisi olduğunu, kalça abdükör ve eksternal rotatör kasları kuvveti ile dinamik valgus açısının ilişkili olmadığını ancak abdükör kas kuvveti ile dinamik valgus açısının orta düzeyde ve pozitif ilişkili olduğunu bildirmiştir (113). Claiborne ve ark. (119) basamak inme testini dinamik valgus açısı ile kalça/diz kas kuvveti ilişkisini incelemek için kullanmış ve diz fleksör ve ekstansör kas kuvvetinin dinamik valgus açısı ile negatif orta düzeyde ilişkili olduğunu bildirmiştir. Burnham ve ark. (112) 1 dakika süreyle basamak inme testi yapmış ve bu sırada dinamik diz valgus açısını ölçmüştür, dinamik valgus açısıyla BİT tekrar sayısı arasında ilişki olmadığını bildirmiştir. Bununla birlikte plank süresiyle ölçülen gövde dayanıklılığı ile dinamik valgus açısının ilişki olduğunu ancak bu ilişkinin sadece kadınlar bireylerde istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bulmuştur. Kadın bireylerde plank pozisyonunda kalabilme süresi arttıkça basamak inme testinde açığa çıkan diz valgusunun azaldığı gösterilmiştir (112). Biz de çalışmamızda dinamik valgus açısının basamak inme testi tekrar sayısı ile ilişkili olmadığını bulduk. Literatürde 1 dakika süreyle yapılan basamak inme testi dayanıklılığın belirleyicisi olarak kullanılabilir (112). Dinamik valgus açısı ile test tekrar sayısı arasında ilişki bulunmaması, dinamik valgus açısının alt ekstremité dayanıklılığından ziyade gövde dayanıklılığı ile ilişkili olmasından kaynaklanabilir. Literatürde basamak inme testinin dinamik valgus açısını değiştirip değiştirmediğine dair bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sonuçlarımıza göre 1 dakika süreyle yapılan basamak inme testi, test öncesi ölçülen dinamik valgus açısı ve test sonrası ölçülen dinamik valgus açısı arasındaki fark ile anlamlı bir değişim açığa çıkarmamıştır. Tsai ve ark. (151) bireylere 5 adet vertikal sıçramayı takiben 30 metre sprint yaptırarak yorgunluk protokolü uygulamıştır. Bireylerin sıçrama yükseklikleri, maksimal sıçrama düzeylerinin %50'sinin altında kalana kadar ya da bireyler sözlü olarak yorgunluklarını belirtene kadar prosedürü tekrarlamış ve yan adım kesme hareketi ile dinamik valgus açısını ölçmüştür. Bu çalışmada yorgunluk protokolünden hemen önce ve hemen sonra dinamik valgus açısı ölçümünü tekrarlamış ve yorgunluk ile açının arttığını

göstermiştir (151). Yapılan bu çalışma yorgunluğun dinamik valgus açısını arttırdığını göstermektedir. Bir dakika süreyle yapılan basamak inme testinde valgus açısının değişmemesi testin valgus açısını arttıracak miktarda yorgunluk yaratmadığını gösterebilir.

#### **5.4. Limitasyonlar**

Çalışmamızın ilk limitasyonu, modifiye yıldız denge testinde, bireylerin test esnasında gövde stratejilerini ne yönde kullandığının objektif olarak değerlendirilememiş olmasıdır. Test sırasında fleksiyon ya da ekstansiyon yönünde gövde stratejisi kullanılması, araştırılan faktörler test üzerindeki etkisini etkilemiş olabilir.

Diğer bir limitasyonumuz basamak inme testi sırasında bireylerin hissedilen yorgunluğunun sorgulanmamış olmasıdır. Seçilen faktörler ile basamak inme testi tekrar sayısı arasındaki ilişki incelenirken, ilişki bulunması ya da bulunmaması açığa çıkan yorgunluk seviyesi ile ilişkili olabilir. Test süresi bireylerde yorgunluk oluşturmak için yetersiz kalmış olabilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda toplam 51 fiziksel olarak aktif birey (30 Erkek, 21 Kadın) değerlendirildi. Modifiye yıldız denge testi, ağırlık aktarmalı hamle testi ve basamak inme testini etkileyebilecek faktörler incelenerek aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

- Modifiye yıldız denge testinde anterior yönde uzanma mesafesi ayakkabılı / eller belde veya ayakkabılı/eller serbest koşulunda, posteromedial uzanmada ayakkabılı / eller serbest koşulunda ve posterolateral yönde uzanmalarda ayakkabılı / eller serbest veya ayakkabız / eller serbest koşulunda daha fazlaydı.
- Modifiye yıldız denge testi sırasında bireylerin ayakkabı kullanması, ayakkabısız yapılan teste göre uzanma mesafesini arttırdı.
- Modifiye yıldız denge testi sırasında posterior yönlerde ellerin serbest olması uzanma mesafesini arttırdı.
- Kuadriseps kas kuvvetinin modifiye yıldız denge testinde anterior yön uzanma mesafesi ile ilişkili olmadığı ancak posterior yönlerde uzanma mesafesini etkileyebileceği bulundu.
- Dorsifleksiyon normal eklem hareketinin modifiye yıldız denge testinde anterior yön uzanma mesafesini etkileyebileceği ancak posterior yönlerde uzanma mesafesi ile ilişkili olmadığı görüldü.
- Alt ekstremité uzunluğu modifiye yıldız denge testinde tüm yönlerde uzanma mesafesi ile ilişkili bulundu.
- Gastroknemius ve Soleus kas esnekliği ağırlık aktarmalı hamle test mesafesi ile ilişkili bulundu.
- Alt bacak uzunluğu, ağırlık aktarmalı hamle testini etkilemediği bulundu.
- Tibial inklinasyon açısı ile ağırlık aktarmalı hamle testi ilişkili bulundu.
- Dorsifleksiyon normal eklem hareketinin basamak inme testindeki tekrar sayısını etkilemediği bulundu.
- Kuadriseps kas kuvveti, basamak inme test performansı ile ilişkili bulundu.
- Kuadriseps kas dayanıklılığının 1 dakika süreyle yapılan basamak inme testi ile ilişkili olmadığı bulundu.

- Dinamik valgus açısı basamak inme testi sırasında anlamlı değişim göstermediği ve basamak inme testi tekrar sayısını etkilemediği görüldü.

**Araştırmanın sonunda elde ettiğimiz veriler doğrultusunda önerilerimiz şu şekildedir :**

- ❖ Modifiye yıldız denge testinde anterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde uzanma mesafelerini ayakkabı kullanımı ve ellerin pozisyonu etkileyebileceğinden test standardizasyonu için tek bir koşulun seçilmesi uygun olacaktır.
- ❖ Ayakkabı kullanımı ve ellerin serbest olması modifiye yıldız denge testinin daha fonksiyonel olmasını sağlayabilir.
- ❖ Kuadriseps kas kuvvetinin geliştirilmesi modifiye yıldız denge testinde posterior yön uzanma mesafesinin arttırılmasında etkili olabilir.
- ❖ Modifiye yıldız denge testinde anterior yön uzanma mesafesi kısıtlı görülüyorsa dorsifleksiyon normal eklem hareketinin değerlendirilmesi, kısıtlılığın sebebini bulmak için faydalı olabilir. Bunun yanında, ayakbileği dorsifleksiyon normal eklem hareketinin arttırılması modifiye yıldız denge testinde anterior yön uzanma mesafesinin de arttırılmasında etkili olabilir.
- ❖ Modifiye yıldız denge testinde bireyleri ya da grupları kıyaslayabilmek için alt ekstremite uzunluğu, uzanma mesafesi ile normalize edilmelidir.
- ❖ Ağırlık aktarmalı hamle test performansına Gastroknemius ve Soleus kaslarının esnekliği etkili olabilir.
- ❖ Ağırlık aktarmalı hamle testinde tibial inklinasyon açısı ölçümü, mezurayla ölçüme alternatif olarak kullanılabilir.
- ❖ Basamak inme testi tekrar sayısı yetersiz görüldüğünde Kuadriseps kas kuvveti testinin değerlendirilmesi, yetersizliğin sebebini bulmak için faydalı olabilir.
- ❖ Basamak inme testi dayanıklılığın belirleyicisi olarak kullanılmak isteniyorsa, test süresinin 1 dakikadan uzun tutulması, testin dayanıklılıkla ilişkilendirilebilmesini sağlayabilir.

Hem klinikte hem de araştırmalarda spor fizyoterapistleri tarafından sıklıkla kullanılan modifiye yıldız denge testi, ağırlık aktarmalı hamle testi ve basamak inme testlerini etkileyen faktörlerin test sonuçlarını hangi oranda etkilediğinin bilinmesi, test sonuçlarının yorumlanmasında, bir eğitim veya tedavi programının planlanmasında önem taşımaktadır. Bunun yanında, testlerin standardizasyonunda ve farklı çalışma sonuçlarının kıyaslanmasında bu faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins BJ. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *N Am J Sports Phys Ther.* 2009;4(2):92.
2. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012;47(3):339-57.
3. Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-Kramer LC. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(3):131-7.
4. Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2003;7(2):89-100.
5. Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *J Sport Rehab.* 2004;13(1):54-66.
6. Hall EA, Docherty CL. Validity of clinical outcome measures to evaluate ankle range of motion during the weight-bearing lunge test. *J Sci Med Sport.* 2017;20(7):618-21.
7. Branch G. The relationship between star excursion balance test and lower extremity strength, range of motion and anthropometric characteristics. *Med Sportiva.* 2012;17(1), 24-8.
8. Powden CJ, Hoch JM, Hoch MC. Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: a systematic review. *Man Ther.* 2015;20(4):524-32.
9. Hoch MC, Farwell KE, Gaven SL, Weinhandl JT. Weight-bearing dorsiflexion range of motion and landing biomechanics in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2015;50(8):833-9.
10. Kang M-H, Lee D-K, Park K-H, Oh J-S. Association of ankle kinematics and performance on the y-balance test with inclinometer measurements on the weight-bearing-lunge test. *J Sport Rehab.* 2015;24(1):62-7.
11. Bolt D, Giger R, Wirth S, Swanenburg J. Step-Down Test Assessment of Postural Stability in Patients With Chronic Ankle Instability. *J Sport Rehab.* 2018;27(1).
12. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(8):448-56.

13. Lowry CD, Cleland JA, Dyke K. Management of patients with patellofemoral pain syndrome using a multimodal approach: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38(11):691-702.
14. Nakagawa TH, Moriya ÉT, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(6):491-501.
15. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport*. 2015;16(1):66-71.
16. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):82-94.
17. Jorgensson A. The iliopsoas muscle and the lumbar spine. *Aust J Physiother*.. 1993;39(2):125-32.
18. Huang BK, Campos JC, Michael Peschka PG, Pretterklieber ML, Skaf AY, Chung CB, et al. Injury of the gluteal aponeurotic fascia and proximal iliotibial band: anatomy, pathologic conditions, and MR imaging. *Radiographics*. 2013;33(5):1437-52.
19. Simonsen EB. Contributions to the understanding of gait control. *Danish Med J*. 2014;61(4):B4823.
20. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*: Elsevier Health Sciences; 2013.
21. Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. *Phys Ther*. 1986;66(3):351-9.
22. Pohtilla J. Kinesiology of hip extension at selected angles of pelvifemoral extention. *Arch Phys Med Rehabil*. 1969;50:241-50.
23. Fischer FJ, Houtz SJ. Evaluation of the function of the gluteus maximus muscle. An electromyographic study. *Am J Phys Med Rehab*. 1968;47(4):182-91.
24. Clark JM, Haynor DR. Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(7):1021-31.
25. Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. *Phys Ther*. 1986;66(3):351-61.
26. Merchant AC. Hip abductor muscle force; an experimental study of the influence of hip position with particular reference to rotation. *J Bone Joint Surg Am*. 1965;47:462-76.
27. Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *J Phys Ther*. 1988;68(4):496-502.
28. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech*. 1993;26(8):969-90.

29. Nemeth G, Ohlsen H. Moment arms of hip abductor and adductor muscles measured in vivo by computed tomography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1989;4(3):133-6.
30. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech.* 1999;32(5):493-501.
31. Lindsay DM, Maitland M, Lowe RC, Kane TJ. Comparison of isokinetic internal and external hip rotation torques using different testing positions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16(1):43-50.
32. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech.* 1990;23(2):157-69.
33. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53(4):749-58.
34. Raimondo RA, Ahmad CS, Blankevoort L, April EW, Grelsamer RP, Henry JH. Patellar stabilization: a quantitative evaluation of the vastus medialis obliquus muscle. *J Orthop.* 1998;21(7):791-5.
35. Laubenthal KN, Smidt GL, Kettelkamp DB. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. *Phys Ther.* 1972;52(1):34-43.
36. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(2):126-37.
37. Buff HU, Jones LC, Hungerford DS. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *J Biomech.* 1988;21(1):17-23.
38. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(5):715-24.
39. Noyes FR, Sonstegard DA. Biomechanical function of the pes anserinus at the knee and the effect of its transplantation. *J Bone Joint Surg Br.* 1973;55(6):1225-41.
40. Roberts JM. The surgical knee. *Surg Clin North Am.* 1974;54(6):1313-26.
41. Bohannon RW, Gajdosik RL, LeVeau BF. Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. *Phys Ther.* 1986;66(7):1083-6.
42. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population: a two-year prospective study. *Am J Sports Med.* 2000;28(4):480-9.
43. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(12):793-801.



44. Tiberio DJ. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(4):160-5.
45. Bell DR, Padua DA, Clark MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(7):1323-8.
46. Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *J Sport Rehabil.* 2012;21(2):144-50.
47. Hubley C, Wells R. A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *Eur J Appl Physiol* 1983;50(2):247-54.
48. Fukashiro S, Komi P. Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int J Sports Med.* 1987;8(S 1):S15-S21.
49. Lezak B, Summers S. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Leg Anterior Compartment.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing LLC.; 2019.
50. Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48(1):66-71.
51. Macrum EC. The relationship between dorsiflexion range of motion and lower extremity movement patterns and muscle activation. 2008. PhD Thesis. The University of North Carolina at Chapel Hill.
52. Murray M, Guten G, Baldwin J, Gardner G. A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. *Acta Orthop Scand.* 1976;47(1):122-4.
53. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med.* 2015;49(5):290.
54. Docherty CL, Arnold BL, Gansneder BM, Hurwitz S, Gieck J. Functional-performance deficits in volunteers with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2005;40(1):30.
55. Bolgla LA, Keskula DR. Reliability of lower extremity functional performance tests. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(3):138-42.
56. Von Porat A, Holmström E, Roos. Reliability and validity of videotaped functional performance tests in ACL-injured subjects. *Physiother Res Int.* 2008;13(2):119-30.
57. Petschnig R, Baron R, Albrecht M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28(1):23-31.
58. Gaunt BW, Curd DT. Anthropometric and demographic factors affecting distance hopped and limb symmetry index for the crossover hop-for-distance test in high school athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(3):145-51.

59. Linens SW, Ross SE, Arnold BL, Gayle R, Pidcoe P. Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2014;49(1):15-23.
60. Ko J, Rosen AB, Brown CN. Functional performance tests identify lateral ankle sprain risk: A prospective pilot study in adolescent soccer players. *Scand J Med Sci Sports*. 2018;28(12):2611-6.
61. Malliaras P, Cook JL, Kent P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *J Sci Med Sport*. 2006;9(4):304-9.
62. Park K-M, Cynn H-S, Choung S-D. Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward step-down test in asymptomatic women. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(7):504-10.
63. Loudon JK, Wiesner D, Goist-Foley HL, Asjes C, Loudon KL. Intrarater reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train*. 2002;37(3):256.
64. Bell-Jenje T, Olivier B, Wood W, Rogers S, Green A, McKinnon W. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. *Man Ther*. 2016;21:256-61.
65. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med*. 2000;10(4):239-44.
66. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg*. 2000;8(3):141-50.
67. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2005;33(4):492-501.
68. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN, Sports Si, et al. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34(7):1150-7.
69. Gribble P. The star excursion balance test as a measurement tool. *Athl Ther Today*. 2003;8(2):46-7.
70. Plisky P, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36(12):911-9.

71. Hertel J, Miller SJ, Denegar CR. Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Tests. *J Sport Rehabil.* 2000;9(2):104-16.
72. Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *J. Sports Phys Ther.* 2010;11(4):128-32.
73. Robinson RH, Gribble PA. Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(2):364-70.
74. Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27(5):356-60.
75. Gray GW. Lower extremity functional profile: Wynn Marketing, Inc, Adrian, MI, 1995; 109-110..
76. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012;47(3):339-57.
77. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med.* 2008;27(3):353-70.
78. Gribble PA, Robinson RH, Hertel J, Denegar CR. The effects of gender and fatigue on dynamic postural control. *J Sport Rehabil.* 2009;18(2):240-57.
79. Herrington L, Hatcher J, Hatcher A, McNicholas M. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *J Knee.* 2009;16(2):149-52.
80. Filipa A, Byrnes R, Paterno MV, Myer GD, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(9):551-8.
81. Earl JE, Hertel J. Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests. *J Sport Rehabil.* 2001;10(2):93-104.
82. Coughlan GF, Fullam K, Delahunt E, Gissane C, Caulfield BM. A comparison between performance on selected directions of the star excursion balance test and the Y balance test. *J Athl Train.* 2012;47(4):366-71.
83. Basnett CR, Hanish MJ, Wheeler TJ, Miriovsky DJ, Danielson EL, Barr JB, et al. Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(2):121-8.
84. Clagg S, Paterno MV, Hewett TE, Schmitt LC. Performance on the modified star excursion balance test at the time of return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(6):444-52.

85. Willis BW, Razu S, Baggett K, Jahandar A, Gray AD, Skubic M, et al. Sex differences in frontal and transverse plane hip and knee kinematics during the modified Star Excursion Balance Test. *Hum Mov.* 2017;18(3):26-33.
86. Kahle NL, Gribble PA. Core stability training in dynamic balance testing among young, healthy adults. *Athl Train Sports Health Care.* 2009;1(2):65-73.
87. Gabriner ML, Houston MN, Kirby JL, Hoch MC. Contributing factors to star excursion balance test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2015;41(4):912-6.
88. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *J Athl Train.* 2007;42(1):42.
89. Ness BM, Taylor AL, Haberl MD, Reuteman PF, Borgert AJ. Clinical observation and analysis of movement quality during performance on the star excursion balance test. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(2):168-77.
90. Bhanot K, Kaur N, Brody LT, Bridges J, Berry DC, Ode JJ. Hip and Trunk Muscle Activity During the Star Excursion Balance Test in Healthy Adults. *J Sport Rehabil.* 2019(00):1-10.
91. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.* 2004;39(4):321.
92. Jaber H, Lohman E, Daher N, Bains G, Nagaraj A, Mayekar P, et al. Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PloS one.* 2018;13(8):e0201479.
93. Feger MA, Donovan L, Hart JM, Hertel J. Lower extremity muscle activation during functional exercises in patients with and without chronic ankle instability. *PM R.* 2014;6(7):602-11.
94. Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004;32(4):1002-12.
95. Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):501.
96. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train.* 2005;40(1):41.
97. Hoch MC, Staton GS, McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport.* 2011;14(1):90-2.
98. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(2):203-10.

99. Gatt A, Chockalingam N. Clinical assessment of ankle joint dorsiflexion: a review of measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2011;101(1):59-69.
100. McPoil TG, Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24(5):309-14.
101. Bennell K, Talbot R, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly D, Hall AJ. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust J Physiother.* 1998;44(3):175-80.
102. Hoch MC, McKeon PO. Joint mobilization improves spatiotemporal postural control and range of motion in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res.* 2011;29(3):326-32.
103. Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys. Ther* 2012;7(3):279.
104. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J, et al. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(10):1810-9.
105. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(6):303-11.
106. Hoch MC, Staton GS, McKeon JMM, Mattacola CG, McKeon PO. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport.* 2012;15(6):574-9.
107. Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing–lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *J Athl Train.* 2014;49(6):723-32.
108. Grindstaff TL, Beazell JR, Magrum EM, Hertel J. Assessment of ankle dorsiflexion range of motion restriction. *Athl Train Sports Health Care.* 2009;1(1):7-8.
109. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3497-506.
110. Howe LP. Restricted ankle dorsiflexion: Methods to assess and improve joint function. *J Strength Cond Res.* 2015;37:7-15.
111. Hoch MC, McKeon PO. Normative range of weight-bearing lunge test performance asymmetry in healthy adults. *Man Ther.* 2011;16(5):516.
112. Burnham JM, Yonz MC, Robertson KE, McKinley R, Wilson BR, Johnson DL, et al. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance: Implications for Return to Play Screening and Rehabilitation. *Phys Ther Sport.* 2016;22:66-73.

113. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil.* 2009;18(1):104-17.
114. Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, McConnell J. Physical therapy for patellofemoral pain: a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *Am J Sports Med.* 2002;30(6):857-65.
115. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.
116. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639-46.
117. Buuck DA. Disorders of the patellofemoral joint: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
118. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(5):945-52.
119. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006;22(1):41-50.
120. Goharpey S, Shaterzadeh M, Emrani A, Khaledi V. Relationship between functional tests and knee muscular isokinetic parameters in patients with patellofemoral pain syndrome. *Am J Med. Sci.* 2007;7(8):1315-9.
121. Frank C, Page P, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach: Human kinetics; 2009.
122. Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR, Grelsamer RP, Henry JH, Blankevoort L, et al. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. *J Orthop Res.* 2000;18(1):101-8.
123. Gabbard C, Hart S. A question of foot dominance. *J Gen Psychol.* 1996;123(4):289-96.
124. Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture.* 2002;15(2):195-206.
125. Jervas E, Anele T, Uloneme G. Lower extremity measurements in the prediction of body height of the igbos. *Anthropol Open J.* 2016;1(1):15-22.
126. Ortiz A, Val S, Delgado D. Reliability and Concurrent Validity of the Goniometer-Pro App vs a Universal Goniometer in determining Passive Flexion of Knee. *Int. J. Comput. Appl.* 2017;975:8887.
127. Teyhen DS, Shaffer SW, Lorenson CL, Wood SL, Rogers SM, Dugan JL, et al. Reliability of Lower Quarter Physical Performance Measures in Healthy Service Members. *US Army Med Dep J.* 2011.

128. Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(10):606-15.
129. Roush JR, Bustillo K, Low E. Measurement error between a goniometer and the NIH ImageJ program for measuring quadriceps angle. *J Allied Health.* 2008;6(2):7.
130. Herrington L. Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. *J Knee.* 2014;21(2):514-7.
131. Dirnberger J, Wiesinger HP, Stoggl T, Kusters A, Muller E. Absolute and relative strength-endurance of the knee flexor and extensor muscles: a reliability study using the IsoMed 2000-dynamometer. *Sportverletz Sportschaden.* 2012;26(3):142-7.
132. Sangnier S, Tourny-Chollet C. Comparison of the decrease in strength between hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in semiprofessional soccer players. *Int J Sports Med.* 2007;28(11):952-7.
133. Harput G, Guney-Deniz H, Ozer H, Baltaci G, Mattacola C. Higher Body Mass Index Adversely Affects Knee Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Individuals Who Are Recreationally Active. *Clin J Sport Med.* 2018.
134. Nicholas JJ, Robinson LR, Logan A, Robertson R. Isokinetic testing in young nonathletic able-bodied subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil.* 1989;70(3):210-3.
135. Filipa A, Byrnes R, Paterno MV, Myer GD, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(9):551-8.
136. Hoch MC, McKeon PO. Normative range of weight-bearing lunge test performance asymmetry in healthy adults. *Man Ther.* 2011;16(5):516-9.
137. Herman G, Nakdimon O, Levinger P, Springer S. Agreement of an Evaluation of the Forward-Step-Down Test by a Broad Cohort of Clinicians With That of an Expert Panel. *J Sport Rehabil.* 2016;25(3):227-32.
138. Fayers PM, Hays R, Hays RD. *Assessing quality of life in clinical trials: methods and practice: OUP-USA; 2005.*
139. Thorpe JL, Ebersole KT. Unilateral balance performance in female collegiate soccer athletes. *J Strength Cond Res.* 2008;22(5):1429-33.
140. Cuğ M. Stance foot alignment and hand positioning alter star excursion balance test scores in those with chronic ankle instability: What are we really assessing?. *Physiother Theory Pract.* 2017;33(4):316-22.

141. Harput G, Howard JS, Mattacola C. Comparison of muscle activation levels between healthy individuals and persons who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction during different phases of weight-bearing exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2016;46(11):984-92.
142. Clagg S, Paterno MV, Hewett TE, Schmitt LC. Performance on the modified star excursion balance test at the time of return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(6):444-52.
143. Hallagin C, Garrison JC, Creed K, Bothwell JM, Goto S, Hannon J. The relationship between pre-operative and twelve-week post-operative y-balance and quadriceps strength in athletes with an anterior cruciate ligament tear. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017;12(6):986.
144. Domingues PC, de Souza Serenza F, Muniz TB, de Oliveira LFL, Salim R, Fogagnolo F, et al. The relationship between performance on the modified star excursion balance test and the knee muscle strength before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Knee.* 2018;25(4):588-94.
145. Smith MD, Lee D, Russell T, Matthews M, MacDonald D, Vicenzino B, et al. How much does the talocrural joint contribute to ankle dorsiflexion range of motion during the weight-bearing lunge test? A cross-sectional radiographic validity study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019(0):1-29.
146. Hankemeier D, Thrasher A. Relationship Between the Weight Bearing Lunge and Non-weight Bearing Dorsiflexion Range of Motion Measures. *Athl Train Sports Health Care.* 2014;6:128-34.
147. Beazell JR, Grindstaff TL, Sauer LD, Magrum EM, Ingersoll CD, Hertel J. Effects of a proximal or distal tibiofibular joint manipulation on ankle range of motion and functional outcomes in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(2):125-34.
148. McGovern RP, Martin RL, Christoforetti JJ, Kivlan BR. Evidence-based procedures for performing the single leg squat and step-down tests in evaluation of non-arthritis hip pain: a literature review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018;13(3):526.
149. Negrete R, Brophy J. The relationship between isokinetic open and closed chain lower extremity strength and functional performance. *J Sport Rehabil.* 2000;9(1):46-61.
150. Östenberg A, Roos E, Ekdah C, Roos H. Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players. *Scand J Med Sci Sports.* 1998;8(5):257-64.
151. Tsai L-C, Sigward SM, Pollard CD, Fletcher MJ, Powers CM. Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(10):1952-7.



## 8. EKLER

### EK-1. Tez Çalışması İle İlgili Etik Kurul İzni.



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

Sayı : 16969557-304

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 05 ŞUBAT 2019 SALI  
**Toplantı No** : 2019/04  
**Proje No** : GO 19/127(Değerlendirme Tarihi: 05.02.2019)  
**Karar No** : 2019/04-31

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Doç. Dr. Gülcan HARPUR'un sorumlu araştırmacı olduğu, Prof. Dr. Volga Bayrakçı TUNAY ile birlikte çalışacakları ve Fzt. Benu SÖĞÜT'ün yüksek lisans tezi olan, GO 19/127 kayıt numaralı, "Alt Ekstremité Fonksiyonel Performans Testlerini Etkileyen Faktörlerin Araştırılması" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 06 Şubat 2019-01 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)    | 9 Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye)           |
| 2. Prof. Dr. Sevdâ F. MÜFTÜOĞLU (Üye)  | 10 Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye)      |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA (Üye)    | 11. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye)        |
| 4. Prof. Dr. Necdet SAĞLAM (Üye)       | 12. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL (Üye)   |
| 5. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye)     | 13. Dr. Öğr. Üyesi Özay GÖKÖZ (Üye)     |
| İZİNLİ                                 | 14. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR (Üye)     |
| 6. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye) | 15. Öğr. Gör. Dr. Meltem ŞENGELEN (Üye) |
| İZİNLİ                                 | 16. Av. Meltem ONURLU (Üye)             |
| 7. Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye)  |   |
| 8. Doç. Dr. M. Özgür UYANIK (Üye)      |   |

## EK-2. Katılımcılardan Alınan Aydınlatılmış Onam

### ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

#### *(Fizyoterapistin Açıklaması)*

Alt ekstremite fonksiyonu değerlendiren testlerle ilgili yeni bir araştırma yapmaktayız. Araştırmanın ismi "Alt ekstremite fonksiyonel performans testlerini etkileyen faktörlerin araştırılması" dir.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bu araştırmayı yapmak istememizin nedeni, klinikte ve sahada alt ekstremite performansını değerlendirmek için kullandığımız bir takım testlerin standartlaştırılmasına ve sonuçlarının güvenilirliğinin artmasına katkı sağlamaktır. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde gerçekleştirilecek bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Doç. Dr. Fzt. Gülcan HARPUR veya Fzt. Benu Söğüt tarafından değerlendirileceksiniz ve bulgularınız kaydedilecektir. Bu çalışmada fiziksel performansı değerlendirmek için kullandığımız bir takım testleri etkileyen faktörleri araştırmaktayız. Bu testler; Star Excursion Balance Test, Weight Bearing Lunge Test ve basamak inme testinden oluşuyor.

"Yıldız Denge Testi" dengeyi değerlendirmek için kullanılacaktır. Sekiz yöne çizilmiş bir yıldızın ortasında tek ayağınız yerdeyken ve dengeyi korurken, diğer ayağınızla uzanabildiğiniz maksimum mesafe kaydedilecektir.

"Ağırlık Aktarmalı Hamle Testi" ayak bileğinin eklem hareket açıklığını değerlendiren bir testtir. Bu testte sizden ellerinizi duvara duvara yerleştirmenizi, bir bacağınızı öne alıp, diğer bacağınızı arkada dengeyi sağlamanızı isteyeceğiz. Öndeki ayağınızın topuğunun yerle teması hiç kesilmeden dizinizi duvara dokundurabildiğiniz maksimum mesafe kaydedilecektir.

"Basamak inme testi" dayanıklılığınızı ölçen bir testtir. Dizinizin 60° büküleceği şekilde ayarlanan bir basamaktan tekrarlı basamak inip çıkmanız istenecektir. Basamak inme sırasında diz açınız kamera ile kaydedilecektir.

Performans testlerine baldır kaslarınızın esnekliğinin, uyluğunuzun önünde bulunan quadriceps kasınızın dayanıklılığının, ayak bileği eklem hareket açıklığınızın, bacak uzunluğu ölçümünüzün, spor ayakkabı kullanıp kullanmadığınızın, testler sırasında ellerinizin pozisyonunun ve dizinizin içeri kayma açısının etkisinin olup olmadığı değerlendirilecektir. Bu ölçümler sırasında herhangi bir ağrı ve acı duymayacaksınız ya da bu ölçümler sakatlanmanıza neden olmayacaktır.

Bu değerlendirmelerin uygulamaları şöyledir:

Baldır kas esnekliği ölçümü için yüzüstü pozisyonda ayaklarınız boşlukta kalacak şekilde uzanmanız istenecek ve ayak tabanınıza bir açı ölçer koyulacaktır, sonrasında ayağınız bükme yönünde harekete zorlanacak ve maksimum açı kaydedilecektir.

Ayak bileği eklem hareket açıklığı ölçümünde de açı ölçer kullanılacak, sizden oturmanız ve dizinizin 90° bükülü olması istenecektir, başlangıçta ayağınız 90°de sabit pozisyonda duruyor olacak sonrasında sizden aktif olarak ayağınızı çekmeniz istenecek, hareketin son noktasında açı kaydedilecektir.

Uyluğunuzun önünde bulunan quadriceps kasınızın dayanıklılığı için izokinetik cihaz kullanılacaktır. İzokinetik cihaz kas kuvveti ve dayanıklılığı ölçümlerinde en güvenilir yöntemdir. İzokinetik cihazda hareket eden kolun hızı, test öncesi belirlediğimiz hızın üzerine çıkmamaktadır. Cihazın bu özelliği güvenlik sağlar. Bu cihazın koltuğuna oturduğumuzda diziniz 90° bükülecek ve

bu pozisyonda ayak bileğinizin biraz üst kısmına cihazın kuvvet kolu takılacaktır. Aynı zamanda uyluğunuz, beliniz ve gövdeniz sabitlenecek, sonrasında 3 deneme yapmanız ve ayağınıza bağlı olan kolu itip çekmeniz istenecektir. 3 denemeden sonra 30 tekrarlı teste geçilecek, çıkarabildiğiniz en iyi kuvveti sağlayacak şekilde testi sürdürmeniz istenecek ve test sonunda sonuçlar kaydedilecektir.

Bacak uzunluğu ölçümünüz mezurayla yapılacak ve leğen kemiğinizin ön iç çıkıntısı-ayak bileğinin iç çıkıntısı arası ölçülecektir.

Dizinizin içeri kayma açısı ölçümü, basamak inme testi sırasında alınan video kayıtlarında bilgisayar programı kullanılarak hesaplanacaktır.

Denge testinin spor ayakkabı giyilerek yapılması ve çaplak ayak yapılmasının test sonuçlarında farklılık yaratma durumu incelenecek ve böylece dengeye etkisi olup olmadığını hesaplanacaktır.

Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Sizinle ilgili tıbbi bilgiler gizli tutulacak, ancak çalışmanın kalitesini denetleyen görevliler, etik kurullar ya da resmi makamlarca gereği halinde incelenebilecektir.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır ve reddettiğiniz takdirde size uygulanan tedavide herhangi bir değişiklik olmayacaktır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz.

#### ***(Katılımcının/Hastanın Beyanı)***

Sayın Doç. Dr. Fzt. Gülcan HARPUR tarafından Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde 'Alt ekstremité fonksiyonel performans testlerini etkileyen faktörlerin araştırılması' isimli bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam fizyoterapist ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim)* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığında; herhangi bir saatte, Doç. Dr.Fzt.Gülcan Harput'u 0312-3052525/186 (iş) veya 05417883323 (cep) no'lu telefonlardan ve HÜ SBF FTR Bölümü adresinden arayabileceğimi biliyorum .

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve fizyoterapist ile olan ilişkime herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir dışünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" olarak yer alma kararımı aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

**Katılımcı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

**Görüşme tanığı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza:

**Katılımcı ile görüşen fizyoterapist**

Adı soyadı, unvanı: Doç. Dr. Gülcan Harput

Adres:Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Tel. 0312-305-2525

İmza

### EK-3. Değerlendirme Formu.

#### KATILIMCI DEğERLENDİRME FORMU

KATILIMCI NO: VKİ:  
YAŞ: DOMİNANT EKSTREMİTE:  
BOY UZUNLUğU: EKSTREMİTE UZUNLUğU:  
VÜCUT AğIRLIğI: ALT BACAK UZUNLUğU:  
DF NEH(WBLT): / / TİBİAL İNKLİNASYON AÇISI:  
GASTRO/ SOLEUS ESNEKLİğI: / /  
DİNAMİK VALGUS AÇISI TEST ÖNCESİ:  
DİNAMİK VALGUS AÇISI TEST SONRASI:  
SDT TEKRAR SAYISI:

(AYAKKABILI)	1	2	3
SEBT ANTERİOR ELLER BELDE			
SEBT ANTERİOR ELLER AÇIK			
SEBT POSTEROMEDİAL ELLER BELDE			
SEBT POSTEROMEDİAL ELLER AÇIK			
SEBT POSTEROLATERAL ELLER BELDE			
SEBT POSTEROLATERAL ELLER AÇIK			

(AYAKKABISIZ)	1	2	3
SEBT ANTERİOR ELLER BELDE			
SEBT ANTERİOR ELLER AÇIK			
SEBT POSTEROMEDİAL ELLER BELDE			
SEBT POSTEROMEDİAL ELLER AÇIK			
SEBT POSTEROLATERAL ELLER BELDE			
SEBT POSTEROLATERAL ELLER AÇIK			

KUADRİCEPS ENDURANS TESTİ	
PİK TORK İLK 5	
PİK TORK SON 5	
PİK TORK %	
TOTAL WORK İLK 5	
TOTAL WORK SON 5	
TOTAL WORK %	

## **EK-4. Görseller İçin İzin Metni**

01.11.2019

### **Görseller İçin İzin Metni**

Doç. Dr. Gülcan HARPUT danışmanlığında yapılan Fzt. Bensu SÖĞÜT'n hazırladığı "Alt Ekstremitte Fonksiyonel Performans Testlerini Etkileyen Faktörler" isimle tez çalışması dahilinde, yapılan testler sırasında çekilen fotoğraflarımın, tez çalışmasında ve tezden üretilen makalelerde kullanılmasına izin veriyorum.



**Sezer SUVAY**

## EK-5. Tezin Bildirisi

X. ULUSLARARASI KATILIMLI  
SPOR FİZYOTERAPİSTLERİ KONGRESİ  
6-9 Kasım 2019 • Gaziantep

### Alt ekstremite fonksiyonel performans testlerini etkileyen faktörlerin araştırılması

Bensu SÖĞÜT<sup>1</sup>, Volga BAYRAKÇI TUNAY<sup>1</sup>, Gülcan HARPUT<sup>1</sup>

1Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Fakültesi, Ankara

#### AMAÇ:

Bu çalışmanın amacı, klinikte alt ekstremite fonksiyonel performansını değerlendirmek için sıklıkla kullanılan yıldız denge testi (YDT), ağırlık aktarmalı öne hamle testi(ÖHT) ve basamak inme testlerini(BİT) etkileyebilecek faktörlerin araştırılmasıydı.

#### YÖNTEMLER:

Çalışmaya 30 erkek, 21 kadın olmak üzere 51 sağlıklı birey dahil edildi (Yaş: 22.74±1.93 yıl; BKİ: 22.52±2.29 kg / m<sup>2</sup>). YDT'yi etkileyen faktörler ayakkabı kullanımı, ellerin pozisyonu, alt ekstremite uzunluğu, ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığı (DFEH); ÖHT'yi etkileyen faktörler bireylerin Gastrosoleus esnekliği ve alt bacak uzunluğu; BİT'i etkileyen faktörler de ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareket açıklığı, Kuadriseps kas kuvveti, dinamik valgus açısı(DVA) olarak belirlendi ve değerlendirildi. İstatistiksel analizde doğrusal regresyon analizi ve tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi kullanıldı.

## BULGULAR:

YDT için ayakkabı kullanımı ve ellerin pozisyonu ve alt ekstremite uzunluğunun anlamlı etkisi bulundu ( $p<0.001$ ). Fakat DFEH, YDT sonuçlarını etkilemedi ( $p>0.05$ ). ÖHT sonuçları ile gastroknemius esnekliği ( $r= 0.56, p<0.001$ ) ve soleus esneklikleri ( $r=0.44, p=0.001$ ) arasında ilişki bulundu ancak alt bacak uzunluğu ilişkisi ( $p>0.05$ ) görülmedi. BİT tekrar sayısı ile DFEH arasında ilişkili bulunmadı ( $p > 0.05$ ), kuadriceps konsentrik kuvveti ile ilişki bulundu ( $r= 0.51, p<0.05$ ).

## SONUÇ:

YDT'de, ayakkabı kullanımının, ellerin pozisyonunun ve alt ekstremite uzunluğunun sonuçları etkilemesinden dolayı bu test için standart bir uygulama gerekmektedir. ÖHT uygulaması öncesi gastroknemius ve soleus germe egzersizleri yapılması tavsiye edilmektedir. Kuadriceps konsentrik kas kuvvetinin artırılması basamak inme performansının geliştirilmesinde önemli olabilir.

Anahtar Kelimeler: alt ekstremite, fonksiyonel performans, Y denge testi, basamak inme





Spor Fizyoterapistleri Derneği

## X. ULUSLARARASI KATILIMLI SPOR FİZYOTERAPİSTLERİ KONGRESİ

6-9 Kasım 2019 • Gaziantep

Sayın Bensu SÖĞÜT,

6-9 Kasım 2019 tarihleri arasında Şehitkamil Kültür ve Kongre Merkezi Gaziantep'te düzenlenecek olan X. Uluslararası Spor Fizyoterapistleri Kongresi'ne göndermiş olduğunuz aşağıdaki çalışmanız **POSTER BİLDİRİ** olarak kabul edilmiştir.

**Çalışma başlığı:** Alt ekstremitte fonksiyonel performans testlerini etkileyen faktörlerin araştırılması

Bildirinizin programda yer alması ve basılı yayımlanması için en geç **25 Eylül 2019** tarihine kadar kongre kaydınızı yaptırmanız gerekmektedir.

Bildirinizin sunum yeri ve zamanı <https://www.sporfzt.org/kongreler/sporfztkongresi2019> adresinde **30 Eylül 2019** tarihinde yayınlanacaktır.

Bildirileriniz ile ilgili sormak veya iletmek istediğiniz bir konu olursa [aktasgulcan@gmail.com](mailto:aktasgulcan@gmail.com), [nihan\\_2002@hotmail.com](mailto:nihan_2002@hotmail.com) ve [aytara@baskent.edu.tr](mailto:aytara@baskent.edu.tr) adreslerinden bize ulaşabilirsiniz.

Kongremize göstermiş olduğunuz ilgi ve bilimsel destekleriniz için Kongre Düzenleme Kurulu adına teşekkür ederiz.

Doç.Dr. Aydan AYTAZ

Bilimsel Komite Başkanı



## Farklı koşullarda yapılan Yıldız Denge Test Sonuçlarının Karşılaştırılması ve Testi Etkileyen Faktörlerin Araştırılması

Bensu SÖĞÜT<sup>1</sup>, Volga BAYRAKÇI TUNAY<sup>1</sup>, Gülcan HARPUT<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Fakültesi, Ankara

### GİRİŞ VE AMAÇ:

Yıldız denge testi (YDT) denge, propriosepsiyon ve kas koordinasyonu bileşenlerini içeren dinamik bir testtir. Fakat alt ekstremite fonksiyonel performansı değerlendirmek için en sık kullanılan bu testin uygulama standardı bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı farklı koşullarda yapılan YDT sonuçlarının karşılaştırılması ve YDT' ne etki eden faktörlerin araştırılmasıydı.

### YÖNTEM:

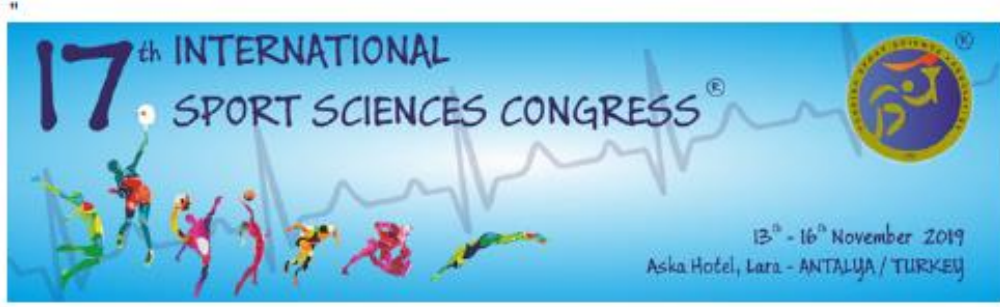
Çalışmaya 30 erkek, 21 kadın olmak üzere 51 sağlıklı fiziksel olarak aktif birey dahil edildi (Yaş: 22.74±1.93 yıl; BKİ: 22.52±2.29 kg / m<sup>2</sup> Tegner skoru>5). YDT'ni değerlendirmek anterior, posteromedial ve posterolateral uzanma yönleri seçildi ve uzanma miktarı cm olarak kaydedildi. Test 4 farklı koşulda yapıldı. 1; ayakkabılı-eller belde, 2; ayakkabılı-eller açık, 3;ayakkabısız-eller belde ve 4; ayakkabısız-eller açık. Her bir koşul için ise, Kuadriseps konsentrik kas kuvveti (KKK), dorsifleksiyon eklem hareket açıklığı (DFEH) ve alt ekstremite uzunluğunun test sonuçlarına etkisini değerlendirildi. Kuadriceps konsentrik kas kuvveti izokinetik dinamometre ile 180°/s açısal hızda ölçüldü. DFEH ise ağırlık aktarmalı hamle testi ile ölçüldü. İstatistiksel analizde doğrusal regresyon analizi ve tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi kullanıldı.

#### BULGULAR:

YDT'nin 4 farklı koşulda yapılmasının anterior ( $F_{(1,3)}=6,02$   $p<0,001$ ), posteromedial ( $F_{(1,3)}=45,38$   $p<0,001$ ) ve posterolateral ( $F_{(1,3)}=31,55$   $p<0,001$ ) yönlerdeki uzanma miktarını etkilediği görüldü. KKK anterior yönde uzanma miktarı ile ilişki göstermedi ancak posteromedial ( $r=, p<0,05$ ) ve posterolateral ( $r=, p<0,05$ ) yönler ile orta düzeyde pozitif ilişki gösterdi. DFNEH yalnızca anterior uzanma ile pozitif ilişki gösterirken ( $r=0,31$ ,  $p=0,03$ ); posteromedial ve posterolateral yönler ile ilişki göstermedi ( $p>0,05$ ). Ekstremité uzunluğu tüm koşullar ve tüm yönler ile pozitif ilişki gösterdi ( $p<0,05$ )

#### SONUÇ:

YDT'de ayakkabı kullanımı ve ellerin pozisyonu uzanma miktarlarını etkilediği için testte standart bir uygulama gereklidir. Bu nedenle, Literatürdeki çalışma sonuçları kıyaslanırken uygulamadaki farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır. Kuadriceps konsentrik kas kuvvetinin artırılması YDT'de posterior uzanma miktarını artırabilir. Ekstremité uzunluğu tüm yönler ve koşullar ile pozitif ilişkili olduğu için, uzanma miktarlarının ekstremité uzunluğu ile normalizasyonu desteklenmektedir.



30.10.2019

**Konu / İlgili: 17. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi Bildiri Kabul Yazısı**

**Sayın Bensu SÖĞÜT**  
Hacettepe Üniversitesi

13 Kasım – 16 Kasım 2019 tarihlerinde Aska Hotel – Lara / Antalya’ da gerçekleştirilecek olan **17. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi**’ne göstermiş olduğunuz ilgi için teşekkür ederiz.

**Farklı koşullarda yapılan Yıldız Denge Test Sonuçlarının Karşılaştırılması ve Testi Etkileyen Faktörlerin Araştırılması**

Bensu SÖĞÜT , Volga BAYRAKÇI TUNAY , Gülcan HARPUT

başlıklı bildiriniz, bilimsel kurul tarafından kongrede **Sözel Bildiri Sunumu** olarak kabul edilmiştir. Kongre CD’sinde ve elektronik kitabında yer alacaktır.

Bildirinizin kongre CD sinde ve elektronik kitabında yayınlanabilmesi için kongreye 15 Ekim 2019 tarihine kadar kayıt yaptırmış olmanız gerekmektedir. Sunumunuzu yapacağınız tarih ve saat bilgileri önümüzdeki günlerde tarafınıza iletilecektir.

**\* Sözel Sunum Kuralları:**

Sunumlar Türkçe veya İngilizce olarak yapılacaktır.

Sözel sunumların süresi 15 dakikayı geçmemelidir. 12 dakika sunum, 3 dakika tartışma.

Sunumlar, sunum zamanından önce mutlaka kontrol edilmelidir.

Sunumunuzu yapacağınız tarih ve saat bilgileri önümüzdeki günlerde tarafınıza iletilecektir.

Katılım ve katkılarınız için teşekkür eder, kongre süresince bir arada olmak dileği ile selam ve saygılarımızı sunarız.

**Prof. Dr. Gülfem ERSÖZ**  
Kongre Bilim Kurul Başkanı

**Prof. Dr. Süleyman PATLAR**  
Kongre Genel Sekreteri

**Prof. Dr. Mehmet GÜNAY**  
Kongre Başkanı

Organizasyon Sekreteryası

**burkon**  
TURİZM & KONFERANS

444 9 443

kongre@burkon.com

## EK-6. Dijital Makbuz



### Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Bensu Söğüt  
Ödev başlığı: TEZ DÜZELTME  
Gönderi Başlığı: tez düzeltme  
Dosya adı: Bensu\_S\_T\_\_tez\_d\_zeltme\_09.12.2...  
Dosya boyutu: 3.1M  
Sayfa sayısı: 84  
Kelime sayısı: 16,826  
Karakter sayısı: 114,761  
Gönderim Tarihi: 09-Ara-2019 11:22AM (UTC+0300)  
Gönderim Numarası: 1230464737



## EK-7. Orjinallik Ekran Çıktısı

### tez düzeltme

#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>3</b>	% <b>3</b>	% <b>1</b>	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>2</b>	<a href="http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>3</b>	<a href="http://www.journalofoptometry.org">www.journalofoptometry.org</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>4</b>	<a href="http://katalog.hacettepe.edu.tr">katalog.hacettepe.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>5</b>	<a href="http://tgkdc.dergisi.org">tgkdc.dergisi.org</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>6</b>	Steven A. Hawkins. "The Influence Of Ground Reaction Forces From Running On Bone Strength : 1265", Medicine & Science in Sports & Exercise, 05/2011 Yayın	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<a href="http://paperzz.com">paperzz.com</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>8</b>	<a href="http://kongre2019.toraks.org.tr">kongre2019.toraks.org.tr</a>	

## 9. ÖZGEÇMİŞ

### 1. KİŞİSEL BİLGİLER

<b>ADI SOYADI</b>	BENSU SÖĞÜT
<b>DOĞUM TARİHİ ve YERİ</b>	19.05.1995 - ANKARA
<b>HALEN GÖREVİ</b>	: FİZYOTERAPİST
<b>YAZIŞMA ADRESİ</b>	: Altay Mahallesi, Şehit Mehmet Çavuş Caddesi No: 5 Olimpik Hazırlık Merkezi 1. Etap Eryaman Etimesgut/Ankara
<b>TELEFON</b>	: 0312 281 4208
<b>E-MAIL</b>	: bensusogut@gmail.com

### 2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2018-*	YÜKSEK LİSANS	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON / SPOR FİZYOTERAPİSTLİĞİ
2013-2017	LİSANS	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON

\*Devam ediyor

### 3. MESLEKTE DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	GÖREV TÜRÜ	KURULUŞ
ARALIK 2017- MART 2019	FİZYOTERAPİST	FİT LEVEL SAĞLIKLI YAŞAM MERKEZİ
NİSAN 2019 - *	SPOR FİZYOTERAPİSTİ	GENÇLİK VE SPOR BAKANLIĞI , ANKARA İL MÜDÜRLÜĞÜ, OLİMPİYAT HAZIRLIK MERKEZİ

\*Devam ediyor

#### 4. Bilimsel Faaliyetler

##### Yayınlar

1. Artmış abdominal core aktivasyonun statik kontraksiyon sırasında kuadriseps kas aktivasyonuna etkileri. 7. Ulusal Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi, Ankara, Türkiye; Benu SÖĞÜT, Sümeyya YALKI, Deniz Can ŞAHİN, Damla ARSLAN, Sercan YILLI, Gülcan HARPUT. 04/2019 – sözel bildiri
2. Alt ekstremite fonksiyonel performans testlerini etkileyen faktörlerin araştırılması. 10. Uluslararası Katılımlı Spor Fizyoterapistleri Kongresi, Gaziantep, Türkiye; Benu SÖĞÜT, Volga BAYRAKÇI TUNAY, Gülcan HARPUT. 11/2019 – poster bildiri
3. Farklı koşullarda yapılan Yıldız Denge Test Sonuçlarının Karşılaştırılması ve Testi Etkileyen Faktörlerin Araştırılması. 17. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi, Antalya, Türkiye; Benu SÖĞÜT, Volga BAYRAKÇI TUNAY, Gülcan HARPUT. 11/2019 – sözel bildiri