

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

**KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ OLAN  
VOLEYBOLCULARDA DENGE VE PATLAYICI GÜÇ ÜZERİNE  
MORFOLOJİK BİR ÇALIŞMA**

**Fzt. Merve ÇÖMLEKÇİ**

**Spor Fizyoterapistliği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2023**



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

**KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTESİ OLAN  
VOLEYBOLCULARDA DENGE VE PATLAYICI GÜÇ ÜZERİNE  
MORFOLOJİK BİR ÇALIŞMA**

**Fzt. Merve ÇÖMLEKÇİ**

**Spor Fizyoterapistliği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Aynur DEMİREL**

**ANKARA  
2023**

**ONAY SAYFASI****Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan Voleybolcularda Denge  
Ve Patlayıcı Güç Üzerine Morfolojik Bir Çalışma****Öğrenci: Fzt. Merve ÇÖMLEKÇİ****Danışman: Doç. Dr. Aynur DEMİREL**

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

**Jüri Başkanı:** Prof. Dr. İrem DÜZGÜN  
(Hacettepe Üniversitesi)

**Tez Danışmanı:** Doç. Dr. Aynur DEMİREL  
(Hacettepe Üniversitesi)

**Üye:** Prof. Dr. Sevil BİLGİN  
(Hacettepe Üniversitesi)

**Üye:** Prof. Dr. Hande GÜNEY DENİZ  
(Hacettepe Üniversitesi)

**Üye:** Prof. Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM  
(Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

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

Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN  
Enstitü Müdürü

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı 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.

- o 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>
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

16./06/2023

Fzt. Merve ÇÖMLEKÇİ

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

- (1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez 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. Aynur DEMİREL danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesi'ne göre yazıldığını beyan ederim.

Fzt. Merve ÇÖMLEKÇİ

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca ve tezimin her aşamasında bilgi ve tecrübesiyle bana rehberlik eden, her konuda hoşgörüyüyle yol gösteren, sabır ve sevgiyle her anımda desteğini hissettiğim, mücadele ruhunu aşıl原因an saygıdeğer danışman hocam Sayın Doç. Dr. Aynur DEMİREL'e,

Tez süresince sabır ve özveri ile sporcuların ultrason ölçümlerini yapan, doktor ve fizyoterapistin uyum içinde çalışmasının başarıya olan katkısını görmemi sağlayan Sayın, Doç. Dr. Adalet Elçin YILDIZ'a,

Tezimi voleybol takımlarında uygulamama izin verdikleri için MKE Ankaragücü Spor Kulübü Voleybol Branş Sorumlusu Tuğçe BÖLÜKBAŞI ve sporcularına,

Bu zorlu süreçte desteklerini esirgemeyen sevgili meslektaşlarım Hidaye YAMIKAN, İrem SELEOĞLU, Aysu YALMAN, Cansu AKKUŞ, Berk DEVELİK Mustafa ÇELİK'e,

Her zaman yanımda olan, zor zamanlarımı kolaylaştıran çok değerli canım arkadaşım Merve AKMAN'a,

Sevgi ve ilgisini asla esirgemeyen, hayatım boyunca her kararımdayan yanımda olup beni destekleyen, sonuçtan ziyade süreç içerisindeki başarılarımı görüp beni takdir eden, tezimin her aşamasındaki zorluklara benimle birlikte göğüs geren çok kıymetli annem Meryem ÇÖMLEKÇİ'e, çok kıymetli babam Hamit ÇÖMLEKÇİ'e, çok kıymetli abim Samet ve eşi Merve ÇÖMLEKÇİ'e,

'Eğer bir gün benim sözlerim bilimle ters düşerse bilimi seçin' sözüyle bilimin peşinden gidilmesini öğütleyen Ulu Önder Mustafa Kemal ATATÜRK'e

SONSUZ TEŞEKKÜR EDERİM.

## ÖZET

**Çömlekçi, M., Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan Voleybolcularda Denge Ve Patlayıcı Güç Üzerine Morfolojik Bir Çalışma , Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Fizyoterapistliği Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2023.** Bu çalışmanın amacı kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda gövde stabilizasyonunda görev alan kasların (transversusu abdominis, lumbar multifidus), alt ekstremitte patlayıcı kuvvette rol alan kasların (vastus lateralis, gastroknemius), anteriotalofibular ligamentin morfolojik özelliklerinin denge ve patlayıcı kuvvet üzerine etkisini araştırmaktır. Çalışmaya yaşları 14-22 yıl arası olan 12 sağlıklı (kontrol grubu), 16 ayak bileği instabilitesi olan toplam 28 kadın voleybolcu dahil edildi. İnstabilite varlığı Uluslararası Ayak Bileği Konsorsiyumu'nun belirlemiş olduğu dahil edilme kriterlerine göre belirlendi. Çalışmanın ilk aşamasında sporcuların demografik bilgileri ve instabilite varlığını belirlemek için anketler sorgulandıktan sonra saha testleri gerçekleştirildi. Sporcuların alt ekstremitte dinamik denge performansı Y-Denge Testi ile, patlayıcı kuvvetleri çömelerek sıçrama ve karşı tarafa sıçrama testi ile, lumbar bölge stabilizasyonu Sahrman's Core Stabilite Testi ile değerlendirildi. Sporcuların kas morfolojik özelliklerini değerlendirmek için ultrason ölçümleri bilateral hem dinamik hem statik pozisyonda lumbar multifidus ile transversus abdominis için fasikül kalınlıkları; vastus lateralis ile lateral gastroknemius için kas kalınlığı, fasikül uzunluğu, pennasyon açısı ve anteriotalofibular ligamentin kalınlığı ve uzunluğu bilateral ölçüldü. Transversus abdominis, lumbar multifidus, lateral gastroknemius ve lumbar multifidus kaslarının hem statik hem dinamik pozisyonda morfolojik özellikleri benzerdi ( $p>0.05$ ). Y-denge, kor stabilite test sonuçları ve sıçrama yükseklikleri gruplar arası benzer bulundu ( $p>0.05$ ). Kontrol grubunun patlayıcı güç sonuçları instabilite grubuna göre daha yüksek bulundu ( $p<0,05$ ). İnstabilite grubunda etkilenmeyen taraf vastus lateralis kas kalınlığı her iki pozisyonda ve statik pozisyonda fasikül uzunluğu ile patlayıcı kuvvet ile orta derece ilişki bulundu (sırasıyla  $r:0,531$ ;  $r:0,636$ ;  $r:0,594$   $p<0,05$ ). Statik pozisyonda lumbar multifidus kas kalınlığı ile patlayıcı kuvvet arasında orta derece ilişki bulundu ( $r:0,515$   $p<0,05$ ). Dinamik pozisyonda etkilenen taraf lateral gastroknemius pennasyon açısı ile denge testinin anterior yönüyle kuvvetli korelasyon bulundu ( $r: 0,738$   $p<0,05$ ). İnstabilite grubunda etkilenen ve etkilenmeyen ekstremiteler arasında dinamik denge performansları benzer bulundu ( $p>0,05$ ). Dinamik pozisyonda lumbar multifidus kas kalınlığı etkilenen tarafta daha fazla bulundu ( $p<0,05$ ). Transversus abdominis, vastus lateralis, lateral gastroknemius kaslarının mimari özellikleri etkilenen taraf ile etkilenmeyen taraf arasında benzer bulundu ( $p>0,05$ ). İnstabilite bulunan kadın voleybol sporcularında transversus abdominis, vastus lateralis ve lumbar multifidus kaslarının morfolojik özelliklerinin değiştiği, iskelet kaslarının adaptif değişiklikler gösterdiği; instabilitenin minimum sürede maksimum kontraksiyon yeteneğini azaltmasına rağmen dinamik denge performansı, kor stabilizasyon ve sıçrama yüksekliklerinde fark yaratmadığı sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlara göre instabilite varlığının proksimal yapıları etkileyebileceği ve kronik ayak bileği instabilitesinin sadece ayak bileği ve çevresinin değerlendirilmesiyle sınırlı kalmaması gerektiği önerilmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Sporcu, Ayak Bileği, Ultrasonografi



## ABSTRACT

**Çömlekçi, M., A Morphological Study on Balance and Explosive Power in Volleyball Players with Chronic Ankle Instability Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences, Sports Physiotherapy Programme, Master Thesis, Ankara, 2023.**

The aim of this study is to investigate the effects of morphological features of the muscles involved in trunk stabilization (transversus abdominis, lumbar multifidus), muscles involved in lower limb explosive power (vastus lateralis, gastrocnemius), anterior talofibular ligament on balance and explosive power in volleyball players with chronic ankle instability. A total of 28 female volleyball players, 12 healthy volleyball players (control group) aged 14-22 years, and 16 volleyball players with ankle instability were included in the study. The presence of instability was determined according to the inclusion criteria set by the International Ankle Consortium. In the first stage of the study, field tests were carried out after the questionnaires were questioned to determine the demographic information of the athletes and the presence of instability. Explosive power with the Y-Balance Test, the Squat Jump and Counter-Movement Jump test, and the lumbar stabilization with the Sahrman's Core Stability Test were evaluated. Ultrasound measurements were performed to evaluate the muscle morphological characteristics of the athletes. Measurements were fascicle thicknesses for lumbar multifidus and transversus abdominis in both dynamic and static positions bilaterally; For the vastus lateralis and lateral gastrocnemius, fascicle thickness, fascicle length, pennation angle were recorded, and the thickness and length of the anterior talofibular ligament were taken bilaterally. Morphological features of transversus abdominis, lumbar multifidus gastrocnemius lateralis and lumbar multifidus muscles were similar in both static and dynamic positions ( $p>0.05$ ). Y-balance, core stability test results and jump heights were similar between groups ( $p>0.05$ ). The explosive power results of the control group were higher than those of the instability group ( $p<0.05$ ). In the instability group, the thickness of the vastus lateralis muscle of the unaffected side was moderately correlated with fascicle length in both positions and in the resting position, and explosive force (respectively  $r:0,53$ ;  $r:0,636$ ;  $r:0,594$   $p<0.05$ ). A moderate correlation was found between lumbar multifidus muscle thickness and explosive strength at rest ( $p<0.05$ ). A strong correlation was found between the lateral gastrocnemius pennation angle of the affected side and the posteromedial aspect of the balance test in dynamic position ( $r:0,515$   $p<0.05$ ). Dynamic balance performances were found to be similar between the affected and unaffected extremities in the instability group ( $r: 0,738$   $p>0.05$ ). Lumbar multifidus muscle thickness was found to be greater on the affected side in dynamic position ( $p<0.05$ ). Morphological features of transversus abdominis, vastus lateralis, and lateral gastrocnemius muscles were found to be similar between the affected side and the unaffected side ( $p>0.05$ ). Architectural features of transversus abdominis, vastus lateralis and lumbar multifidus muscles have changed in female volleyball players with instability, and skeletal muscles show adaptive changes; It was concluded that although instability reduces maximum contraction ability in minimum time, instability has no effect on dynamic balance performance, core stabilization and jump heights. According to these results, it is suggested that the presence of instability may affect the proximal structures and that chronic ankle instability should not be limited to the evaluation of the ankle and its surroundings.

**Keywords:** Athletes, Ankle, Ultrasonography

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	5
2.1. Ayak Bileği Biyomekaniği	5
2.1.1. Eklemler	6
2.2. Ayak Bileği Yaralanma Biyomekaniği	7
2.3. Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesi	8
2.4. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi	8
2.5. Voleybolda Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi	10
2.6. İnstabilite ve Patlayıcı Kuvvet	11
2.7. İnstabilite ve Denge	12
2.8. İnstabilite ve Kor Stabilite	12
2.9. Kas Mimarisi ve Görüntüleme Yöntemleri	14
<b>3. BİREYLER VE YÖNTEM</b>	17
3.1. Bireyler	17
3.2. Yöntem	19
3.2.1. Demografik Bilgiler ve Fiziksel özellikler	19
3.2.2. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Teşhisi	20
3.2.3. Morfolojik İnceleme	21
3.2.4. Kor Stabilizasyon Değerlendirmesi	25
3.2.5. Denge Değerlendirmesi	28
3.2.6. Patlayıcı Güç Değerlendirmesi	30

3.3. İstatistiksel Analiz	32
<b>4. BULGULAR</b>	<b>33</b>
4.1. Demografik Bilgiler	33
4.2. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubu ile Kontrol Grubu Verilerinin Karşılaştırılması	34
4.2.1. Dinamik Denge	35
4.2.2. Sıçrama Yüksekliği ve Patlayıcı Güç	37
4.2.3. Morfolojik Özellikler	34
4.2.4. Kor Stabilite	37
4.3. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubunda Kas Mimari Özellikleri ile Patlayıcı Kuvvet ve Denge Performansı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	37
4.3.1. Patlayıcı Kuvvet ve Kas Mimari Arasındaki İlişki	38
4.3.2. Denge ve Kas Morfolojik Özellikleri Arasındaki İlişki	41
4.4. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubu İçinde Etkilenen Taraf ve Etkilenmeyen Taraf Verilerinin Karşılaştırılması	45
4.5. Kas Morfolojik Özelliklerinin Gözlemci İçi Güvenilirliği	47
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>48</b>
5.1. Dahil Edilme Kriterleri	48
5.2. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi ve Gövde	50
5.3. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi ve Denge	51
5.4. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi ve Patlatıcı Kuvvet	53
5.5. Anterior Talofibular Ligament	57
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>58</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>61</b>
<b>8. EKLER</b>	<b>72</b>
EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni	72
EK-2: Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Onam Formaları	73
EK-3: Katılımcı Değerlendirme Formu	77
EK-4: Orijinallik Ekran Çıktısı	79
EK-5: Dijital Makbuz	80
EK-6: Tez ile İlgili Bildiri ve Yayınlar	81
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>82</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>%</b>	: Yüzde
<b>°</b>	: Derece
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>AB</b>	: Ayak Bileği
<b>ATFL</b>	: Anterotalo Fibular Ligament
<b>CABİA</b>	: Cumberland Ayak Bileği İnstabilite Anketi
<b>FAİ</b>	: Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesi
<b>ICC</b>	: <i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
<b>KAI</b>	: Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi
<b>KFL</b>	: Kalkaneofibular Ligament
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>kg/m<sup>2</sup></b>	: Kilogram/metrekaare
<b>LAB</b>	: Lateral Ayak Bileği Burkulması
<b>LG</b>	: Lateral Gastroknemius
<b>LM</b>	: Lumbar Multifidus
<b>mmHg</b>	: Milimetre civa
<b>n</b>	: Birey Sayısı
<b>Ort</b>	: Ortalama
<b>p</b>	: İstatistiksel Yanılma Olasılığı
<b>PTFL</b>	: Posterior Talofibular Ligament
<b>SPSS</b>	: <i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
<b>TrA</b>	: Transversus Abdominus
<b>sn</b>	: Saniye
<b>SS</b>	: Standart Sapma
<b>SCS</b>	: Sahrman's <i>Core</i> Stabilite
<b>VKİ</b>	: Vücut Kütle İndeksi
<b>VL</b>	: Vastus Lateralis
<b>Y-Denge</b>	: Y Denge Testi
<b>W</b>	: Watt

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
3.1. Akış diyagramı	19
3.2. A) Lumbar multifidus kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını B) Lumbar multifidus kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını gösteren ultrason görüntüsü	22
3.3. A) M. Transversus abdominis kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını B) M. Transversus abdominis kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını gösteren ultrason görüntüsü	22
3.4. A) M. Vastus latrelis kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını ve pennasyon açısı B) M. Vastus latrelis kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını ve pennasyon açısı gösteren ultrason görüntüsü	23
3.5. A) M. Lateral gastroknemius kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını ve pennasyon açısı B) M Lateral gastroknemius kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını ve pennasyon açısı gösteren ultrason görüntüsü	24
3.6. Anteriotalofibulat ligamemtin kalınlığını ve uzunluğunu gösteren ultrason görüntüsü	25
3.7. Sahrman'nın Core Stabilite seviye 1	26
3.8. Sahrman'nın Core Stabilite seviye 2	26
3.9. Sahrman'nın Core Stabilite seviye 3	27
3.10. Sahrman'nın Core Stabilite seviye 4	27
3.11. Sahrman'nın Core Stabilite seviye 5	28
3.12. Y denge testi anterior ölçümü	29
3.13. Y denge testi postero-medial ölçümü	30
3.14. Y denge testi postero-lateral ölçümü	30
3.15. Çömelerek sıçrama testi	31
3.16. Karşı tarafa sıçrama testi	32

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
4.1. Sporcuların tanımlayıcı istatistik bulguları	33
4.2. Gruplar arası lumbar multifidus ve transversus abdominis kaslarının static ve dinamik pozisyonda morfolojik özelliklerinin karşılaştırılması	34
4.3. Gruplar arası vastus lateralis kasının morfolojik özelliklerinin statik ve dinamik karşılaştırılması	35
4.4. Gruplar arası lateral gastroknemius kasının morfolojik özelliklerinin statik ve dinamik pozisyonda karşılaştırılması	35
4.5. Gruplar arası dinamik denge testlerinin karşılaştırılması.	36
4.6. Gruplar arası sıçrama yükseklikleri ve patlayıcı güç karşılaştırması	37
4.7. Gruplara göre sahrmann's <i>core</i> stabilite seviyeleri	37
4.8. KAİ grubunda vastus lateralis kasın morfolojik özelliklerinin patlayıcı kuvvet ile ilişkisi	39
4.9. KAİ grubunda lateral gastroknemius kasın morfolojik özelliklerinin patlayıcı kuvvet ile ilişkisi	40
4.10. Lumbar Multifidus ve Transversus Abdominis kasları morfolojik özelliklerinin patlayıcı kuvvet ile ilişkisi	41
4.11. Transversus abdominis ve lumbar multifidus kas mimari özelliklerinin denge performansı ile ilişkisi	42
4.12. Vastus lateralis kası morfolojik özelliklerinin denge performansı ile ilişkisi	43
4.13. Lateral gastroknemius kas morfolojik özelliklerinin denge performansı ile ilişkisi	44
4.14. KAİ grubunda ekstremitelerin vastus lateralis ve lateral gastroknemius kası morfolojik özelliklerinin karşılaştırılması	45
4.15. KAİ grubunda transversus ve lumbal multifidus kas morfolojik özelliklerinin karşılaştırılması	46
4.16. KAİ grubunda etkilenen-etkilenmeyen taraf dinamik denge karşılaştırılması	46
4.17. Kas morfolojik özelliklerinin gözlemci içi güvenilirliği	47

## 1. GİRİŞ

Sporcularda meydana gelen yaralanmaların yaklaşık %80'nini ayak bileği burkulmaları oluşturmaktadır (1). Futbol, basketbol hentbol voleybol gibi takım oyunlarında insidansı ve tekrarlanma oranı fazla olan, 70 spor dalının 24'ünde en çok karşılaşılan yaralanma türü ayak bileği yaralanmalarıdır (1). Tekrarlı ayak bileği burkulmaları oranları ise voleybolda % 46, Amerikan futbolunda % 43, basketbolda % 28 ve futbolda % 19 olarak bildirmiştir (2). Ayak bileği inversiyon burkulmaları, voleyboldaki yaralanmaların %41'ini oluşturan sık görülen kas iskelet sistemi yaralanmasıdır (3, 4). Voleybol oyuncularında ilk lateral ayak bileği burkulmasından sonra 6 ay içinde %42 oranında tekrar burkulma riski vardır (5). Tekrarlı lateral ayak bileği burkulmaları mekanik instabilite, boşalma hissi, fonksiyonel instabilite, ağrı ile karakterize kronik ayak bileği instabilitesine (KAİ) neden olur (6, 7).

Ayak bileğindeki mekanik ve fonksiyonel yetersizlikler ile yaralanma riski arasında pozitif yönlü ilişki vardır (8). Tekrarlı inversiyon burkulmaları tek başına mekanik instabilite veya fonksiyonel instabilite ile ilişkili olabildiği gibi birlikte de görülebilir. KAİ'de, bozulmuş propriyosepsiyon, kas gücü kaybı, postüral denge ve çevre yapıların nöromüsküler kontrolünde değişiklikler gibi sensorimotor bozukluklar oluşabilir (9), boşalma hissi gibi problemler uzun süreler boyunca devam edebilir ve giderek kötüleşebilir (10, 11). Erken spora dönüş instabilite üzerinde olumsuz etki yaratır bundan dolayı instabilite sporcuların sahadan uzak kalmasına, sporcunun performansının azalmasına, uzun vadede osteoartrit gelişmesine ve küresel yükün artmasına neden olur (12, 13). Bu yüzden instabilitenin sporcularda göz ardı edilmemesi, tekrarlı burkulmaların önemszenmesi ve çözülmesi gereken bir sorun olarak görülmesi gerekmektedir.

Voleybolda antropometrik ölçümler, aerobik ve anaerobik güç sporcunun performans seviyesinin belirlenmesinde ayırt edicidir (14). Bloklama, smaç gibi kısa süreli ve yüksek yoğunluklu hareketler voleybolu, aerobik kapasitenin fazla olduğu dayanıklılık sporlarından ayırmaktadır (14). Minimum zamanda maksimum kuvveti açığa çıkaran sıçrama, topa vurma gibi hareketlerin kalitesi anaerobik kapasite ile ilgilidir. Enerjiyi güce çevirebilme, kısa sürede kuvvet üretme yeteneği sporcunun başarısıyla doğru orantılıdır. Patlayıcı gücün göstergesi olan dikey sıçramalar oyunun sonuncunun belirlenmesinde önemli yer tutan özelliklerdendir. Rekabet seviyesi

arttıkça artan talebe karşı sporcuların anaerobik performanslarını arttırarak sürdürmeleri ve devam ettirmeleri gerekmektedir (14, 15). Anaerobik yüklenmeler içeren voleybolda her kadın oyuncunun bir set içinde 22 kez sıçradığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (16). Sıçrama sonrası yere iniş fazında ayak bileğinin en sık yaralanma mekanizması olan plantar fleksiyon inversiyon paternlerinin yer alması bu grupta sıçramanın önemini göstermektedir (17). Ayak bileği yaralanmaları tekrarlı sıçramalarla ilişkilidir (18). Bundan dolayı patlayıcılıktan sorumlu kaslar hakkındaki bilgi, sıçramaların çok sık yer aldığı voleybol sporunda önemli yere sahiptir.

Ayak bileği stabilizasyonunda çevre bağlar ve dokulara ek olarak distal segmenti etkileyen proksimal yapılar da görev alır ve bu yapıların stabilizasyona katkısının değerlendirilmesi sporcunun performansını belirlemek için önemlidir. Kas liflerinin kuvvet eksenine göre yerleşimleri, fizyolojik enine kesit alanı, sarkomer uzunluğu, lif uzunluğu ve kontraksiyon hızına bağlı olarak kas performansında değişiklikler meydana gelir. Tüm bu parametreler kas mimarisi olarak adlandırılır (19). Kas mimari özellikleri kasların fonksiyonları, yaralanma mekanizmaları, yaralanma sonrasındaki rehabilitasyon hakkında bilgi verir ve invaziv olmayan yöntemler olan ultrason ve manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri ile değerlendirilir (20). Kas mimarisinin ölçülebilir parametrelerinden yola çıkarak kasın kuvvet üretme kapasitesi, stabiliteye katkısı, anaerobik güç üretimi hakkında bilgi edinilir.

KAI'de sensorimotor bozukluklar üzerine çok sayıda araştırma mevcuttur. İnstabilitenin denge performansına etkisi gösterilmiştir (9, 21). Gluteal kasların dinamik egzersiz sırasında mimari özellikleri incelenmiş ve KAI'li bireylerin anterior yönde daha fazla fonksiyonel aktivasyon gösterdiği bulunmuştur (22). Ancak proksimal yapıların dinamik denge üzerine etkisini inceleyen çalışmaların sayısı azdır.

Gövde stabilizasyonunu 'distal hareketlilik için proksimal stabilite' olarak tanımlanır (23). Bu tanıma göre sportif aktiviteler esnasında distal segmentlere iletilen güç ve hareketin optimum şekilde transferinin ve kontrolünün sağlanması, gövdenin alt ekstremiteler ve pelvis üzerindeki pozisyon ve hareketini kontrol etme yeteneği ile mümkün olmaktadır (23). Kor kasları alt ve üst ekstremitelerin gücü için kaynak oluşturur (24). Transversus abdominis (TrA) ve internal oblikus abdominis kas kalınlıklarının statik, dinamik lomber stabilite ve denge ile korelasyonları analiz



edilmiş ve TrA kas kalınlığı arttıkça stabilite ve denge sonuçlarının daha iyi olduğu bulunmuştur (25). Gövde stabilizasyon eğitimi KAI insidansının azalmasında ve önlenmesinde rol oynar (26).

Ayak bileği proksimal ve distal eklemlerin biyomekaniğinden etkilenen ve bu yapılarla sinerjistik uyum içinde çalışan sinovyal bir eklemdir. Distal segmentte istenilen hareketin ortaya çıkabilmesi için segmentler birbiriyle doğru etkileşim halinde olmalı, kinetik zincir modelinde aksaklık olmamalıdır. Kinetik zincir fonksiyonunun herhangi bir segmentindeki bozukluk distal ve proksimal bölümlerdeki hareketin kalitesini etkileyecektir. Bu nedenle, kinetik zincirdeki proksimal yapıların işlevinin KAI'li sporcularda araştırılması gerekmektedir.

Bu bilgiler ışığında çalışmanın birincil amacı; kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda transversus abdominis, lumbar multifidus (L4-5), vastus lateralis, lateral gastrocnemius, anterior talofibular ligament morfolojisinin patlayıcı kuvvet ve denge performansı üzerine etkisini araştırmak, proksimal yapıların instabilite üzerine etkisini incelemektir. İkincil amacı; kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan voleybolcuların gövde kas morfolojisinin ve saha testlerinin karşılaştırılması, kronik ayak bileği instabilitesi olanların etkilenmiş ve etkilenmemiş taraflar arasında kas morfolojik özelliklerinin karşılaştırmaktır.

Bu amaç doğrultusunda hipotezlerimiz:

H0<sub>1</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan sporcular arasında gövde kas morfolojik özellikleri benzerdir.

H1<sub>1</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan sporcular arasında gövde kas morfolojik özellikleri farklıdır.

H0<sub>2</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan sporcular arasında vastus lateralis ve lateral gastrocnemius kas morfolojik özellikleri benzerdir.

H1<sub>2</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan sporcular arasında vastus lateralis ve lateral gastrocnemius kas morfolojik özellikleri farklıdır.

H0<sub>3</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda gövde kas morfolojisiyle patlayıcı kuvvet ve denge arasında ilişki yoktur.

H1<sub>3</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda gövde kas morfolojisiyle patlayıcı kuvvet ve denge arasında ilişki vardır.

H0<sub>4</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda vastus lateralis ve lateral gastroknemius kas morfolojik özellikleri ile patlayıcı kuvvet ve denge arasında ilişki yoktur.

H1<sub>4</sub>: Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda vastus lateralis ve lateral gastroknemius kas morfolojik özellikleri ile patlayıcı kuvvet ve denge arasında ilişki vardır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ayak Bileği Biyomekaniği

Ayak bileği eklemi tibianın distal ucu, talusun superior yüzü, ile lateral ve medial malleolun iç yüzleri arasında yer alan sinovyal bir eklemdir. Temel hareketleri sagittal düzlem frontal ekseninde 20 derece dorsi ve 50-55 derece plantar fleksiyondur (27). Bu hareketlere ek olarak bir miktar longitudinal eksen horizontal düzlemde eksternal internal rotasyon da yapabilmektedir. Yer reaksiyon kuvvetlerinin karşılanması, zemine adaptasyonun sağlanması, yürüyüş sırasında itme kuvveti oluşturması, şokları absorbe etmesi gibi ana görevleri yerine getirebilmesi için doğru zamanda rijit olması ve yeterli esnekliğe sahip olması gerekir.

Ayak bileği tam yük altındayken eversiyon ve inversiyon hareketleri kemiklerin uyumu ile rotasyonel stabilite ise bağlar tarafından kontrol edilir. Eklem üzerinde yük yok iken kaslar, bağlar, lateral ve medial malleol ile stabilite sağlanır.

Lateral kollateral bağ; anterior talofibular ligament (ATFL), kalkaneofibular ligament (KFL), posterior talofibular ligament (PTFL)'ten oluşur. Fibula distalinin anteriorundan başlayıp talusa yapışan, talusun internal rotasyonunu kontrol etmenin yanında anterior kayma hareketini ve eklem plantar fleksiyonunu da kontrol eden ATFL; 2 mm kalınlığında, 20 mm uzunluğunda, 8 mm genişliğindedir (28). Yüksek esneme katsayısına sahip 5 mm kalınlığında, 30 mm uzunluğunda, 5 mm genişliğinde olan KFL; talar tilti adduksiyon yönünde sınırlar ve ayak bileği nötral ve dorsi fleksiyon pozisyonundayken en yüksek kuvvete ulaşır (29). Nadir yaralanan PTFL, en yüksek gerilim direncine dorsi fleksiyonda ulaşır (29). ATFL, KFL'ye göre oldukça düşük gerilim direncine sahiptir bu yüzden daha sık yaralanır. Ekstansör digitorum longus, ekstansör digitorum brevis ve peroneal kaslar lateralden eklem stabilite sağlar.

Medialde tibiokalkaneal (TKL), posterior tibiotalar (PTTL), anterior (ATTL) tibiotalar, tibionavikuler (TNL), kalkaneonavikular (KNL) bağdan oluşan deltoid ligament, talusun valgus hareketini ve talusun anterior translasyonunu kısıtlar. Yaralanmaları nadir olmakla birlikte medial malleol kırıklarıyla birlikte görülür.

Ayak –ayak bileği kompleksi arka ayak, orta ayak, ön ayak olmak üzere 3 fonksiyonel bölgede incelenir. Arka ayak, subtalar eklem; orta ayak, midtarsal eklem; ön ayak, metatars ve phalankslardan oluşur.

### **2.1.1. Eklemler**

#### **Subtalar Eklem (Talo-Kalkaneal Eklem)**

Zemine adaptasyonda önemli yeri olan, supinasyon ve pronasyon hareketlerine sahip subtalar eklem subluksasyonu nadirdir. Bunun nedeni eklemi destekleyen güçlü bağların yanı sıra talusun inferior anterior konveks yüzü ile kalkaneusun konveks yüzü, talusun inferior posterior konkav yüzü ile kalkaneusun konveks yüzünün eklemleşmesidir (30).

Subtalar eklemdeki pronasyon sırasında talusta adduksiyon ve plantar fleksiyon, kalkaneusta eversiyon hareketi olur. Eklemdeki pronasyonla birlikte kalkaneo-küboid ile tala-navikular eklemlerin eksenleri paralelleşir ve orta ayağın hareket yeteneği artar. Sallanma fazında ayak fleksible hale gelir. Subtalar eklemdeki supinasyon sırasında kalkaneus inversiyona, talus abduksiyon ve dorsifleksiyona gider. Subtalar eklemde meydana gelen supinasyon midtarsal eklem hareket yeteneğini kısıtlayarak özellikle itme fazında yüklerin karşılanabilmesini sağlar. Tibia eksternal rotasyonu subtalar eklem supinasyonuna, tibia internal rotasyonu subtalar eklem pronasyonuna yol açar (31).

Subtalar eklem eksen kalkaneusun postero-lateralinden talusun antero-medialine doğrudur ve sagittal düzlem ile 16-23 derece, horizontal eksen ile 42 derece, ayak bileği eklemi ile 20 derece açılması vardır (31).

#### **Midtarsal Eklem**

Kalkaneo-küboid eklem kalkaneusun anterior distal yüzü ile küboidin posterior proksimal yüzünde konkav konveks eklemleşmenin olması eklemde stabiliteyi arttırmıştır.

Talo-navikular eklem Talusun distal anterior konveks yüzü ile navikulanın proksimal posterior konkav yüzü eklem yapar.

### **Tarso- Metatarsal Eklem**

Medialde üç kuneiform kemiğin ilk üç metatarsla, lateralde küboid kemiğin son iki metatarsla ile eklemleşmesidir. Medial küneiform ile 1. Metataras arasındaki eklem hareketlidir. Bu hareketlilik arkın yapısının korunması ve itme fazı için önemlidir.

### **Diğer Ayak Eklemleri**

Metatarso-falangeal eklem abduksiyon, adduksiyon, ekstansiyon, fleksiyon hareketlerini gerçekleştirebilir.

Tek eksenli inter-falangeal eklem itme fazında ekstansiyon yapar.

### **2.2. Ayak Bileği Yaralanma Biyomekaniği**

Talus, tam dorsifleksiyon pozisyonundayken talusun tibia ile eklemleşen yüzü lateral ve medial malleollar arasında sıkışarak maksimum stabilite sağlar (32). Bu stabilite sayesinde ayağa aktarılan yükler karşılanır. Eversiyon ve inversiyon hareketleri ligamentlerle güçlendirilen eklem kapsülü nedeniyle limitlidir.

Referans pozisyonu olan subtalar nötral pozisyon, ayağa mükemmel bir denge sağlar. Talus bu pozisyonda geniş eklem temas alanına sahipken plantar fleksiyonda bu alan azalır ve stabiliteye katkısı en az olur (33-35). Bu durumda stabilite lateral bağlar ve peroneal kaslar aracılığı ile sağlanır. Yükün karşılanamaması durumunda basınç merkezi mediale kayar aşırı inversiyon ve internal rotasyon meydana gelir (33-35). Fleksiyon ve rotasyon dereceleri yaralanma tiplerini belirler. Plantar fleksiyon ve inversiyona gidişte izole ATFL yaralanması %60-70 oranında görülür iken izole yaralanması nadir olarak görülen KFL dorsifleksiyon ve inversiyonda; deltoid ligament, dorsifleksiyon ve eversiyon pozisyonunda; syndesmozis yaralanmaları ise plantar fleksiyon ile eversiyonda meydana gelir (36).

Lateral ligament yaralanmaları genellikle sallanma fazının sonunda ve sıçramanın iniş fazında ayağın ilk temas anında tibial eksternal rotasyon ile arka ayağın aşırı supinasyonu sonucu görülür (33). Lateral ayak bileği burkulmasında bağda oluşan hasarın yanı sıra nöromusküler ve proprioseptif defisit de meydana gelir. Azalmış eklem pozisyon hissi, peroneal kasların ateşlenmesinde gecikme, denge yeteneğinde

ve dorsi fleksiyon hareket açıklığında azalma görülür. Azalmış proprioepsiyon hissinden dolayı ayak bileği nötral pozisyonda kalmakta zorlanır, düzeltme mekanizmaları yetersiz kalır ve ayak bileğinin stabilitesi azalır (37).

### **2.3. Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesi**

Lateral ayak bileği burkulması (LAB), supinasyon ayak bileği burkulmaları ya da inversiyon ayak bileği burkulmaları olarak da adlandırılabilir (9). LAB sporcularda en sık rastlanan yaralanmalardan biridir. Sporcular arasında tekrarlama oranı %80 olduğu bildirilmiştir. Kadın basketbol oyuncularının erkek oyunculara göre %25 daha fazla grade 1 LAB yaşadığı gösterilmiştir (9). Fonksiyonel ayak bileği instabilitesinin (FAİ) KAI oluşumu ile yakından ilişkisi vardır. LAB tekrarlanması uzun sürede eklem dejenerasyonu ve oosteroartrit riskini de arttırmaktadır (9). Mekanik ve fonksiyonel instabilite FAİ'nin tekrarlanma nedenleridir. Füller LAB nedenini subtalar ekleme artmış supinasyon momenti olarak göstermiştir (38). Peroneal kaslar ve lateral bağlar tarafından oluşturulan pronasyon momenti, supinasyon momentini karşılayamazsa arka ayakta bağ yaralanmasına yol açabilecek iç rotasyon ve inversiyon oluşur (38).

Fonksiyonel instabilite; proprioepsiyonda kayıp, kas kuvveti ve reaksiyon zamanında azalma, skar doku, mekanik bağ laksitesi, peroneus superficialis nörapatisinden kaynaklanır.

### **2.4. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi**

Statik ve dinamik komponentlere sahip sensorimotor sistem ayak bileği stabilizasyonunu sağlar. Hareketin istemli kontrolünü sağlamak için periferik sistemle beraber çalışır. Statik komponentleri oluşturan eklem kapsülü, kıkırdak, bağ, kemik ve dinamik komponentleri oluşturan iskelet kası sayesinde stabilizasyon sağlanır. Kas, tendon, deri, eklemi oluşturan diğer dokuların içindeki mekanoreseptörlerden alınan afferent bilgiler santral sinir sistemine ulaşır. Efferent sinirlerden oluşan sensorimotor sistem duyu girdilerine motor cevap oluşturur. Reseptörlerden alınan bilgilerin yetersizliği sonucu ayak bileği stabilizasyonundan sorumlu yapılar zamanında ve uygun motor cevap oluşturamayacak ve sonuç olarak da instabilite meydana gelecektir (39).

KAI'nin tanımı ilk kez, klinik sonuçlardaki değişiklikleri fark eden Freeman ile arkadaşları tarafından tekrarlı ayak bileği burkulması ve altı aydan uzun süren boşalma hissi olarak yapılmıştır. Hertel (9), KAI gelişimini mekanik ve fonksiyonel yetersizliklerle ilişkilendirdi. Tekarlı ayak bileği burkulmaları; tek başına mekanik veya fonksiyonel instabilitenin sonucu olarak oluşabildiği gibi her ikisinin sonucu olarak da ortaya çıkabilir (40).

Mekanik instabilite; artrokinematik bozukluklar, patolojik laksite, sinovyal ve dejeneratif değişikliklerin sonucu olarak oluşur (9).

Artrokinematik bozukluklar distal tibiofibular, talocrural, subtalar eklemde herhangi birinde oluşan bozuklukları içerir. Fibulanın anterior ve inferiora yer değiştirmesi görülen KAI'li bireylerde ATFL'nin daha gevşek olabilirdir. Eklemde oluşan supinasyon sırasında ATFL, hareketi kontrol edemeden talus daha geniş hareket alanına sahip olmuş olur ve eklem yaralanmalara açık hale gelir.

Azalmış dorsifleksiyon hareketi lateral ayak bileği burkulmasına neden olabilir. Ayak bileği dorsifleksiyonu tibiada internal rotasyon, tibiadaki interanal rotasyon subtalar eklemde pronasyon momenti oluşur. Dorsi fleksiyonda azalma subtalar eklemde pronasyon artışı ile telafi edilir.

Patolojik laksite, lateral ayak bileği burkulmasından sonra subtalar ve talocrural eklemde sık görülür. Talocrural instabilite ATFL ve KFL'nin yaralanmasından sonra oluşabilir. Etkilenmiş ATFL, subtalar eklemde supinasyon artışına neden olabilir.

Sinovyal ve dejeneratif değişiklikler, talocrural ve posterior subtalar eklem kapsüllerinde oluşan sinovyal inflamasyon ağrıya neden olur. Gross ve Marti elit KAI'li voleybolcularda kontrol grubuna göre subkondral skleroz ve osteofit oluşumunu daha fazla bulmuş, spor yaşı daha büyük olan KAI'li voleybolcularda osteoartrit gelişme riskinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (41).

Fonksiyonel instabilite ayak bileğinde burkulma olmadan kontrolsüz inversiyon atakları ile kendini gösteren boşalma hissidir. Çevre reseptörlerden alınan proprioseptif ve nöromusküler bilgi yetersizliğinden oluşur. Fonksiyonel instabilite mekanik instabilitenin sonucu olarak oluşabileceği gibi mekanik instabilitenin nedeni de olabilir (40). Unilateral KAI'li bireylerin sağlıklı bireylere ve kontralateral taraflarına göre 120 \*/s ve 30 \*/s açısal hızda etkilenen taraftaki ayak bileği

evertörlerinde uzamış akselerasyon süresi gözlemlenmiştir (42). Bu çalışma ile KAI'de fibular sinirin daha düşük motor sinir iletim hızına sahip olduğu ve gecikmiş nöromusküler yanıtı kanıtlanmıştır. Kas lifindeki duyuşal reseptör olan kas iğciği sinir sistemine kasın uzunluğu ve uzunluğundaki değişimlerin hızı hakkında bilgi verir. Aynı zamanda kas iğciği pozisyon hakkında da bilgi sağlar. İnnervasyonu gama motor nöronlar tarafından sağlanan, kasılmayan orta bölümü kas iğciğinin reseptör kısmıdır ve kasın boyunun değişmesi sonucu orta kısmının gerilmesiyle uyarılır. Kas iğciğindeki değişiklikler kas iğciğinin hızlı düzeltici hareketlerdeki rolünü de etkileyecektir. Ayak bileği propriosepsiyonunda azalma görülecektir.

### **2.5. Voleybolda Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi**

KAI'nin prevalansı atlama ve koşma aktivitelerini içeren sporlarda daha yüksektir (22). Ancak kürek çekme, yüzme gibi sporlarda dahi görülür. Tekrarlı sıçramalar içeren voleybol sporunda akut veya kronik ayak bileği yaralanmaları sık görülür (18).

Voleybol; kısa süreli yüklenme ve dinlenme evrelerinden oluşan, ardışık aerobik ve anaerobik yüklenmeler içeren interval bir spor dalıdır (43). Patlayıcı kuvvet, hız ve çeviklik içeren parametrelerinden dolayı yaralanmalara açık bir spor branşıdır (44).

Voleyboldaki yaralanmalar, sıçrama ve yere iniş sırasında gerçekleşmesinin yanı sıra topu karşılama ve blok aktivitesinde de gerçekleşebilir. Mevkilere göre spesifik yaralanmalar görülen voleybolda pasör oyuncularında el bileği tendinitleri, parmak yaralanmaları; smaçörlerde ayak bileği burkulmaları, omuz instabilitesi, spondilolizis, patellar tendinit; servisçilerde omuz instabilitesi; blokçu parmak yaralanmaları, ayak bileği burkulmaları, patellar tendinit; karşılayıcılarda kontüzyonlar, üst ekstremitte yaralanmaları, De Quervain tenosinoviti, bel ağrısı görülebilir (45). Yaralanma, atak ve blok sırasında daha fazla oluşur. Akut yaralanmalara göre aşırı kullanım yaralanmaları özellikle elit sporcularda daha sık rastlanır. Yaralanmalar en sık, file önü blok sıçramasının yere düşme fazında sporcunun takım veya rakip oyuncunun ayağına basması, file veya direğe temas, topla temas halindeyken, kötü zemin varlığında meydana gelir (46).



Voleybolcuların yaşadığı en sık akut yaralanma ayak bileği burkulmalarıdır ve her iki cinsiyette de bu spordaki yaralanmaların %41 oranıyla neredeyse yarısını oluşturmaktadır. Yaklaşık 4-5 hafta müsabakadan uzak durmasına neden olabilecek bu yaralanma göz ardı edilmemelidir. En sık yaralanma mekanizması temasa bağlı olarak gerçekleşen inversiyon burkulmalarıdır. Ayak bileği burkulması geçiren sporcuda tekrar burkulma oranı yaklaşık %80'dir. Yaralanmayı takip eden ilk altı ayda burkulma riski daha yüksektir (46). 6-12 ay içinde ayak bileği burkulma hikayesi olanların yaralanma geçirmemiş olanlara göre tekrar burkulma oranı yaklaşık on kat fazla bulunmuştur (5).

## 2.6. İnstabilite ve Patlayıcı Kuvvet

Anaerobik kapasite, laktik asit ve ATP- kreatin fosfat sisteminden oluşur ve anaerobik mekanizmadaki toplam enerjidir (47). Voleybol, futbol, atletizm gibi hızlı çıkışlar içeren sporlarda enerjinin büyük bir kısmı, glikoliz ve anaerobik metabolizmanın ana kaynağı olan fosfojen enerji sisteminden karşılanır (48). Hızlı kasılmalar sırasında düşük eşikli motor üniteler uyarılır ve maksimum kuvvet üretmek için daha fazla motor ünite aktive olur. Birim zamanda yapılan iş olan anaerobik güç uzun süre devam ettirilemez ve yorgunlukla sonuçlanır. Minimum sürede maksimum kuvvet açığa çıkarabilme yeteneği olan patlayıcı kuvvet, voleybol gibi güç ürtme süresinin kısa olduğu sporlarda üzerinde durulması gereken fiziksel uygunluk parametresidir.

Patlayıcı kuvveti değerlendirmek için Wingate anaerobik testi gibi laboratuvar testleri, dikey sıçrama, sağlık topu fırlatma testleri gibi saha testleri kullanılabilir (48, 49).

Maksimum anaerobik yorgunluğun dinamik denge performansı üzerine negatif etkisi olduğu, toparlanma süresinin anterior yön için 10, posteromedial yön için 20 dakikadan az, posterolateral yön için 20 dakikadan fazla olduğu gösterilmiştir (50). KAI'nin dinamik denge performansı üzerindeki olumsuz etkisi yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (51). Bu bilgiler ışığında anaerobik kapasite denge performansını etkileyebilir ve dinamik denge performansının azalması instabilite üzerinde olumsuz sonuç doğurabilir. Patlayıcı gücün göstergesi olan vertikal sıçramalar voleybolda çok sık yer alır ve ayak bileği burkulmalarının en sık yaralanma mekanizması da

sıçramanın iniş fazında plantar fleksiyon ve inversiyon paterni sonucu oluşur (17). Bundan dolayı patlayıcı güçten sorumlu kaslar ile instabilite arasındaki ilişki araştırılmalıdır.

## 2.7. İnstabilite ve Denge

Santral sinir sistemi dengeyi kontrol etmek için vestibüler, görsel, proprioseptif bilgileri birleştirir, yorumlar ve motor yanıt için emir verir. Duyunun üst düzeylere eksiksiz ve doğru iletilmesi uygun motor cevap için önemlidir. Propriosepsiyon, eklemlerin hangi pozisyonda olduğunu algılamaya, eklemi güvenli pozisyonda tutmaya, dengeyi korumaya, sıçramaya, koşmaya, çeviklik içeren aktivitelerin yerine getirilmesine olanak verir. Propriyoseptörler vücut hareketlerinin düzgün bir şekilde yapılmasını sağladığı için denge kontrolüne önemli katkı sağlar.

Voleybolda topun takibi ve rakip oyuncunun hareketleri ile ilgili görsel bilgi toplamaya odaklanıldığı için derin duyu ve vestibüler duyuların katkısıyla dengenin kontrolü sağlanmaya çalışılır (39). Denge yeteneğindeki azalma uygun motor cevabın oluşmamasına neden olarak ayak bileği eklemine yaralanmalara açık hale getirebilir (22).

KAI'li bireylerde azalmış propriyosepsiyon ve kas gücü, değişmiş postüral denge ve nöromüsküler kontrol gibi sensorimotor bozukluklar görülür (9). Kompleks bir eklem olan ayak bileği, proksimal yapılardaki statik ve dinamik yapılardan etkilenir (22). Kinetik zincirdeki herhangi bir etkilenim denge kontrolünü azaltır. Kalça kaslarının zayıflığı lateral ayak bileği burkulması için risk oluşturduğu genç sporcularda bulunmuştur (52, 53). KAI'li bireylerde Y- Denge Testi sırasında gluteus max kas kalınlıkları ultrason ile değerlendirilmiş, sağlıklı bireylere göre kas kalınlıklarında artış gözlemlenmiştir (22).

## 2.8. İnstabilite ve Kor Stabilite

Kor stabilite tanımı Wilson, Dougherty, Ireland ve Davis tarafından pertürbasyonu takiben lumbo-pelvik kalça kompleksinin dengeyi yeniden sağlaması; Kibler, Press, Sciascia tarafından terminal segmentin hareket ve pozisyonunu kontrol edebilmesi olarak tanımlanmıştır (23, 54). Kor kuvveti ise fonksiyonel stabiliteyi devam ettirmek için spinal kasların kontrolü olarak tanımlanır.

Stabilizasyon fonksiyonel olarak birbirine bağlı olan nöral, aktif, pasif sistemden oluşur (55-57). Nöral sistem golgi tendon organı, kas iğciği, ligamentler aracılığıyla stabiliteye katkıda bulunur (56). Aktif sistem kas ve tendonlardan oluşur. Gövde ekstansör grup kaslar antigravite kaslarıdır ve güç üretme kapasitesi fazla olan gövde fleksör kas grubu yüksek patlatıcılık yeteneğe sahiptir. Gövdenin derin kaslarından olan transversus abdominus kası gövde hareketlerinde optimal boyunu koruduğu için gövde stabilizasyonunda anahtar kas olarak görev yapar (58). Aynı zamanda intraabdominal basıncı arttırarak lumbar omurgaya binen kompesif yüklenmeyi azaltır. İnternal oblik kası en yüksek fizyolojik kesit alanına sahiptir dolayısıyla güç üretme kapasitesi fazladır (57). Multifidus kasının sarkomer boyu kısadır dolayısıyla oluşturduğu hareket genişiliği azdır ve stabilizasyonda görev alır (59, 60). Transversus abdominus ve multifidus kasları omuz hareketinden 30 milisaniye, alt ekstremitte hareketinden 100 milisaniye daha önce kasılarak stabiliteye katkı sağlarlar (57). Pasif sistem ise ligamentler ve faset eklemlerden oluşur (56).

Kor bölgesi posterior longitudinal, posterior oblik, lateral, anterior oblik olmak üzere dört myofasial askı sisteminden oluşur. Posterior longitudinal askı sisitemi peroneus longus kası, biceps femoris kası, sacrotuberous ligament, kontralateral erector spinadan; posterior oblik askı sistemi gluteus maximus kası, torokolumbar fasya, kontralateral latissimus dorsi kasından; lateral askı sistemi ipsilateral kalça adduktorleri, gluteus medius ve minimus kasları, kontralateral quadratus lumborum kasından; anterior oblik askı sistemidestek ayağının adduktorleri, ipsilateral internal oblikler, kontralateral eksternal obiklerden oluşmaktadır. Askıların başlangıcı veya sonunun olmadığı hepsinin birbirine bağlı olduğu böylelikle kuvvetlerin aktarılmasında birbirine bağlanarak görev aldığı düşünölmektedir. (61, 62).

Farklı spor dallarında çok sayıda çalışmada kor eğitiminin denge, güç üzerine etkisi gösterilmiştir (24, 63, 64). Gövde stabilizasyonu yaralanmaların önlenmesinde ve azaltılmasında rol oynar (60,61). Voleybolda sma ve servis sırasında spinal kolonun rotasyon ve hiperekstnsiyonu ile omurga strese maruz kalır (65). Bu yüzden sma ve servis pozisyonunun sık yer aldığı bu spor dalında kor bölge kaslarının ve kinetik zincir modeli dikkate alındığında bu kasların diğer bölge kas grupları ile ilişkisinin değerlendirilmesi önemlidir.

## 2.9. Kas Mimarisi ve Görüntüleme Yöntemleri

Kaslar, yapısal olarak büyük benzerlik göstermesine rağmen fonksiyonel olarak farklılıklar içerir. Kasın lif uzunluğu, pennasyon açısı, fizyolojik enine kesit alanı, sarkomer uzunluğu kas fonksiyonunun temel unsuru olan kas mimarisinin ölçülebilir parametreleridir. Kas mimarisi; güç üretimi ve hareketin fizyolojik temelini öğrenerek bir kas grubundan ne kadar faydalanabileceğimizi öğrenmek, elektromiyografi elektrot yerleşimini belirlemek, normal eklem hareketi sırasında oluşan kas yaralanmasının mekanik temelini bulmak, bir kas konsantrik kasılmada mı yoksa eksantrik kasılmada mı yaralanıyor sorusuna cevap aramak, tendon veya kas transferlerinde karar vermek için önemlidir (66).

Longitudinal veya paralel yerleşimli kaslar, lif yönü ile kuvvet ekseninin paralel olduğu, açılma göstermediği kaslardır. Kas lifi ile kuvvet eksenini arasında tek bir açılma gösteren kaslar unipennat, farklı derecelerde açılma gösteren kaslar ise multipennat olarak tanımlanır (67).

Kasın fizyolojik enine kesit alanındaki değişimler kasın oluşturduğu kuvvet hakkında bilgi verir. Bu değişimlerden biri pennasyon açısıdır. Pennasyon açısı 0-30 derece arasında değişmektedir (67). Pennasyon açısı ne kadar yüksekse o kadar fazla kuvvet aktarımı olur. Multipennat ve yüksek pennasyon açılı unipennat kaslar, pennasyon açısı düşük olan kaslara göre daha fazla kuvvet oluştururlar (67).

Kas lifi uzunluğu ile kasın ekskürsiyon yeteneği arasında doğru orantı vardır. Kas lifi ne kadar uzunsa longitudinal yer değiştirmesi de o oranda fazla olur (67). Uzun lifli kaslar hızlı kontraksiyon yeteneğine, kısa lifli kaslar yavaş kontraksiyon yeteneğine sahiptir. Kısa lif uzunluğuna sahip kaslar yüksek kuvvet üretme kapasitesine ve stabiliteye sahiptir.

Kasın kasılabilen en küçük fonksiyonel birimi sarkomerdir. Sarkomer uzunluğu 2.6 mikrometre olduğunda kastan maksimum kuvvet alındığı gösterilmiştir (67). Sarkomer uzunluğunun optimum olduğu pozisyonda aktin ve miyozin filamentleri çapraz köprü oluşturabilecek mesafeye sahip değildirler. Sarkomer boyundaki azalmada ise aktin ve miyozin filamentlerinin birbiri üzerinde kayacağı alan kaybolur. Her iki durumda da kas kuvvet üretme kapasitesi azalacaktır (67).

Fasikül uzunluğu ve pennasyon açısı manuel yöntemlerle ilk kez kadavralar üzerinde değerlendirilmiş fakat bu yöntem kasın kontraksiyon sırasındaki

parametrelerini göstermediği için artık uygulanmamaktadır (68, 69). Günümüzde manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi kas mimarisinde altın standart olarak kabul edilmektedir (70). Ancak bu görüntüleme yöntemleri radyasyona maruz kalma, maliyet, değerlendirme süreleri açısından ultrasona göre daha az kullanılan birlik ve pratiklik sağlar (71).

Ultrason transdüserden dokulara aktarılan yüksek frekanslı ses dalgalarıdır (72). 20-20000 Hertz işitilebilir ses frekanslarından daha yüksek frekansa sahiptir. Çeşitli modlarda ultrason tipleri vardır. Bunlardan A-Mod ultrason göz taramasında, M –mod ultrason ekokardiografide, B-Mod ultrason abdomen ve kas iskelet sistemi görüntülemesinde kullanılır. B-Mod ultrasonda probdan üretilen ses demedi dokular içinde ilerlerken kırılıp yansır (72). Dokular sese karşı anatomik özelliklerine ve hareketine göre farklı parlaklıkta gri tonlarda noktalar olarak iki boyutlu ekranda görüntülenir. Ultrason dalgaları farklı dokularda farklı hızda ilerler. Dokunun yoğunluğuna ve boyutuna göre ses dalgaları absorbe olur, yansır, saçılır. Ses hızı Yumuşak dokuda 1570 m/sn kemikte 3000 m/sn'dir (72). Dokuların ses dalgasına karşı farklı dirençleri olduğu için yankı da farklılık gösterir. Görüntüde yansıtıcı özelliği fazla olan dokular daha beyaza yakın gri, yansıtıcı özelliği az olan dokular siyaha yakın gri olarak görülür. Örneğin kemik korteks oldukça yansıtıcı olduğu için daha beyaza yakın gri, mesane siyaha yakın gri, yumuşak doku orta düzeyde gri renkte temsil edilir. Görüntüleme sırasında kullanılan ultrason jeli hava ile cilt arasındaki yoğunluk farkını azaltarak ses dalgalarının cilde geçmesine izin verir. En sık kullanılan transdüserler düşük frekanslı konveks prob ve yüksek frekanslı lineer prob, fay dizilimi mikrokonveks problardır. Yüzeysel dokuların ve kas iskelet sisteminin görüntülenmesinde yüksek frekanslı lineer proplar kullanılır. Diğer prob çeşitleri abdomen gibi daha derin yapılardan uygun görüntü alınmasına izin verir (72).

Günümüzde kas mimarisini in-vivo değerlendirmek için brightness-mode ultrasonography kullanılır (73). Kasın yapısı üç boyutlu olmasına rağmen ultrason iki boyutlu görüntüleme sağlar. Bu iki boyutlu görüntü, görselleşme düzlemi sağlayarak bir kasın enine kesiti, longitudinal eksen boyunca görüntülenebilir. Görselleşme düzleminin kasın kontraksiyon düzlemi ile tutarlı olduğu bulunmuş (74), kas mimarisinin ölçülebilir parametrelerinin değerlendirilmesinde kullanımının mümkün olduğu belirtilmiştir (73, 74).

Bu tez çalışmasında kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda transversus abdominis, lumbar multifidus, vastus lateralis ve lateral gastrocnemius kas morfolojisinin patlayıcı kuvvet ve denge performansı üzerine etkisi araştırılmış ve gruplar arasında kasların morfolojik özellikleri, saha testlerinin sonuçları karşılaştırılmıştır. Araştırma sonuçlarına göre KAI varlığının proksimal yapılar üzerindeki morfolojik özellikleri ile denge ve patlayıcı güç arasındaki ilişki belirlenerek instabiliteden etkilenen parametreler doğrudusunda önerilerde bulunulacaktır.

### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

#### 3.1. Bireyler

Bu çalışma kesitsel çalışma olarak dizayn edildi. Aralık 2022- Mayıs 2023 tarihleri arasında Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Sporcu Sağlığı Ünitesi, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı, MKE Ankaragücü Spor Kulübü iş birliğiyle gerçekleştirildi. Çalışmaya yaşları 14-22 yıl arası olan kontrol grubuna 12, instabilite grubuna 16 voleybolcu olacak şekilde 28 kadın voleybolcu dahil edildi. Konu ile ilgili literatür taranmış ve yaptığımız çalışmaya en yakın olan McCann ve arkadaşlarının (75) kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde lumbopelvik stabiliteyi değerlendiren 2021 yılında yaptığı çalışma referans alınarak KAİ grubu 12, kontrol grubu 12 voleybolcu olacak şekilde çalışmaya alınacak sporcu sayısı 0.45 etki büyüklüğü ile % 80 güç hesaplaması ile belirlendi.

Çalışma için gerekli izin Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurul'undan GO 22/885 numarası ile alındı.

Çalışmaya dahil edilen sporcular ve aileleri çalışmanın amacı, değerlendirme yöntemleri hakkında bilgilendirildi ve Helsinki Deklarasyonu'na uygun olarak onay istendi. Çalışma Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nca öngörülen aydınlatılmış onam formu katılımcılar ve 18 yaş altı sporcular için aileleri onay verdikten sonra uygulandı.

#### Dahil edilme kriterleri

#### Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubu

Aşağıdaki kriterlerin tümünü sağlayan hastalar çalışmaya dahil edildi. Ayak Bileği Konsorsiyumu'nun belirlemiş olduğu dahil edilme kriterleri kabul edildi.

1. Bireylerin voleybol branşında en az 5 yıl aktif sporcu olmaları,
2. Bireylerin ilk burkulma hikayeleri çalışmadan en az 1 yıl önce inflamatuvar semptomlarla (ağrı, şişme) ilişkili olmalı,
3. Bireylerin unilateral ayak bileği burkulması olmalı,
4. En yeni burkulma çalışmaya başlama tarihinden 3 ay önce veya daha fazla bir sürede gerçekleşmiş olması,

5. Sporcuların 6 ay içinde en az 2 defa boşalma hissi yaşamaları,
6. Sporcuların geçmişte hiç ayak bileği fraktürü hikayesi olmaması,
7. Sporcuların alt ekstremitede sensorimotor fonksiyonu etkileyecek hiçbir cerrahi işlem geçirmemiş ve dahili hastalıkları olmaması,
8. Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesinin Tanımlanması anketinin puanı 11 üzeri olmalı,
9. Ayak ve Ayak Bileği Yetenek Ölçeği puanı %90'dan az olmalı,
10. Ayak ve Ayak Bileği Yetenek Ölçeği Spor puanı %80'den az olmalı,
11. Cumberland Ayak Bileği İnstabilite Anketi (CABIA) 24 puandan az olmalı,
12. Ayak ve Ayak Bileği Sonuç Puanı üç veya daha fazla kategoride %75'ten az olmalı olarak belirlendi.

#### **Kontrol grubuna dahil edilme kriterleri**

1. En az 5 yıldır haftada en az 3 gün 1 saat voleybol antrenmanı yapmak,
2. Cumberland Ayak Bileği İnstabilite Anketi puanı 25 veya daha yüksek olması,
3. Tegner aktivite seviyesi 4 ve üzeri olması,
4. Ölçümleri engelleyecek sistemik bir hastalığa sahip olmamak olarak belirlendi.

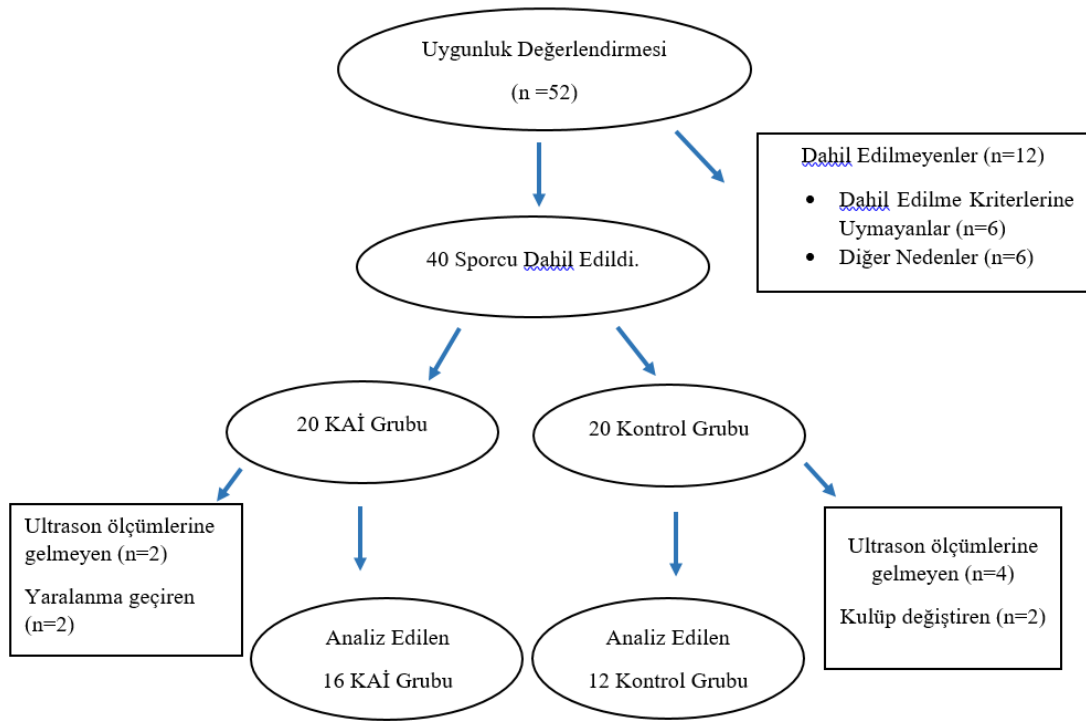
#### **Çalışma dışı bırakma kriterleri**

1. Ayak bileği, diz, kalça ameliyatı geçirmiş olmak,
2. Bileteral ayak bileği instabilitesine sahip olmak,
3. Kalça ve dize ait bilinen kas-iskelet sistemi yaralanması geçirmiş olmak,
4. Omurga cerrahi öyküsü, bilinen spinal patolojisi olmak,
5. Değerlendirme sürecinde ayak bileği burkulması geçirmiş olmak olarak belirlendi.

#### **Çalışmadan çıkarma kriterleri**

Herhangi bir dönemde olurlarını geri çekmek.





**Şekil 3.1.** Akış diyagramı

### 3.2. Yöntem

Çalışma 2 aşamada gerçekleştirildi. İlk aşamada önce sporcuların demografik bilgileri, Ayak Bileği Konsorsiyumu'nun belirlemiş olduğu dahil edilme kriterlerinde yer alan anketler sorgulandı daha sonra saha testleri değerlendirildi. İkinci aşamada sporcuların kas morfolojik özelliklerini değerlendirmek için radyolojik ölçümleri (ultrason) aynı radyolog tarafından gerçekleştirildi. Ultrason ölçümleri sırasında radyoloğa sporcuların KAİ ya da kontrol grubuna dahil olup olmadıkları konusunda bilgi verilmedi. Gözlemci içi güvenilirlik için raslantısal olarak ikinci ölçümler bir hafta sonra tekrarlandı.

#### 3.2.1. Demografik Bilgiler ve Fiziksel özellikler

Çalışmaya dahil edilen sporcuların vücut ağırlığı (kg), boy uzunluğu (cm), vücut kitle indeksi ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ), yaş (yıl), alt ekstremite uzunluğu (cm), dominant tarafı, spor yaşı, en son geçirdiği ayak bileği burkulması, boşalma hissi, daha önce geçirdiği yaralanmalar kaydedildi.

### 3.2.2. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Teşhisi

İnstabilitenin belirlenmesinde dahil edilme kriterlerinde yer alan öz değerlendirme anketleri kullanılmıştır.

Ayak ve Ayak Bileği Yetenek Ölçeği Çelik ve ark. tarafından Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılmış ve ICC değeri 0.87-0.89 arasında bulunmuştur. Ankette 21 soru günlük yaşam aktiviteleri ve 8 soru spor alt ölçeğinden oluşmak üzere toplam 29 soru vardır. Günlük yaşam aktivitelerini içeren bölümün en yüksek puanı 84, spor aktivitelerini içeren bölümün en yüksek puanı 32'dir. Puanlama 0 yapılamıyor, 4 zorluk olmadan yapılabiliyor şeklindedir. Puanlama her bir alt gruptan elde edilen puanın en yüksek alt grup puanına bölünüp yüzdesinin alınmasıyla yapıldı (76).

Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilitesinin Tanımlanması anketi ilk soru puanlamaya dahil edilmeyen 10 sorudan oluşur. Anketten maksimum alınan puan 37'dir ve yüksek puan instabilite ile ilişkilidir. Tayfur ve ark. tarafından Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılmış olan anketin ICC değeri 0,94 bulunmuştur (77).

Ayak ve Ayak Bileği Sonuç Skoru: günlük yaşam aktiviteleri, spor, yaşam kalitesi, ağrı ve diğer semptomlarla ilgili parametreleri ölçmektedir. 42 sorudan oluşan anket, 5 ayrı alt gruptan oluşur. Bunlar; ağrı (9 soru); tutukluk, şişlik gibi diğer semptomlar (7 soru); günlük yaşam aktiviteleri (17 soru); spor ve rekreasyonel aktiviteler (5 soru) ve son olarak yaşam kalitesidir (4 soru). Likert tipi olan ölçekte her soru için (hayır, hafif, orta, şiddetli, çok şiddetli) beş ayrı cevap kullanılmaktadır. Karatepe ve ark. tarafından Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılan anketin ICC değeri beş alt grup için 0,70-0,96 arasında bulunmuştur (78).

Cumberland Ayak Bileği İnstabilite Anketi: yürüme, tek ayak üstünde durma, koşma, merdivenden inme, sıçrama gibi farklı aktivitelerde ayak bileğindeki ağrı ve dengesizlik hissini sorgular. Dokuz sorudan oluşan ölçekten alınan maksimum puan 30'dur ve düşük puan instabilite varlığını gösterir. Fonksiyonel ayak bileği instabilitesine sahip kişilerde tekrar burkulma riski hakkında bilgi verebilir. ICC değeri 0,96 olarak bulunan anket geçerli ve güvenilir olarak gösterilmiştir (79).

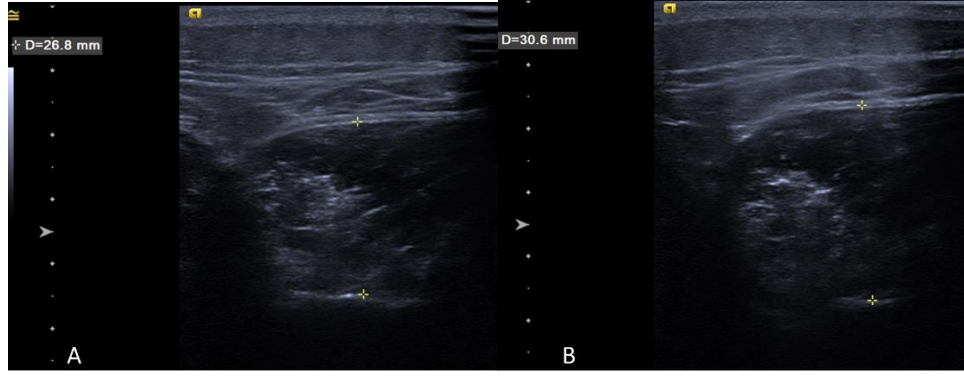
Uluslararası Ayak Bileği Konsorsiyumu'nun belirlemiş olduğu dahil edilme kriterlerine uyan sporcular KAİ grubuna dahil edildi (80).

### 3.2.3. Morfolojik İnceleme

Tüm ultrason ölçümleri sporcuların instabilite durumunu bilmeyen aynı radyolog tarafından yapıldı. ACUSON S3000 (*Siemens Medical Solution, Mountain View, CA, USA*) tarafından üretilmiş lineer prob (VF12-4 MHz) içeren Doppler ultrason makinesi kullanılarak kasların ölçülebilir mimari parametreleri incelendi. Çalışmamızda transversus abdominis, lumbar multifidus, vastus lateralis, lateral gastrocnemius kaslarının ve ATFL'nin morfolojik özellikleri ultrason ile değerlendirildi. Denetçi içi güvenilirliği değerlendirmek için rastgele belirlenen sporcuların tüm kasları bir hafta sonra günün aynı saatinde ikinci kez incelendi. Statik ve dinamik ölçümler sırasında kas mimarisini değerlendirmek için kullanılan ultrason geçerli ve güvenilir bir yöntemdir (81, 82). Kas morfolojik özellikleri, KAİ grup içi karşılaştırmalar için etkilenen ve etkilenmeyen taraf; gruplar arası karşılaştırmalar için ise KAİ grubu etkilenen taraf ile kontrol grubu baskın taraf değerleri kullanıldı.

Lumbar multifidus kası için gözlemci içi ile gözlemciler arası ICC değerleri sırasıyla 0,94 ve 0,99 bulunmuştur (83). Lumbar multifidus kasın ölçümleri statik ve submaksimal kasılma sırasında sporcu yüzüstü pozisyonda yatarak L4-5 segment hizasında gerçekleştirildi. Statik ölçümler kollar gövde yanında, baş nötral pozisyonda konumlandırılmış şekilde alındı. Dinamik ölçümler için sporcu, kontralateral dirsek 90 derece, omuz 120 derece fleksiyonda olacak şekilde pozisyonlandı ve ardından ön kolun distal kısmından submaksimal direnç verildi. Bu sırada sporculara kolunuzu yaklaşık 5 cm yukarı kaldırın talimatı verilerek dinamik ölçümler alındı (83). Ölçümler sağ ve sol taraf için tekrarlanarak kas kalınlığı mm cinsinden kaydedildi (Şekil3.2.). Kas kalınlık değişim yüzdesi aşağıdaki denklemden hesaplanmıştır (83).

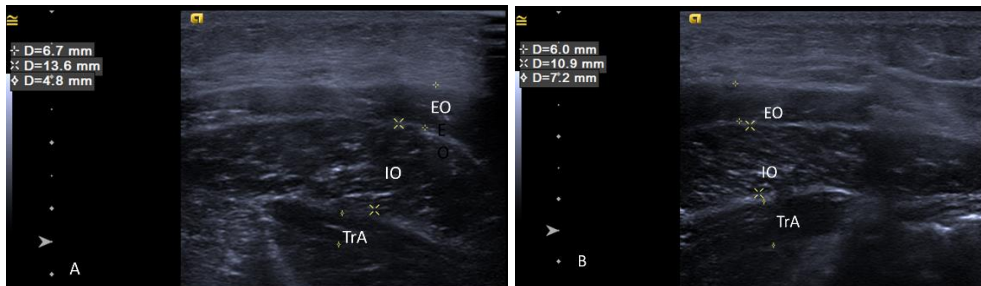
$$\text{Kas Kalınlığı}_{\text{dinamik}} - \text{Kas Kalınlığı}_{\text{statik}} / \text{Kas Kalınlığı}_{\text{statik}} * 100$$



**Şekil 3.2.** A) Lumbar multifidus kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını B) Lumbar multifidus kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını gösteren ultrason görüntüsü

Transversus abdominis kası için gözlemci içi ile gözlemciler arası ICC değerleri sırasıyla 0,96 ve 0,88 bulunmuştur (83). Transversus abdominis kasın morfolojik incelemesi sporcu sırtüstü pozisyonda yatarken gerçekleştirildi. Statik ölçümler sırasında sporcudan rahat olması, kassal aktivasyon yapmaması istendi. Kasın dinamik değerlendirmesi için tüm sporculara ölçümlerden önce *abdominal drawing-in* manevrası öğretildi ve kasın mimarisindeki değişiklikler *abdominal drawing-in* manevrası sırasında alındı (83). Katılımcılardan omuzlarında hareket oluşturmadan manevrayı yapması istendi. Manevranın daha kolay anlaşılmasını sağlamak için sporculara sanki dar bir pantalona giriyormuş benzetmesi yapılarak kasılmanın gerçekleştirilmesi sağlandı. Ölçümler her iki taraf için de gerçekleştirildi ve kas kalınlığı mm cinsinden kaydedildi Şekil(3.3.). Kas kalınlık değişim yüzdesi aşağıdaki denklemden hesaplanmıştır (83).

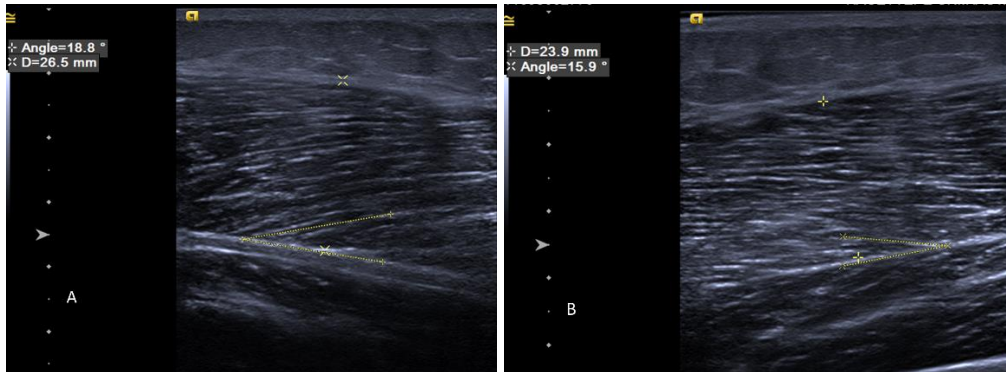
$$\text{Kas Kalınlığı}_{\text{dinamik}} - \text{Kas Kalınlığı}_{\text{statik}} / \text{Kas Kalınlığı}_{\text{statik}} * 100$$



**Şekil 3.3.** A) M. Transversus abdominis kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını B) M. Transversus abdominis kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını gösteren ultrason görüntüsü

Vastus lateralisin kas kalınlığı, pennasyon açısı ve fasikül uzunluğu hem istirahat hem de kontraksiyon sırasında alındı. Pennasyon açısı, kas fasikülü ile derin aponevroz arasında oluşan açı olarak tanımlandı (84). Fasikül uzunluğu, kas kalınlığı ve pennasyon açısından hesaplandı (85). Vastus lateralisin statik ölçümleri bacaklar düz olacak şekilde sırtüstü statik pozisyonunda ölçüldü. Kas kalınlığı ve pennasyon açısı uyluğun orta noktasından alındı (86). Bu belirlenen nokta işaretlenerek statik ve dinamik ölçümler aynı yerden yapıldı. Kasın kontraksiyon sırasındaki morfolojik özellikleri, sporcu eller göğüste çaprazlanmış dik oturma konumunda iken değerlendirilecek tarafın diz ekstansiyonu sırasında alındı. Kas kalınlığı ve fasikül uzunluğu mm, pennasyon açısı derece şeklinde kaydedildi (Şekil 3.4.). Değerlendirmeler her iki ekstremite için de yapıldı. Vastus lateralisin kas kalınlığı pennasyon açısı ve fasikül uzunluğu için sınıf içi korelasyon katsayıları sırasıyla 0,99, 0,86, 0,95 olarak gösterilmiştir (87). Vastus lateralis kası fasikül uzunluğunu belirlemek için aşağıdaki formül kullanılmıştır.

$$\text{Fasikül uzunluğu} = \text{kas kalınlığı} / \sin(\text{pennasyon açısı})$$

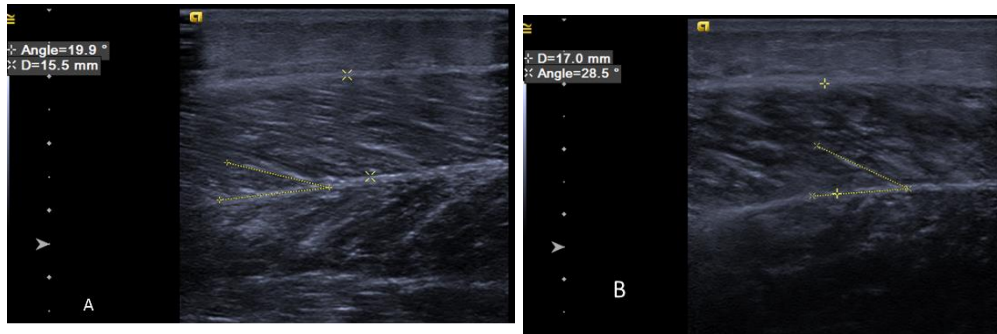


**Şekil 3.4.** A) M. Vastus lateralis kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını ve pennasyon açısı B) M. Vastus lateralis kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını ve pennasyon açısı gösteren ultrason görüntüsü

Lateral gastrocnemius kası fasikül uzunluğu, pennasyon açısı, kas kalınlığı için ICC değerleri sırasıyla 0,91, 0,94, 0,99 olarak bulunmuştur (88). Lateral gastrocnemius kası fasikül uzunluğu, kas kalınlığı, pennasyon açısı statik ve kontraksiyon sırasında alındı. Pennasyon açısı, kas fasikülü ile derin aponevroz arasında oluşan açı olarak tanımlandı (84). Fasikül uzunluğu, kas kalınlığı ve

pennasyon açısından hesaplandı (89). Lateral gastroknemius kası için statik ölçümler yüzüstü dinlenme pozisyonunda alınarak kas kalınlığı ve pennasyon açısı bacağın üçte ikilik üst mesafesinden ölçüldü (86). Kasın ölçüm için belirlenen noktası işaretlendi ve dinamik ölçümler de bu işaretlenen noktadan yapıldı. Dinamik ölçümler için sporcudan parmak ucuna yükselmesi istendi ve kontraksiyon sırasındaki kasın kalınlığı, fasikül uzunluğu ve pennasyon açısı bu pozisyonda alındı. Ölçümler bilateral olarak gerçekleştirildi. Pennasyon açısı derece, kas kalınlığı ve fasikül uzunluğu mm cinsinden kaydedildi (Şekil 3.5). Lateral gastroknemius kası fasikül uzunluğunu belirlemek için aşağıdaki formül kullanılmıştır.

$$\text{Fasikül uzunluğu} = \text{kas kalınlığı} / \cos(\text{pennasyon açısı})$$



**Şekil 3.5.** A) M. Lateral gastroknemius kası dinlenme sırasındaki kas kalınlığını ve pennasyon açısı B) M Lateral gastroknemius kası kontraksiyon sırasında kas kalınlığını ve pennasyon açısı gösteren ultrason görüntüsü

Anterior talofibular ligament kalınlığı için ICC değeri 0,96, uzunluğu için 0,94 olarak bulunmuştur (90). Ölçümler tibia 10- 15 derece internal rotasyon, ayak bileği 10-20 derece kadar plantar fleksiyon pozisyonunda iken alındı. ATFL'nin kalınlığını talus ve lateral malleolun orta noktasından, ligamentin uzunluğu lateral malleol ile talus arasından ölçülerek mm cinsinden kaydedildi (Şekil 3.6.).



**Şekil 3.6.** Anteriortalofibular ligamentin kalınlığını ve uzunluğunu gösteren ultrason görüntüsü

### 3.2.4. Kor Stabilizasyon Değerlendirmesi

Çalışmaya dahil edilen sporcuların kor bölge stabilizasyon değerlendirilmesi Sahrman's *Core* Stabilite Testi kullanılarak gerçekleştirildi.

#### Sahrman's *Core* Stabilite Test

Dekart ve ark. bu testin sınıf içi korelasyon katsayıları (ICC) değerini 0,65 olarak bulmuşlardır (91). Ölçümlerde Stabilizer Basıncılı Biofeedback Ünitesi (Chattanooga, USA) kullanıldı. Sporcu sırtüstü pozisyondayken stabilizer sporcunun lumbar bölgesine yerleştirildi ve basıncı 40 mmHg olarak ayarlandı. Test öncesinde sporcuya transversus abdominis kasının kasıldığı abdominal korseleme manevrası öğretildi. Sporcudan test sırasında cihazdaki basıncı 40 mmHg'da tutması istendi. Beş seviyeden oluşan test, zorluk derecesi artarak devam eder ve başarılı bir şekilde aşamayı tamamlayan sporcu bir sonraki seviyeye geçer. Stabilizerdeki basınç değişimi 10 mmHg'dan fazla olduğunda test sonlandırıldı ve yapabildiği bir önceki seviye kaydedildi.

Seviye 1: Lumbar bölgeye 40 mmHg'ya ayarlanan stabilizer yerleştirildikten sonra sporcudan korseleme manevrası ile birlikte ekstremitelerini tek tek 100° kalça fleksiyonuna getirmesi istendi (Şekil 3.7.). Testin derecesi çok düşük olarak geçen bu pozisyon diğer seviyeler için başlangıç pozisyonu olarak kabul edilir (92).



**Şekil 3.7.** Sahrman'nın *Core* Stabilite seviye 1

Seviye 2: Başlangıç pozisyonundaki sporcudan tek taraflı topuğunu yere indirmesi ardından dizini tam ekstansiyona alması ve daha sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi istendi (Şekil 3.8.). Test, düşük seviye olarak da tanımlanır (92).



**Şekil 3.8.** Sahrman'nın *Core* Stabilite seviye 2

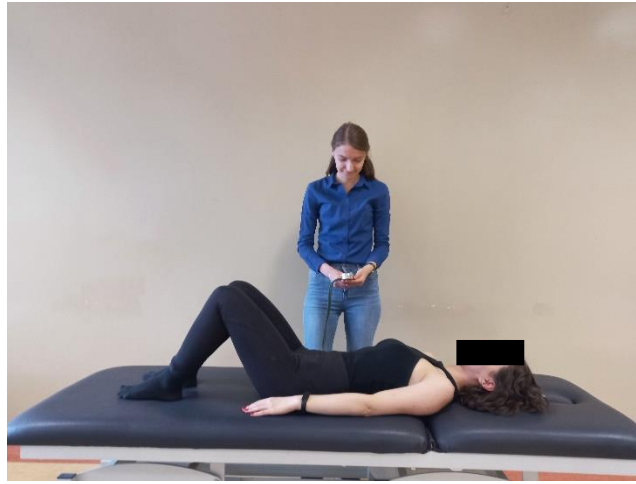
Seviye 3: Başlangıç pozisyonundaki sporcudan tek taraflı topuğunu yerden yaklaşık bir karış yukarıda olacak şekilde yere indirilmesi, dizini ekstansiyona alması ve ardından başlangıç pozisyonuna dönmesi istendi (Şekil 3.9.). Test, orta seviye olarak da tanımlanır (92).





**Şekil 3.9.** Sahrman'nın *Core* Stabilite seviye 3

Seviye 4: Başlangıç pozisyonundaki sporcudan iki alt ekstremitesinin topuklar yerle temas edene kadar indirilmesi daha sonra her iki dizinin de tam ekstansiyona getirilmesi ve hareketi tamamladıktan sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi istendi (Şekil 3.10.). Test, yüksek seviye olarak da tanımlanır (92).



**Şekil 3.10.** Sahrman'nın *Core* Stabilite seviye 4

Seviye 5: Başlangıç pozisyonundaki sporcudan iki alt ekstremitesinin topuğunu yerden yaklaşık bir karış yukarıda olacak şekilde aşağıya indirilmesi her iki dizinin de tam ekstansiyona getirilmesi ve hareketi tamamladıktan sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi istendi (Şekil 3.11.). Test, çok yüksek seviye olarak da tanımlanır (92).



**Şekil 3.11.** Sahrman's *Core* Stabilite seviye 5

### 3.2.5. Denge Değerlendirmesi

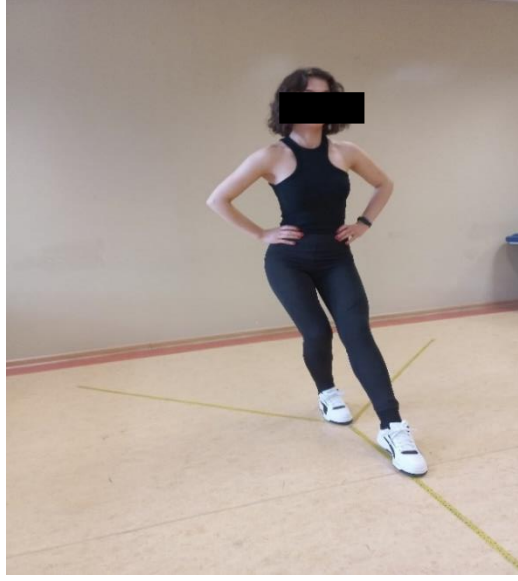
Çalışmaya alınan sporcuların alt ekstremitte dinamik denge performansı Y-Denge Testi ile değerlendirildi.

#### Alt Çeyrek Y-Denge Testi

Alt çeyrek Y-Denge Testi, alt ekstremitte dinamik dengesini, nöromusküler kontrolünü değerlendirmede ve ekstremitte yaralanma riskini tahmin etmede kullanılan bir testtir (93). Testin ICC değerleri anterior yön için 0,93, posteromedial yön için 0,91 ve posterolateral yön için 0,85 olarak bulunmuş ve yüksek test-tekrar test güvenilirliği göstermiştir (94).

Sporcular, ayakkabının etkisini ortadan kaldırmak için testi ayakkabısız gerçekleştirdi (95). Dominant alt ekstremitte hangi ayak ile topa vuruyorsunuz sorusuna verilen cevap ile belirlendi (96). Sporcuya, test edilen ekstremitesi ile tek ayak başlangıç noktasında olacak şekilde elleri belde konumlandırılmış pozisyonda durmaları talimatı verildi. Daha sonra diğer ayağı ile mümkün olan en uzak noktaya anterior (Şekil 3.12.), posteromedial (Şekil 3.13.), posterolateral (Şekil 3.14.) olacak şekilde üç yönde dengelerini koruyarak uzanmaları ve ardından başlangıç pozisyonuna dönmeleri istendi. Uzanma bacağı ile yere basan, duruş bacağı başlangıç noktasını geçen, duruş tarafın topuğunu yerden kaldıran, ellerini belinden ayıran, başlangıç pozisyonuna dönmeden dengesini kaybeden sporcuların testi sonlandırıldı ve test tekrarlandı (94). Her yön için ölçümler üç kez alındı ve mesafe cm cinsinden not edildi

(97). Normalizasyon, her yön için ölçülen üç mesafenin ortalamasının alt ekstremité uzunluğuna bölünmesi ile yapıldı (97). Bacak uzunluk ölçümü, sırtüstü nötral pozisyonda anterior superior iliak omurgadan ipsilateral medial malleolün merkezine kadar olan uzunluk alındı ve cm cinsinden kaydedildi (97). KAİ grup içi karşılaştırmaları için etkilenen ve etkilenmeyen taraf Y denge testi sonuçları; gruplar arası karşılaştırmalar için ise KAİ grubu etkilenen taraf ile kontrol grubu baskın taraf sonuçları kullanıldı.



**Şekil 3.12.** Y denge testi anterior ölçümü



**Şekil 3.13.** Y denge testi postero-medial ölçümü



**Şekil 3.14.** Y denge testi postero-lateral ölçümü

### **3.2.6. Patlayıcı Güç Değerlendirmesi**

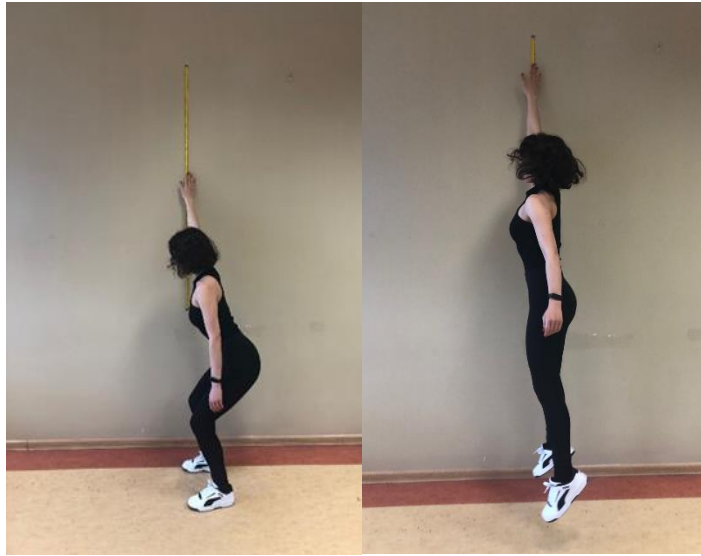
Çalışmaya dahil edilen sporcuların patlayıcı güç değerlendirmeleri Çömelerek Sıçrama ve Karşı Tarafa Sıçrama testleriyle yapıldı. Kuvvet platformu ile değerlendirilen bu testlerin güvenilirlikleri 0.97 ve 0.98 bulunmuştur (98). Güç hesaplaması her iki cinsiyet için de kullanılan, kuvvet platform ile güç hesaplama

denkleminde yüksek korelasyon gösterilen Sayers formülü ile hesaplandı (99). Sporcunun atlama yüksekliği cm cinsinden ve vücut kütlesi kg cinsinden kullanılarak aşağıdaki formül ile güç hesaplandı.

$$\text{Tepe Gücü} = 60,7 \times (\text{atlama yüksekliği [cm]}) + 45,3 \times (\text{vücut kütlesi [kg]}) - 2055$$

### Çömelerek Sıçrama

Sporculardan sıçrama öncesi çömelme pozisyonunda tek kolla uzanabildikleri kadar maksimum mesafe belirlenerek bu pozisyonda beklemesi ve kendini hazır hissettiğinde maksimum sıçraması istendi (Şekil 3.17.). İşaretlenen uzanma mesafesi ile maksimum sıçradığı mesafe arasındaki uzunluk cm cinsinden kaydedildi. Test üç kez tekrarlandı ve en yüksek deneme kaydedildi.



Şekil 3.15. Çömelerek sıçrama testi

### Karşı Tarafa Sıçrama

Sporculardan sıçrama öncesi ayakta dik pozisyonda tek kolla uzanabildikleri en yüksek mesafeye uzanmaları ve bu pozisyonda beklenmesi istendi. Sporcu kendini hazır hissettiğinde çömelme hareketi yaparak maksimum sıçramasını gerçekleştirdi (Şekil 3.18.). İşaretlenen uzanma mesafesi ile maksimum sıçradığı mesafe arasındaki

uzunluk cm cinsinden kaydedildi. Üç kez tekrarlanan testin en yüksek denemesi kaydedildi.



**Şekil 3.16.** Karşı tarafa sıçrama testi

### 3.3. İstatistiksel Analiz

İstatistikler IBM® SPSS© versiyon 23.0 yazılımında yapıldı. Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) incelendi. Tanımlayıcı analizler dağılımı normal olmayan değişkenler için ortanca ve çeyrekler arası aralık (IQR) şeklinde verildi. Gruplar arası normal dağılmayan bağımsız veri gruplarının karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi, gruplar arası normal dağılan bağımsız veri gruplarının karşılaştırılmasında bağımsız gruplarda t testi kullanıldı. Kas mimari özellikleri ile denge ve patlayıcı kuvvet arasındaki ilişkinin belirlenmesi için normal dağılan sayısal değişkenler için Pearson, normal dağılmayan sayısal değişkenler için Spearman korelasyon testleri kullanıldı. Korelasyon katsayısının 0,90-1 çok güçlü, 0,70-0,89 güçlü, 0,40-0,69 orta, 0,10-0,39 arasında olması ise zayıf korelasyon olarak değerlendirildi (100). P değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi. Kas morfolojik özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan ultrason ölçümleri için gözlemci içi güvenilirliği ICC (*Intraclass correlation coefficient*) yöntemi ve Cronbach's alfa ile belirlendi.

## 4. BULGULAR

Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan voleybolcularda patlayıcı güçten ve gövde stabilizasyonundan sorumlu kasların morfolojik özelliklerini karşılaştırmak ve bu kasların patlayıcı kuvvet ve denge performansı üzerine etkisini incelemek için tasarlanan bu çalışmaya KAİ grubuna yaş ortalaması 15,94 yıl olan 16, kontrol grubuna yaş ortalaması 16,83 yıl olan 12 sporcu olmak üzere toplam 28 sporcu dahil edildi (Tablo 4.1).

### 4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmamıza dahil edilen sporcuların yaş, spor yaşı, vücut kitle indeksi, ATFL kalınlığı ve uzunluğu açısından gruplar arasında benzer bulundu ( $p>0,05$ ). KAİ grubunun dominant ve dominant olmayan alt ekstremite uzunluğunun kontrol grubundaki sporculara göre daha düşük olduğu bulundu ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Sporcuların tanımlayıcı istatistik bulguları

Sporcu Özellikleri	KAİ Grubu (n=16)		Kontrol Grubu (n=12)	p
	Ort.±S.S./ Ortanca-IQR	Ort.±S.S./ Ortanca-IQR	Ort.±S.S./ Ortanca-IQR	
Yaş (yıl)	15,94±1,6	16,83±1,4		0,136
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )	20,49±1,6	20,87±2,1		0,602
Spor Yaşı (yıl)	6 (5-7)	8 (5-11)		0,722
Dominant Alt Ekstremitte Bacak Uzunluğu (cm)	90 (89-92)	94 (91-97)		<b>0,02 *</b>
Dominant Olmayan Alt Ekstremitte Bacak Uzunluğu (cm)	90 (89-92)	94 (91,5-96)		<b>0,022 *</b>
ATFL Kalınlığı (mm)	Sağ	3 (2,2-3,8)	2,35(1,75-3,2)	0,136
	Sol	2,6 (2,3-2,95)	2,45 (2-3)	0,389
ATFL Uzunluğu (mm)	Sağ	13,93±3,1	13,41±2,1	0,627
	Sol	13,34±2,3	14±2,09	0,470

(\* $p<0,05$ , Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, IQR: Çeyrekler arası açıklık, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, ATFL: Anterior Talofibular Ligament)

## 4.2. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubu ile Kontrol Grubu Verilerinin Karşılaştırılması

### 4.2.1. Morfolojik Özellikler

Gruplar arası lumbar multifidus ve transversus abdominis kaslarının mimari özelliklerinin değerlendirme sonuçları Tablo 4.2’de verildi. Gruplar arası TrA ve lumbar multifidus kası kas kalınlıkları ile kalınlık değişim yüzdeleri benzer bulundu ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.2.** Gruplar arası lumbar multifidus ve transversus abdominis kaslarının static ve dinamik pozisyonda morfolojik özelliklerinin karşılaştırılması

		KAİ Grubu Etkilenen Taraf Ort.±S.S. Ortanca(IQR)	Kontrol Grubu Baskın Taraf Ort.±S.S. Ortanca(IQR)	P
TrA Kas Kalınlığı (mm)	Statik	4,48±1,25	3,88±0,79	0,162
	Dinamik	7,06±1,51	6,81±1,73	0,686
	% Değişim	76,79(30,77- 95,03)	96,67(37,11- 105,90)	0,330
Lumbar Multifidus Kas kalınlığı (mm)	Statik	24,37±3,81	25,83±4,15	0,344
	Dinamik	29,06±5,43	31,58±4,83	0,215
	% Değişim	18,84±7,56	22,75±10,20	0,254

(\* $p<0,05$ , Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, IQR: Çeyrekler arası açıklık)



**Tablo 4.3.** Gruplar arası vastus lateralis kasının morfolojik özelliklerinin statik ve dinamik karşılaştırılması

VASTUS LATERALİS		KAİ Grubu Etkilenen Taraf Ort.±S.S. Ortanca(IQR)	Kontrol Grubu Baskın Taraf Ort.±S.S. Ortanca(IQR)	p
Statik	Kas Kalınlığı (mm)	20,32±3,24	21,50±2,31	0,293
	Fasikül Uzunluğu (mm)	74,42 (72,56-80,96)	83,95 (71,77-93,35)	0,163
	Pennasyon Açısı (°)	15,50 (13,50-17)	14 (13-18)	0,655
Dinamik	Kas Kalınlığı (mm)	21 (20-24)	23,75 (21,5-26,5)	0,061
	Fasikül Uzunluğu (mm)	64,69±12,62	67,98±12,67	0,502
	Pennasyon Açısı (°)	20,56±3,61	21,50±3,60	0,503

(\*p&lt;0,05, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma)

**Tablo 4.4.** Gruplar arası lateral gastroknemius kasının morfolojik özelliklerinin statik ve dinamik pozisyonda karşılaştırılması

LATERAL GASTROKNEMİUS		KAİ Grubu Etkilenen Taraf Ort.±S.S.	Kontrol Grubu Baskın Taraf Ort.±S.S.	p
Statik	Kas Kalınlığı (mm)	13,73±2,10	13,60±2,12	0,874
	Fasikül Uzunluğu (mm)	14,33±2,33	14,25±2,25	0,928
	Pennasyon Açısı (°)	16,06±2,88	16,83±3,97	0,557
Dinamik	Kas Kalınlığı (mm)	15,83±2,26	16,49±3,76	0,572
	Fasikül Uzunluğu (mm)	17,32±2,68	18,08±3,93	0,548
	Pennasyon Açısı (°)	23,25±4,61	23,91±4,56	0,707

(\*p&lt;0,05, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma)

KAI grubu ve kontrol grubu arasında vastus lateralis, gastroknemius lateralis kasın morfolojik özelliklerinin değerlendirme sonuçları Tablo 4.3. ve Tablo 4.4.'te verildi. Gruplar arası vastus lateralis ve lateral gastroknemius kaslarının morfolojik özellikleri benzer bulundu ( $p>0,05$ ).

#### 4.2.2. Dinamik Denge

Gruplar arası dinamik denge değerlendirmesi sonuçları Tablo 4.5.'te verildi. Y-denge testinin anterior, posterolateral, posteromedial yönleri için ölçüm sonuçlarının gruplar arası benzer olduğu bulundu ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.5.** Gruplar arası dinamik denge testlerinin karşılaştırılması.

	KAI Grubu Etkilenen Taraf Ort.±S.S.	Kontrol Grubu Baskın Taraf Ort.±S.S.	p
Y-Denge Anterior (%)	76,90±4,59	72,72±7,59	0,082
Y-Denge Posterolateral (%)	99,92±12,12	99,46±7,42	0,225
Y-Denge posteromedial (%)	92,69±12,78	98,50±11,48	0,908

(\* $p<0,05$ , Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma)

### 4.2.3. Sıçrama Yüksekliği ve Patlayıcı Güç

Gruplar arasında sıçrama yüksekliği ve patlayıcı güç değerlendirmesi sonuçları Tablo 4.6.'da verildi. Gruplar arası çömelerek ve karşı tarafa sıçrama testleri benzerdi ( $p>0,05$ ). Kontrol grubunun patlayıcı güç sonuçları KAİ grubuna göre daha yüksek bulundu ( $p<0,05$ )

**Tablo 4.6.** Gruplar arası sıçrama yükseklikleri ve patlayıcı güç karşılaştırması

	Sıçrama Yükseklikleri (cm)		P	Patlayıcı Güç (W)		p
	KAİ Grubu Ort.±S.S.	Kontrol Grubu Ort.±S.S.		KAİ Grubu Ort.±S.S.	Kontrol Grubu Ort.±S.S.	
Çömelerek Sıçrama	50,75±7,8	56,16±6,99	0,07	3626,61±155,58	4227,09±372,25	<b>0,006 *</b>
Karşı tarafa sıçrama	32,25±5,72	34,33±1,0	0,278	2501,66±466,63	2901,8±283,72	<b>0,01 *</b>

(\* $p<0,05$ , Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma)

### 4.2.4. Kor Stabilite

KAİ ve kontrol grubundaki voleybol sporcuları arasında tüm seviyelerde kor stabilizasyon ölçüm sonuçları benzerdir ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** Gruplara göre sahrmann's core stabilite seviyeleri

Sahrman'n's Core Stabilite Testi	KAİ Grubu		Kontrol Grubu		Toplam		P
	N	%	N	%	N	%	
Seviye 1	3	18,8	2	16,7	5	17,9	0,760
Seviye 2	4	25	2	16,7	6	21,4	
Seviye 3	6	37	3	25	9	32,1	
Seviye 4	2	12,5	3	25	5	17,9	
Seviye 5	1	6,3	2	16,7	3	10,7	
Toplam	16	100	12	100	28	100	

(\* $p<0,05$ )

### **4.3. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubunda Kas Mimari Özellikleri ile Patlayıcı Kuvvet ve Denge Performansı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi**

#### **4.3.1. Patlayıcı Kuvvet ve Kas Mimari Arasındaki İlişki**

Vastus Lateralis ve lateral gastroknemius kaslarının hem dinamik hem de statik pozisyonundaki kas mimari ölçümleri ile çömelerek sıçrama testiyle değerlendirilen alt ekstremitte patlayıcı kuvvet arasında ilişki yoktur ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.8, Tablo 4.9). Vastus lateralis kas kalınlığı ile karşı tarafa hareket testiyle değerlendirilen patlayıcı kuvvet arasında etkilenmeyen taraf statik kas kalınlığı ve etkilenmeyen taraf statik fasikül uzunluğu ve etkilenmeyen taraf dinamik kas kalınlığı ile orta derece korelasyon bulundu (sırasıyla  $r= 0,531$   $r=0,636$   $r=0,594$   $p<0,05$ ) (Tablo 4.8).

**Tablo 4.8.** KAİ grubunda vastus lateralis kasın morfolojik özelliklerinin patlayıcı kuvvet ile ilişkisi

			Çömelerek Sıçrama (W)		Karşı tarafa sıçrama (W)	
			r/rho	P	r/rho	P
VL Kas kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,208	0,440	0,290	0,276
		Etkilenmeyen Taraf	0,397	0,128	0,531	<b>0,034 *</b>
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,194	0,472	0,033	0,904
		Etkilenmeyen Taraf	0,473	0,064	0,636	<b>0,008 *</b>
VL fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,091	0,738	0,134	0,621
		Etkilenmeyen Taraf	0,476	0,062	0,594	<b>0,015 *</b>
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,231	0,389	0,022	0,934
		Etkilenmeyen Taraf	0,194	0,472	0,435	0,092
VL pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,292	0,272	0,293	0,271
		Etkilenmeyen Taraf	-0,195	0,470	-0,123	0,649
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,257	0,337	0,161	0,550
		Etkilenmeyen Taraf	0,367	0,163	0,273	0,306

(\*p<0,05, VL: Vastus lateralis kası, LG: lateral gastroknemius kası, W: watt)

**Tablo 4.9.** KAİ grubunda lateral gastroknemius kasın morfolojik özelliklerinin patlayıcı kuvvet ile ilişkisi

			Çömelerek Sıçrama (W)		Karşı tarafa sıçrama (W)	
			r/rho	P	r/rho	p
LG Kas kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	-0,064	0,813	-0,106	0,697
		Etkilenmeyen Taraf	0,069	0,798	-0,009	0,972
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,169	0,532	0,169	0,532
		Etkilenmeyen Taraf	0,014	0,958	-0,069	0,799
LG fasikül uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	-0,032	0,907	-0,062	0,821
		Etkilenmeyen Taraf	0,104	0,703	0,043	0,873
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,078	0,773	0,128	0,636
		Etkilenmeyen Taraf	-0,053	0,844	-0,100	0,713
LG pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,231	0,390	0,357	0,174
		Etkilenmeyen Taraf	0,297	0,264	0,418	0,107
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,282	0,289	-0,064	0,812
		Etkilenmeyen Taraf	-0,116	0,668	-0,039	0,886

(\*p<0,05, VL: Vastus lateralis kası, LG: lateral gastroknemius kası, W: watt)

Transversus abdominis kasının kas kalınlığı statik ve dinamik ölçümlerinin çömelerek sıçrama, karşı tarafa sıçrama testleri ile değerlendirilen patlayıcı kuvvet ile ilişkisi bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.10). Lumbar multifidus kası kas kalınlığı ile çömelerek sıçrama testi ile değerlendirilen patlayıcı kuvvet arasında orta derece korelasyon bulundu ( $r=0,515$   $p<0,05$ ) (Tablo 4.10). Lumbar multifidus kası kas kalınlığı ile diğer patlayıcı kuvvet parametreleri ile korelasyon saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.10).

**Tablo 4.10.** Lumbar Multifidus ve Transversus Abdominis kasları morfolojik özelliklerinin patlayıcı kuvvet ile ilişkisi

			Çömelerek Sıçrama (W)		Karşı tarafa sıçrama (W)	
			R	P	r	p
LM Kas kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,515	<b>0,041 *</b>	0,420	0,105
		Etkilenmeyen Taraf	0,365	0,165	0,363	0,167
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,480	0,060	0,395	0,130
		Etkilenmeyen Taraf	0,303	0,254	0,249	0,353
TrA Kas kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,254	0,343	0,020	0,942
		Etkilenmeyen Taraf	0,446	0,084	0,241	0,369
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,035	0,896	-0,116	0,670
		Etkilenmeyen Taraf	0,364	0,166	0,192	0,477

(\*p<0,05, LM: Lumbar Multifidus kası, TrA: Transversus Abdominis kası, W: watt)

#### 4.3.2. Denge ve Kas Morfolojik Özellikleri Arasındaki İlişki

Çalışmamızın instabilite grubuna dahil olan sporcuların etkilenen ve etkilenmeyen taraf lumbal multifidus ve transversus abdominis kası kas kalınlıkları ile dinamik denge performansı arasında korelasyon saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.11).

Dinamik pozisyonda etkilenmeyen taraf vastus lateralis kasının pennasyon açısı ile posterolateral yönde orta derecede korelasyon bulundu ( $p>0,05$ ) (Tablo4.12.). Vastus lateralis kasın anterior ve posteromedial yönlerde kas kalınlığı, fasikül uzunluğu, pennasyon açısı ile denge parametreleri arasında ilişki saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.12).

Dinamik pozisyonda etkilenen lateral gastroknemius pennasyon açısı ile anterior yönde kuvvetli korelasyon bulundu ( $p<0,05$ ) (Tablo4.13.). Lateral gastroknemius kasın diğer pozisyon ve mimari özellikleri ile denge performansı arasında ilişki saptanmadı ( $p>0,005$ ) (Tablo 4.13)

**Tablo 4.11.** Transversus abdominis ve lumbar multifidus kas mimari özelliklerinin denge performansı ile ilişkisi

Y-Denge Anterior (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
LM Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	-0,076	0,779	-0,251	0,348
		Etkilenmeyen Taraf	0,107	0,692	-0,233	0,384
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,169	0,532	-0,255	0,402
		Etkilenmeyen Taraf	0,024	0,929	-0,165	0,540
TrA Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,172	0,523	0,265	0,321
		Etkilenmeyen Taraf	-0,240	0,370	0,092	0,736
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,043	0,875	0,199	0,460
		Etkilenmeyen Taraf	0,259	0,333	0,189	0,484
Y-Denge Posterolateral (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
LM Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,070	0,797	0,224	0,404
		Etkilenmeyen Taraf	-0,053	0,845	0,170	0,530
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,154	0,570	0,102	0,706
		Etkilenmeyen Taraf	-0,313	0,238	0,082	0,762
TrA Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen	0,242	0,367	0,243	0,364
		Etkilenmeyen Taraf	-0,139	0,608	0,065	0,812
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,041	0,880	-0,012	0,965
		Etkilenmeyen Taraf	-0,298	0,262	-0,118	0,662
Y-Denge Posteromedial (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
LM Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,197	0,464	0,176	0,515
		Etkilenmeyen Taraf	0,164	0,545	0,169	0,532
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,019	0,944	0,068	0,803
		Etkilenmeyen Taraf	-0,005	0,985	0,132	0,625
TrA Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen	0,132	0,626	0,229	0,393
		Etkilenmeyen Taraf	-0,158	0,559	0,039	0,886
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,019	0,945	0,034	0,901
		Etkilenmeyen Taraf	-0,178	0,509	-0,079	0,770

(\*p&lt;0,05, LM: Lumbar multifidus, TrA: Transversus abdominis kası)



**Tablo 4.12.** Vastus lateralis kası morfolojik özelliklerinin denge performansı ile ilişkisi

Y-Denge Anterior (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
VL Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,138	0,611	0,075	0,783
		Etkilenmeyen Taraf	-0,108	0,692	-0,121	0,655
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,113	0,676	-0,013	0,961
		Etkilenmeyen Taraf	0,057	0,833	0,060	0,826
VL Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	-0,008	0,976	0,019	0,945
		Etkilenmeyen Taraf	-0,095	0,725	0,122	0,653
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,006	0,983	-0,009	0,974
		Etkilenmeyen Taraf	0,062	0,819	0,007	0,980
VL Pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,161	0,551	0,020	0,941
		Etkilenmeyen Taraf	0,100	0,714	-0,152	0,575
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,015	0,956	-0,001	0,996
		Etkilenmeyen Taraf	-0,027	0,920	0,075	0,783
Y-Denge Posterolateral (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
VL Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,208	0,440	0,469	0,067
		Etkilenmeyen Taraf	-0,094	0,728	0,288	0,279
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,039	0,887	0,331	0,211
		Etkilenmeyen Taraf	0,041	0,879	0,218	0,416
VL Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,072	0,791	0,182	0,500
		Etkilenmeyen Taraf	0,106	0,696	0,291	0,274
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,050	0,854	0,156	0,563
		Etkilenmeyen Taraf	-0,288	0,279	-0,282	0,291
VL Pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,142	0,601	0,356	0,176
		Etkilenmeyen Taraf	-0,030	0,913	-0,034	0,900
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,066	0,809	0,089	0,742
		Etkilenmeyen Taraf	0,346	0,189	0,555	<b>0,026 *</b>
Y-Denge Posteromedial (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
VL Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,179	0,508	0,345	0,190
		Etkilenmeyen Taraf	0,149	0,581	0,036	0,896
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,370	0,158	0,137	0,613
		Etkilenmeyen Taraf	0,098	0,719	0,063	0,817
VL Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,010	0,971	0,333	0,207
		Etkilenmeyen Taraf	0,142	0,599	0,201	0,456
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,264	0,324	-0,003	0,991
		Etkilenmeyen Taraf	-0,279	0,296	-0,314	0,236
VL Pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,289	0,278	0,032	0,907
		Etkilenmeyen Taraf	-0,123	0,649	-0,110	0,685
	Dinamik	Etkilenen Taraf	-0,078	0,774	0,085	0,754
		Etkilenmeyen Taraf	0,408	0,116	0,434	0,093

(\*p&lt;0,05, VL: Vastus lateralis kası, AB: Ayak Bileği )

**Tablo 4.13.** Lateral gastroknemius kas morfolojik özelliklerinin denge performansı ile ilişkisi

Y-Denge Anterior (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
LG Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,221	0,410	-0,041	0,879
		Etkilenmeyen Taraf	-0,007	0,979	-0,79	0,771
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,127	0,639	0,083	0,761
		Etkilenmeyen Taraf	-0,015	0,956	-0,261	0,328
LG Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,240	0,371	-0,024	0,929
		Etkilenmeyen Taraf	0,025	0,926	-0,104	0,702
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,268	0,316	0,105	0,699
		Etkilenmeyen Taraf	0,145	0,593	-0,198	0,463
LG Pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,397	0,128	0,195	0,470
		Etkilenmeyen Taraf	0,288	0,279	-0,247	0,357
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,738	<b>0,001 *</b>	0,226	0,400
		Etkilenmeyen Taraf	0,475	0,063	0,042	0,879
Y-Denge Posterolateral (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
LG Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,165	0,542	0,271	0,310
		Etkilenmeyen Taraf	0,210	0,435	0,274	0,305
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,217	0,420	0,483	0,058
		Etkilenmeyen Taraf	0,115	0,672	0,258	0,335
LG Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,169	0,531	0,267	0,318
		Etkilenmeyen Taraf	0,290	0,276	0,264	0,323
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,260	0,330	0,496	0,051
		Etkilenmeyen Taraf	0,168	0,535	0,248	0,355
LG Pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,058	0,831	0,122	0,653
		Etkilenmeyen Taraf	0,095	0,727	-0,063	0,816
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,197	0,465	0,285	0,284
		Etkilenmeyen Taraf	-0,096	0,724	0,022	0,935
Y-Denge Posteromedial (%)			Etkilenen AB		Etkilenmeyen AB	
			r/rho	p	r/rho	P
LG Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,276	0,302	0,207	0,443
		Etkilenmeyen Taraf	0,399	0,125	0,184	0,496
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,440	0,088	0,306	0,250
		Etkilenmeyen Taraf	0,348	0,186	0,266	0,320
LG Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Etkilenen Taraf	0,263	0,324	0,198	0,463
		Etkilenmeyen Taraf	0,396	0,129	0,171	0,528
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,446	0,083	0,299	0,261
		Etkilenmeyen Taraf	0,331	0,210	0,310	0,242
LG Pennasyon açısı (°)	Statik	Etkilenen Taraf	0,058	0,830	0,042	0,878
		Etkilenmeyen Taraf	0,055	0,839	-0,062	0,819
	Dinamik	Etkilenen Taraf	0,217	0,419	0,125	0,645
		Etkilenmeyen Taraf	0,021	0,937	0,187	0,488

(\*p&lt;0,05, LG: lateral gastroknemius kası, AB: Ayak Bileği)

#### 4.4. Kronik Ayak Bileği İnstabilite Grubu İçinde Etkilenen Taraf ve Etkilenmeyen Taraf Verilerinin Karşılaştırılması

KAİ grubunda instabilitenin bulunduğu taraf ile diğer taraf arasında vastus lateralis, lateral gastroknemius, kasların morfolojik özellikleri karşılaştırıldı ve sonuçlar Tablo 4.14’de verildi. Vastus lateralis ve lateral gastroknemius kasların morfolojik özellikleri etkilenen ve etkilenmeyen taraf arasında benzerdi ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.14).

**Tablo 4.14.** KAİ grubunda ekstremitelerin vastus lateralis ve lateral gastroknemius kası morfolojik özelliklerinin karşılaştırılması

		Etkilenen Taraf Ort.±S.S Ortanca (IQR)	Etkilenmeyen Taraf Ort.±S.S Ortanca (IQR)	p
VL Kas Kalınlığı (mm)	Statik	19 (18-23,5)	20,28±3,4	0,833
	Dinamik	21 (20-24)	22,52±4,2	0,693
VL Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	75,84±7,5	76,51±13,8	0,859
	Dinamik	64,69±12,6	65,99±13,3	0,724
VL Pennasyon açısı (°)	Statik	15,63±2,5	15,5 (14-16,7)	0,975
	Dinamik	20,56±3,61	20,26±3,4	0,673
LG Kas Kalınlığı (mm)	Statik	13,73±2,1	13,37±2,1	0,377
	Dinamik	15,83±2,2	15,5±2,1	0,340
LG Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	14,33±2,3	13,94±2,2	0,363
	Dinamik	17,32±2,6	17,09±2,8	0,651
LG Pennasyon açısı (°)	Statik	16,06±2,8	15,9±3,4	0,809
	Dinamik	23,25±4,6	23,87±5,5	0,580

(\* $p<0,05$ , Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma IQR: Çeyreklerarası açıklık, VL: Vastus lateralis kası, LG: lateral gastroknemius kası)

Dinamik pozisyonda lomber multifidus kas kalınlığı etkilenen tarafta daha fazla bulundu ( $p<0,05$ ) (Tablo4.15.). Transversus abdominis mimari özellikleri etkilenen taraf ile etkilenmeyen taraf arasında özellikleri benzer bulundu ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.15).

**Tablo 4.15.** KAİ grubunda transversus ve lumbal multifidus kas morfolojik özelliklerinin karşılaştırılması

		Etkilenen Taraf Ort.±S.S	Etkilenmeyen Taraf Ort.±S.S	p
LM Kas Kalınlığı (mm)	Statik	24,37±3,8	23,45.±4,9	0,093
	Dinamik	29,06.±5,4	27,37.±5,7	<b>0,015 *</b>
TrA Kas Kalınlığı (mm)	Statik	4,46±1,2	4,23±0,9	0,281
	Dinamik	7,08±1,5	7,01±0,9	0,867

(\*p<0,05, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, LM: Lumbal Multifidus kası, TrA: Transversus Abdominis kası)

KAİ grubunda etkilenen ve etkilenmeyen ekstremiteler arasında dinamik denge performansları benzer bulundu (p>0,05) (Tablo 4.16.)

**Tablo 4.16.** KAİ grubunda etkilenen-etkilenmeyen taraf dinamik denge karşılaştırılması

	Etkilenen Taraf Ort.±S.S/ (Ortanca IQR)	Etkilenmeyen Taraf Ort.±S.S/( Ortanca IQR)	p
Y-Denge Anterior %	76,84 ±4,64	76,36 ±3,71	0,629
Y-Denge Posteromedial%	93,1 ±12,86	95,36 ±9,13	0,288
Y-Denge Posterolateral%	101,94 (95,4-108,24)	98,31 ±9,46	0,363

(\*p<0,05, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, IQR: Çeyreklerarası açıklık)

#### 4.5. Kas Morfolojik Özelliklerinin Gözlemci İçi Güvenilirliği

Gözlemci içi ultrason ölçümleri güvenilirliği sağ ve sol ATFL kalınlığı, dinamik pozisyonda sağ lateral gastroknemius kası kas kalınlığı ile fasikül uzunluğu hariç mükemmel bulundu (Tablo 4.17.).

**Tablo 4.17.** Kas morfolojik özelliklerinin gözlemci içi güvenilirliği

			ICC	p	
Transversus Abdominis	Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Sağ	0,73	<b>0,025 *</b>
			Sol	0,73	<b>0,025*</b>
		Dinamik	Sağ	0,94	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,70	<b>0,033*</b>
Lumbar Multifidus	Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Sağ	0,98	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,98	<b>&lt;0,001*</b>
		Dinamik	Sağ	0,99	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,99	<b>&lt;0,001*</b>
Vastus Lateralis	Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Sağ	0,96	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,96	<b>&lt;0,001*</b>
		Dinamik	Sağ	0,98	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,99	<b>&lt;0,001*</b>
	Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Sağ	0,95	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,89	<b>&lt;0,001*</b>
		Dinamik	Sağ	0,95	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,96	<b>&lt;0,001*</b>
Pennasyon Açısı (°)	Statik	Sağ	0,97	<b>&lt;0,001*</b>	
		Sol	0,93	<b>&lt;0,001*</b>	
	Dinamik	Sağ	0,97	<b>&lt;0,001*</b>	
		Sol	0,91	<b>&lt;0,001*</b>	
Lateral Gastroknemius	Kas Kalınlığı (mm)	Statik	Sağ	0,96	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,93	<b>&lt;0,001*</b>
		Dinamik	Sağ	0,43	0,188
			Sol	0,95	<b>&lt;0,001*</b>
	Fasikül Uzunluğu (mm)	Statik	Sağ	0,96	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,93	<b>&lt;0,001*</b>
		Dinamik	Sağ	0,56	0,100
			Sol	0,96	<b>&lt;0,001*</b>
	Pennasyon Açısı (°)	Statik	Sağ	0,98	<b>&lt;0,001*</b>
			Sol	0,97	<b>&lt;0,001*</b>
Dinamik		Sağ	0,95	<b>&lt;0,001*</b>	
		Sol	0,88	<b>0,001*</b>	
ATFL	Kalınlığı (mm)	Sağ	0,51	0,134	
		Sol	0,42	0,20	
	Uzunluğu (mm)	Sağ	0,80	<b>0,009*</b>	
		Sol	0,68	<b>0,05*</b>	

(\*p<0,05 ICC: Intraclass Correlation Coefficient)

## 5. TARTIŞMA

Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan voleybolcularda alt ekstremite patlayıcı güçten ve gövde stabilizasyonundan sorumlu kasların morfolojik özelliklerini karşılaştırdığımız ve bu kasların patlayıcı kuvvet ve denge performansı ile ilişkisini incelediğimiz bu çalışmada instabilitenin gruplar arası proksimal yapıların morfolojik özelliklerinde fark yaratmadığı gözlemlendi. Alt ekstremite patlayıcı kuvvet KAI grubunda daha düşük bulundu. KAI'nin Y-denge, kor stabilite test sonuçları ve sıçrama yüksekliklerinde fark yaratmadığı bulundu. KAI grubunda vastus lateralis ve lumbar multifidusun kas mimari özellikleri ile patlayıcı kuvvet arasında ilişki saptandı. Dinamik pozisyonda lumbar multifidus kas kalınlığı etkilenen tarafta daha fazla bulundu.

Voleybolda KAI görülme sıklığının diğer spor dallarına göre fazla olduğu ve ayak bileği burkulma mekanizmasının en sık sıçramanın iniş fazında görüldüğü bildirilmiştir (2, 3, 17). Kinetik zincirdeki herhangi bir bozukluk diğer segmentleri de etkilemektedir. Bu yüzden bu spor dalında instabilite ile proksimal yapılar arasındaki bağlantıyı incelemek büyük öneme sahiptir. Bu bilgiler ışığında voleybolculardaki instabilitenin sadece ayak bileği ve çevresinin değerlendirilmesi ile sınırlı kalmamasının önemli olduğu görüşündeyiz.

### 5.1. Dahil Edilme Kriterleri

Tekrarlı ayak bileği yaralanması olan bireylerin özelliklerinin heterojen olması ve bu yaralanmayı tanımlamak için tekrarlayan ayak bileği instabilitesi, fonksiyonel ayak bileği instabilitesi, kronik ayak bileği instabilitesi, mekanik ayak bileği instabilitesi gibi birçok tanım kullanılması standardizasyonun sağlanmasına ihtiyacın olduğunu göstermiştir (9). Burdan yola çıkarak KAI'li bireyleri belirlemek için Uluslararası Ayak Bileği Konsorsiyumu tarafından dahil edilme ve dışlama kriterleri oluşturulmuştur (80). Çalışmamızın KAI'li grup için dahil edilme kriterleri bu konsorsiyumun belirlemiş olduğu kriterlerden oluşmaktadır.

Sporcuların antrenman programı, sıklığı, süresi, antrenman yapılan saha, sporculara sunulan imkanların benzer olmasını istediğimiz için dahil edilen sporcularımız aynı kulübün oyuncularından oluşmaktaydı ve bu benzerlik sayesinde hipotezlerimizi test ederken saha zemini gibi instabiliteyi etkileyebilecek etkenleri

azaltmayı hedefledik. Çalışmamıza dahil edilen sporcularımız dahil edilme kriterlerimizde yer alan en az haftada 3 gün 1 saat voleybol antrenmanından daha fazla sıklıkla ve süreyle antreman yapmakta ve sezon boyunca ligdeki maçlara katılmaktaydı.

Çalışmamızın kadın voleybolcularda yapılmasının sebebi grup içi homojenliğini sağlamanın yanı sıra kadın voleybolcuların (%32) erkek voleybolculara (%17) kıyasla daha fazla KAI insidansına sahip olması (101) ve sahada attığı her adımda yaralanma riskinin fazla olmasıdır (102, 103).

Yapılan bir çalışmada ayak bileği burkulmasının en yüksek insidansının 15 ila 19 yaşları arasında meydana geldiği gösterilmiştir (104). Ayak bileğindeki tüm osteoartrit vakalarının %13 ile %22'si lateral ayak bileği burkulmaları sonucu görülmektedir ve bunların yarısının KAI'nin sonucu olduğu gösterilmiştir (105). Bundan dolayı KAI'nin erken yaşta teşhisinin spor performansını geliştireceği, yaralanmaların önlenmesine katkı sağlayacağı düşüncelerine ek olarak uzun vadede oluşabilecek osteoartrit riski gibi sonuçları azaltmaya yardımcı olabileceğini düşünüyoruz. Adölesan sporcularda kas iskelet gelişiminin devam etmesi, kinetik zincir mekanizması dikkate alındığında instabilite ile proksimal yapılar arasındaki ilişki hakkında daha aydınlatıcı bilgiler elde edeceğimizi düşündüğümüz için bu yaş grubunu da çalışmamıza dahil ettik. Uluslararası Ayak Bileği Konsorsiyum'un dahil edilme kriterlerinde unilateral ayak bileği burkulması yer aldığı ve aynı zamanda karşılaştırmaların daha doğru yapılabilmesi için bilateral instabiliteye sahip olan sporcular çalışmamıza dahil edilmemiştir. Yapılan bir çalışmada CABIA skoru düşük olan bireylerde tekrar burkulma olasılığı daha yüksek olduğu gösterilmiştir (79). Bundan dolayı kontrol grubunu belirlerken oluşturduğumuz kriterler arasında CABIA skorunun 25'ten büyük olması yer aldı. Böylelikle KAI grubu ile yapılan karşılaştırmaların ve instabilite hakkında elde ettiğimiz bilgilerin daha homojen bilgiler sağlayacağını düşünüyoruz.

## 5.2. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi ve Gövde

Koordineli alt ekstremite hareketi yapabilmek için ayak bileği proksimal yapılarla birlikte uyum içinde çalışmalıdır (106). Ayakta meydana gelen artmış supinasyon, pronasyon ayağın basınç merkezini değiştirdiği ve kinetik zincir prensibine göre özellikle lumbopelvik stabilite etkilediği (107), pes planus deformitesi lumbal multifidusun zayıflığına yol açtığı, pes cavus deformitesi lumbal multifidusun spazmına neden olduğu bildirilmektedir (108). Distal segmentlerde kaliteli hareketin açığa çıkabilmesi için lumbopelvik ve kor bölge stabilizasyonuna ihtiyaç vardır. KAI'li bireylerde Y- Denge Testi sırasında gluteus max kas kalınlıkları ultrason ile değerlendirilen bir çalışmada sağlıklı bireylere göre kas kalınlıklarında artış gözlemlenmiştir ve KAI'li bireylerin anterior yönde eksentrik kasılmaya bağlı olarak daha fazla fonksiyonel aktivasyon gösterdiği bulunmuştur (22). Bu çalışmalar doğrultusunda frontal düzlemde meydana gelen ayak bileği burkulmasında gluteus medius aktivitesinde azalma olduğu, instabilite varlığında proksimal yapıların etkilendiği gösterilmiştir. Lumbal omurga ve distal segmentlerin birbiriyle ilişkili hareketinden dolayı lumbopelvik stabilite, alt ekstremite ve gövde kas disfonksiyonundan etkilenir. KAI'li bireylerde bel ağrısı görülme oranlarının yüksek olduğu bildirilmiştir (109). Lumbopelvik ve kor bölge stabilitesinin azalması KAI gelişimine neden olabilir (75).

Çalışmamızda alt ve üst ekstremite hareketleri sırasında ilk aktive olan TrA'nın dinamik ölçümleri kasın izole olarak aktivasyonunu oluşturan *abdominal drawing-in* manevrası sırasında alındı (57). Böylelikle TrA'da oluşacak kontraksiyonla kasın kalınlığındaki değişimi en iyi şekilde ölçtüğümüzü düşünüyoruz. Literatürde lumbal multifidusun kas kalınlığı için ultrason ölçümleri standardize olarak L4-5 seviyesinden ölçüldüğü için literatürle uyumlu bir şekilde çalışmamızda kas kalınlığını bu seviyeden alındı (83, 110). Lumbal multifidusun dinamik ölçümlerinin alındığı pozisyon ile sporcuların smaç atma pozisyonunun benzer olmasından dolayı bu kasın kalınlığını spora özgü bir pozisyonda değerlendirmiş olduk. Çalışmamızın sonuçlarına göre gruplar arası lumbal multifidus ve TrA kaslarının kas kalınlıkları benzer bulundu. Bizim sonuçlarımızın aksine KAI olan ve olmayan bireylerde TrA ve lumbal multifidus kas kontraktilesinin karşılaştırıldığı bir çalışmada lumbal multifidus için gruplar arası benzer bulunurken, instabilite grubunda TrA kontraktilesinde azalma



bildirilmiştir (75). İskelet kasları plastisite özelliğinden dolayı değişen durumlara adapte olabilirler. Böylelikle oyun sırasında gövde aracılığıyla ekstremitelere yeterli güç aktarımı sağlanarak birden fazla eklem koordinasyonunu içeren hareketler instabiliteye sahip sporcular tarafından gerçekleştirilir.

Etkilenen ve etkilenmeyen taraf karşılaştırmasında bulduğumuz sonuçlara göre KAİ grubunda dinamik pozisyonda lomber multifidus kas kalınlığı etkilenen tarafta daha fazla bulundu. Bulduğumuz sonuçlara göre dahil edilen sporcuların sağ ve sol taraf gövde kaslarında asimetri olduğu gözlemlendi. Distaldeki unilateral instabilitenin proksimalde unilateral disfonksiyon ortaya çıkardığını düşünüyoruz. Kinetik zincirdeki zayıf halka diğer segmentteki yapıları da etkileyebileceği için vücut segmentleri bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Yapılan bir çalışmada *abdominal drawing-in* manevrasının abdominal kasların simetrik kontraksiyonunu uyardığını bildirilmiştir (111). Bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak bizim sonuçlarımızda da KAİ grubunun sağ ve sol taraf TrA kas kalınlıkları benzer bulundu.

Çalışmamızda sporcuların tüm seviyelerde kor stabilizasyonu ölçüm sonuçları benzer bulunmuştur. Voleybolda smaç ve servis sayısının sık yer almasından dolayı omurgada hiperekstansiyon ve rotasyon gibi yüksek şiddetli yüklenmeler oluşmaktadır (65). Bundan dolayı bu spor dalında gövde stabilizasyonun gelişmiş olması önemlidir (112). TrA ve multifidus arasındaki koaktivasyon sayesinde kas aktivitesinin koordinasyonu sağlanarak gövde stabilizasyonu korunurken bu kasların kontraksiyonundan etkilenen torokolumbar fasya aracılığıyla alt ekstremitelerle bağlantı sağlanır (113). Bundan dolayı instabiliteye sahip sporcuların instabilitenin getirdiği dezavantajları kinetik zincir modelini kullanarak azaltmaya çalıştığımızı ve böylelikle kor bölge kaslarını aktif olarak kullandığımızı düşüncesindeyiz.

### **5.3. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi ve Denge**

Literatürde KAİ'deki sensorimotor bozukluklar araştırılmış olmasına (9, 21) rağmen kinetik zincirde yer alan proksimal yapıların denge parametreleri üzerine ilişkisini inceleyen çalışmalar azdır (22). Bu nedenle çalışmamızda gövde ve alt ekstremitte kaslarının denge parametresi ile ilişkisini inceledik.

TrA ve multifidus omurga stabilizasyonunu sağlamanın yanı sıra ekstremitte hareketlerinde sabit bir destek yüzeyi oluşturarak dengenin devam ettirilmesinde aktif

rol oynayan kaslardır (114). Çalışmamızda bu kasların kas mimari parametrelerinden kas kalınlıklarını değerlendirdik ve sonuçlarımızda KAİ grubunun denge performansı ile TrA ve multifidusun kas kalınlıkları ile ilişki saptanmadı. Bizim sonuçlarımızın aksine genç kadınlarda TrA ve internal obliquus kas kalınlıkları, denge ve lumbar stabilite değerlendirilmiş, Tra kas kalınlığı arttıkça dinamik lumbar stabilite ve dengede artış bulunmuştur (25). TrA kasının üst, orta, alt bölümleri arasında morfolojik farklılıklar bildirilmiştir (115). Yapılan çalışmalarda vücut pozisyonundaki değişiklikler ile gövde kaslarının alt, orta, üst bölümleri arasındaki ilişkinin farklılık gösterebileceği gösterilmiştir (116, 117). Gövde kaslarının kontraksiyonu hareketin yapıldığı hızla değişebileceği, yavaş üst ekstremite hareketleri sırasında gövde kasının daha geç aktive olduğu belirtilmiştir (118). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda TrA kası kas kalınlığı karın duvarının tek bir bölgesinden değerlendirildiği için sonuçlarımız tüm TrA kas özelliğini temsil etmeyebilir. İleriki çalışmalarda gövde kaslarının diğer bölümlerinin de incelenmesini ve gövde kas morfolojisi ile denge arasındaki ilişkinin dinamik denge performansı sırasında araştırılmasını öneriyoruz.

Dinamik pozisyonda etkilenen taraf lateral gastrocnemius kası, pennasyon açısı ile denge testinin anterior yönüyle kuvvetli, etkilenmeyen taraf vastus lateralis kası pennasyon açısı ile posterolateral yönde orta düzeyde korelasyon bulundu. Kasın lif yönü ile kuvvet yönü arasındaki açı olan pennasyon açısı kasın kuvvet üretme kapasitesi ile doğru orantılıdır. Pennasyon açısındaki artış birim alanda daha fazla lif içermesine olanak tanıyarak kuvvet üretme kapasitesinde artış meydana getirir (119). Denge kontrolünde önemli yeri olan ayak bileği propriosepsiyonun, KAİ'li bireylerde azaldığı bilinmektedir (120, 121). İncelediğimiz alt ekstremite kaslarının, azalmış propriosepsiyon hissinden dolayı azalan ayak bileği stabilitesini kompanse etmeye çalıştığını düşünmekteyiz. Böylelikle gastrocnemius ve vastus lateralis kaslarının ayak bileğini nötral pozisyonda tutabilmek için instabilite varlığına karşı adaptasyon sağladığı görüşündeyiz.

Çalışmamıza dahil edilen sporcuların dinamik denge performanslarının değerlendirilmesinin nedeni dinamik dengeyi devam ettirebilme ve koruma yeteneğinin statik dengeye göre voleybol gibi dinamik sporlarda oyuncular için fonksiyonel yeteneğin daha iyi bir göstergesi olduğu içindir (51). Yapılan bir çalışmada voleybol, basketbol, hentbol ve futbol branşlarında denge kontrolünün spor

performansı üzerine olumlu etkisi olduğu gösterilmiştir (122). KAI tanımlı futbol, voleybol ve basketbol oyuncularının spor branşına göre gruplara ayıran çalışmada denge performansı karşılaştırılmış ve sonuçlar voleybolda denge üzerine daha fazla odaklanması gerektiği sonucunu göstermiş (123). Çalışmamızda gruplar arası ve KAI grubunda etkilenen- etkilenmeyen taraf dinamik denge performanslarında fark bulunmaması çalışmamıza dahil edilen sporcuların instabilite varlığına bakılmaksızın bilateral olarak antrenman programlarına devam etmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Literatürde bu düşüncemizi destekleyecek çalışmalar yer almaktadır. Örneğin KAI'li adölesan sporcularda 4 haftalık eğitim sonrası Y –denge testinin tüm yönlerinde artış olduğu gösterilmiştir (124). KAI'li sporculara 6 haftalık stroskopik denge eğitim programı uygulanmış ve görsel girdi ile yapılan denge eğitiminin dinamik denge performansını geliştirebileceği bildirilmiştir (125). KAI'li bireylerin dinamik denge performanslarında azalma bulunan çalışmalar literatürde gösterilmiştir (21, 51, 126). KAI'li atletizm sporcularında Y- denge testi ile değerlendirilen dinamik denge performansının kontrol grubuna göre anlamlı azalma bulunmuştur (51). Fakat voleybol gibi bir sporda spora özgü ani beklenmedik hareketlerin yer alması sporcuların dengelerini korumak için daha fazla kassal koaktivasyonuna bağlı adaptif yeteneklerinin arttığını düşünmekteyiz. KAI'li bireyler ile kontrol grubunun Y- denge testi ile dinamik denge performansının karşılaştırıldığı bir çalışmada performanslar arasında fark bulunmamış ve KAI'li sporcuların dengeyi koruyup devam ettirebilmek, distal instabiliteyi kompanse edebilmek için kontrol grubuna göre daha fazla gövde ve pelvik rotasyonu yaptığı gösterilmiştir (127). Gruplar arası sonuçların benzer olmasını kinetik zincir modeli dikkate alındığında KAI'li grubun instabiliteyi telafi ettiğini ve böylelikle kötü denge performansları göstermediklerini düşünüyoruz. Aynı zamanda gruplar arası denge performansının benzer bulunmasını instabilite grubunda kor stabilizasyonun kontrol grubu kadar iyi olmasına bağlayabiliriz.

#### **5.4. Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi ve Patlatıcı Kuvvet**

Gücü belirlemek için kullanılan kuvvet platformlarının nispeten pahalı olması ve her kulüpte yer almamasından dolayı gücü hesaplamak için denklemler türetilmiştir. Güç hesaplaması için sporcunun vücut ağırlığı ve dikey olarak sıçradığı mesafe kullanılarak Lewis formülü tasarlanmıştır (128). Ancak Harman ve ark. Lewis

formülü ile yapılan hesaplamanın sıçramanın iniş fazında sporcunun vücuduna uygulanan yerçekimi olduğunu göstermiştir (71). Sayer ve ark. yaptıkları çalışmada çömelerek atlama ve karşı hareket sıçrama sırasında sporcunun dikey atlama yüksekliği ve vücut ağırlığını kullanarak tepe gücü hesaplamak için kuvvet platformuyla yapılan ölçümlerle yüksek korele bulunan denklem tasarlamışlardır (129). Bu bilgilerden yola çıkarak biz de çalışmamızda patlayıcı gücü hesaplamak için Sayers formülünü kullandık.

Dinlenme veya düşük aktivite seviyesinden mümkün olan en kısa sürede hızlı ve istemli kontraksiyon açığa çıkarabilme yeteneği olarak tanımlanan patlayıcı güç, kas morfolojisine bağlı olarak değişir (130, 131).

Çalışmamızda Vastus lateralis kas kalınlığı ile karşı tarafa hareket testiyle değerlendirilen patlayıcı kuvvet arasında etkilenmeyen taraf statik kas kalınlığı ve etkilenmeyen taraf statik fasikül uzunluğu ve etkilenmeyen taraf dinamik kas kalınlığı ile orta derece korelasyon bulundu. Lif uzunluğu ile patlayıcı kuvvet üretme kapasitesi arasında doğru orantı bulunmakta, hızlı kontraksiyon yeteneğine sahip kasların yüksek lif uzunluğuna sahip olduğu bilinmektedir. Fasikül uzunluğu, pennasyon açısı ve kas kalınlığından etkilenir; kas kalınlığı arttıkça veya pennasyon açısı azladıkça fasikül uzunluğunda artış meydana gelecektir. Çalışmamızın sonuçlarında vastus lateralis kas kalınlığı ile patlayıcı kuvvet arasındaki ilişki bu kasın kısa sürede hızlı kontraksiyon yeteneği gösterdiğini sunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak sprint koşucuların mesafe koşucularına göre vastus lateralis , medial ve lateral gastroknemius pennasyon açısının daha az , fasikül uzunluğu ve kas kalınlığının daha fazla olduğu bildirilmiştir (132). Hızlı sprint sürelerine sahip 100 metre koşucularında daha yavaş sprint sürelerine sahip olanlara göre vastus lateralis, lateral ve medial gastroknemius kaslarında daha az pennasyon açısı gözlemlendi (133).Vastus lateralisin kas kalınlığı, fasikül uzunluğu, pennasyon açısı ile patlayıcı güç, sıçrama performansı arasındaki ilişki bulunmayan çalışmalar da literatürde yer almaktadır (130, 134). Kadın voleybolcularda sezon boyunca vastus lateralis kas kalınlığı, fasikül uzunluğu, pennasyon açısı ve atlama performansındaki değişiklikler takip edilmiş sporcuların sezon boyunca atlama yüksekliğini koruduğu ve kas kalınlığında azalma olduğunu ama bunu vücut yağ yüzdesinin azalmasına bağladıkları, sezon içinde vastus lateralisin kas mimarisinin uyarlanabilir olduğunu göstermişlerdir (87). Diz ekstansörleri ve

ayak bileği plantar fleksörlerin patlayıcı kuvvetleri ile dinamik denge arasındaki ilişki incelenmiş, plantör fleksör patlacı gücü daha fazla olan bireylerin dengenin bozulmasına karşı daha iyi cevap verdiği bulunmuş (135). Alt ekstremitte patlayıcı gücün denge performanslarının geliştirilmesinde ve yaralanmaların önlenmesinde önemli olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (136, 137)

Çalışma sonuçlarımızda gövde kaslarından sadece dinamik pozisyonda lumbar multifidus kas kalınlığı ile çömelerek sıçrama testi ile değerlendirilen patlayıcı kuvvet arasında orta derece korelasyon bulundu. Bunun nedeni olarak TrA ve lumbar multifidus kaslarının patlayıcılıktan ziyade stabilizasyonda görev alan kaslar olmasına ek olarak mimari özelliklerinden dolayı hareket genişliklerinin de az olması olduğunu düşünüyoruz.

Sıçrama yüksekliği voleybolda performansın artırılmasında ve oyunun kazanılmasında etkili faktörlerdendir. Hücum yapmak, sıçrayarak servis atmak, blok yaparak karşı atağı kesebilmek için sıçrama performansının gelişmiş olması gerekir. Voleybol, fonksiyonel hareketlerin en uygun ve kaliteli pozisyonda yapılabilmesi için kinetik zincir boyunca tüm kasların koordineli bir şekilde çalışması gereken bir spor dalıdır ve bir segmentte oluşan bozukluk diğer segmentleri de etkileyerek hareketin kalitesinde azalmaya neden olacaktır. Sıçrama gibi fonksiyonel harekette gerekli enerji kalça, diz, ayak bileği kaslarının koordineli bir şekilde kasılabilme yeteneği ile sağlanır (138). Bizim çalışmamızın sonuçlarında gruplar arası sıçrama yükseklikleri arasında fark bulunmamıştır. Sıçrama performansının düşük ve yüksek düzeyli voleybol oyuncularını ayırt ettiği gösterilmiştir (139). Böylelikle çalışmamıza dahil olan sporcuların performans seviyelerinin benzer olduğunu söyleyebiliriz. KAİ olan ve olmayan bireylerde sıçrama yükseklikleri ve sıçrama sırasında alt ekstremitte biyomekaniğini karşılaştırılan çalışmada, gruplar arası sıçrama yükseklikleri benzer bulunurken KAİ'li grupta distalden proksimale kadar alt ekstremitte biyomekaniğinde farklılık bildirilmiş ve bu farkı KAİ'li bireylerin sıçramanın iniş fazında ayak bileği ve dizdeki kinetik enerji açığını kalça stratejisiyle kompanse ettiğini göstermişlerdir (140). Çalışmamızda gruplar arası sıçrama test sonuçlarında fark olmasa da KAİ'li sporcuların instabilitenin yarattığı dezavantajları proksimal yapılarla telafi etmeye çalıştıklarını düşünüyoruz. Sporcuların sıçrama yüksekliği benzer olmasına rağmen havada kalış süresi, iniş fazında ayak bileği dorsifleksiyon, kalça, diz fleksiyon açısı

ve yer reaksiyon kuvveti gibi sıçrama-iniş biyomekaniğinde farklılıklar olabilir. Bu yüzden voleybolda ayak bileği instabilitesi göz ardı edilmemeli ve spora özgü fiziksel hareketleri dikkate alındığında sporcuların sıçrama performanslarının sezon başı, sezon arası ve sezon sonu değerlendirmelerinin yapılmasını öneriyoruz.

Sıçrama testleri, patlayıcı kuvveti değerlendirmede karmaşık ve pahalı laboratuvar testlerine göre testlerin sahada yapılabilmesi, gerekli ekipmanlara ulaşılabilirliğinin kolay olması bakımından daha uygulanabilir bir yöntemdir. Aynı zamanda bu testler voleybolcuların performansının belirlenmesinde etkilidir ve sporcular tarafından kolaylıkla yapılabilir. Elit voleybolcularda yapılan bir çalışma *Wintage Anaerobik Test* ile sıçrama testleri arasındaki ilişkiyi incelenmiş ve dikey sıçrama testlerinin patlayıcı gücü tahmin etmede kullanılabileceğini bildirmişlerdir (48). Bu çalışmaya benzer olarak kadın voleybolcularda çömelerek ve karşı tarafa sıçrama testlerinin patlayıcı gücü değerlendirmede kullanılabileceği gösterilmiştir (141). Hızlı ve maksimum enerji üretimi gerektiren voleybolda oyunun kalitesi için patlayıcı güç değerlendirmesinin sporcuların en iyi sonucu elde etmesinde önemli olduğunu düşünüyoruz. Patlayıcı gücün voleybol, basketbol, hentbol, futbol, güreş gibi farklı sporlarda etkisinin incelendiği çalışmada en yüksek patlayıcı güç değerleri voleybolcularda olduğu gösterilmiştir (142). Çalışmamızın sonuçlarında kontrol grubunda patlayıcı güç sonuçları KAI grubuna göre daha yüksek bulundu. Bizim çalışmamızın aksine güreşçilerde alt ekstremitenin patlayıcı gücünü Modifiye Üç Kutu Atlama testi ile değerlendiren çalışmada ayak bileğinde herhangi bir yaralanma geçiren sporcularla geçirmeyen sporcuların test skorları arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir (143). Güreş sporu gibi anaerobik performansın ön planda olduğu voleybol sporunda oyunun sonucunu belirlemede etkili sıçramaların çok sık yer alması ve aynı zamanda patlayıcı gücü sıçrama testleri ile değerlendirdiğimiz için çalışmamızda gruplar arası fark bulduğumuzu düşünüyoruz. Aynı zamanda voleybol sporuyla benzerlik gösteren anaerobik bir spor olan sprint ve sıçramanın baskın olarak yer aldığı basketbolda KAI görülme sıklığının yüksek olduğu ve kadın basketçilerde KAI prevalansının daha fazla olduğu gösterilmiş (144). Kinetik zincir modeline göre alt ve üst ekstremitede hareketin meydana gelebilmesi için kor bölge stabilizasyonun sağlanmış olması gerekmektedir ve bunun sağlanabilmesi için segmentler ayrı ayrı değil bir bütün olarak sinerjistik hareketler sergilemelidir (145). Bu bilgiler

doğrultusunda çalışmamızda instabilite grubunun patlayıcı kuvveti kontrol grubuna göre daha düşük sonuçlar göstermesini instabiliteli sporcularda segmentler arası enerji transferinin gerçekleştirilememesi olduğunu düşünmekteyiz.

### **5.5. Anterior Talofibular Ligament**

Çalışmamızda instabilite olan ve olmayan gruplarda ATFL ligament uzunluğu ve kalınlığı benzer bulunmuştur. Bizim sonuçlarımızın aksine KAİ'de ATFL kalınlaşması ve gevşekliğini gösteren çalışmalar vardır. ATFL kalınlığı ayak bileği burkulma hikayesi olan atletlerde kontrol grubuna göre daha kalın bulunmuştur (146). Yapılan başka bir çalışmada KAİ bireylerde ATFL uzunluğu ve kalınlığı kontrol grubuna göre daha uzun ve kalın saptanmıştır (130). Mekanik instabiliteden kaynaklanan KAİ'de ligamentöz gevşeklik görülebilirken instabilite varlığının tümünde ligamentöz gevşeklik görülmeyebilir. Çalışmamıza dahil edilen sporcuların ATFL morfolojik özelliklerinin benzer olmasını KAİ'nin fonksiyonel instabiliteden kaynaklanıyor olabileceğini akla getirmektedir. Yaralanmalarda fiziksel uygunluk parametreleri kadar saha zemini gibi çevresel faktörler de etkili olabilir. Aynı zamanda voleybolda file önünde savunma yapmak için blok yapan sporcuların sıçrama sonrası yere inişte takım veya rakip oyuncunun ayağına basarak burkulma hikayesi oluşabilir. Bundan dolayı mekanik ve fonksiyonel instabilite kadar dış etkenlerin de yaralanmaya eşlik edebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

### **Limitasyonlar**

Çalışmamızda bazı limitasyonlar yer almaktadır. Çalışmamıza dahil edilen sporcularımız hem eğitim hem de spor hayatını eş zamanlı olarak devam ettirmekteydi. Bu yüzden okul sınavı, il dışı müsabakaya gitmeleri ve transfer problemleri nedeniyle kas morfolojik özelliklerini değerlendirmek için radyoloji bölümüne belirlenen tarihte gelemediler. Vastus lateralisin kas kalınlığı, pennasyon açısı ve fasikül uzunluğunun dinamik ölçümleri hem diz ekstansiyonu hem de öne hamle pozisyonu sırasında alınması planlanmıştır. Ancak öne hamle sırasında probun ölçüm sırasında sabit tutulamaması sonucu yapılan ölçümlerin güvenilir sonuçlar vermediği konusunda uzman doktor ile fikir birliği sağladık. Bu yüzden öne hamle sırasında alınan ölçümlerin sonuçları paylaşılmamıştır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda proksimal kas morfolojisinin patlayıcı güç ve denge performansı üzerine etkisini incelediğimiz çalışmamızda;

1. Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan sporcular arasında gövde kas morfolojik özellikleri farklıdır hipotezi (Hipotez 1) reddedilmektedir. Bu sonuç çalışmamızdaki KAİ'li voleybolcuların instabilitenin getirdiği dezavantajları kinetik zincir modelini kullanarak azaltmaya çalıştığımızı düşündürmektedir.
2. Kronik ayak bileği instabilitesi olan ve olmayan sporcular arasında vastus lateralis ve lateral gastroknemius kas morfolojik özellikleri farklıdır hipotezi (Hipotez 2) reddedilmektedir.
3. Çalışmamızın sonuçları kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda gövde kas morfolojisiyle patlayıcı kuvvet ve denge arasında ilişki vardır hipotezini patlayıcı kuvvet parametresi adına (Hipotez 3) desteklemekte, denge parametresi adına reddedilmektedir. Lumbar multifidus kas kalınlığı ile patlayıcı kuvvet arasında orta derece korelasyon bulunması TrA ve lumbar multifidus kaslarının mimari özelliklerinden dolayı patlayıcılıkta stabilizasyon kadar görev almadığını göstermektedir.
4. Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybolcularda vastus lateralis kas morfolojik özellikleri ile patlayıcı kuvvet ve denge arasında ilişki vardır hipotezini (Hipotez 4) desteklemekte, lateral gastroknemius kas morfolojik özellikleri ile patlayıcı kuvvet arasındaki ilişki adına reddedilmekte, lateral gastroknemius kası kas morfolojik özellikleri ile denge arasında ilişki adına kabul edilmektedir. Çalışmamızın sonuçlarında vastus lateralis kas kalınlığı ile patlayıcı kuvvet arasındaki ilişki bu kasın kısa sürede hızlı kontraksiyon yeteneği gösterdiğini sunmuştur. Vastus lateralis kasın pennasyon açısı ile denge performansı arasındaki korelasyon iskelet kasının adaptif değişiklikler meydana getirebileceğini düşündürmektedir.
5. Sonuçlarımızda; Y-denge, kor stabilize test sonuçları ve sıçrama yüksekliklerinin instabiliteden etkilenmediği bulundu. Ani ve yüksek güç



- gerektiren teknik bir spor olan voleybolda sporcuların performansını koruyabilmek için daha fazla kassal koaktivasyon sergilediğini düşünüyoruz.
6. Bu çalışmada kontrol grubu patlayıcı güç sonuçları daha yüksek bulundu. KAI varlığının kısa sürede maksimum enerji üretilmesi üzerinde aleyhine sonuçlar gösterdiği gözlemlendi.
  7. Çalışmamızın sonuçlarında KAI grubunda dinamik pozisyonda etkilenen taraf lumbar multifidus kası kas kalınlığı etkilenmeyen tarafa göre daha fazla bulunması kinetik zincirdeki distal segmentteki zayıf halkanın proksimal segmentleri etkilediğini göstermektedir.
  8. Kas morfolojik özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan ultrason ölçümleri için gözlemci içi güvenilirliği sağ ve sol ATFL kalınlığı, dinamik pozisyonda sağ lateral gastroknemius kası kas kalınlığı ile fasikül uzunluğu hariç yüksek güvenilirlik göstermiştir. Ölçümlerin titizlikle yapılması kadar denetçi içi güvenilirliğin de önemli olduğunu düşünüyoruz.

KAI bulunan kadın voleybol sporcularında proksimal yapıların morfolojik özellikleri kontrol grubu ile benzer bulundu. İnstabilitenin minimum sürede maksimum kontraksiyon yeteneğini azaltmasına rağmen instabilitenin dinamik denge performansı, kor stabilizasyon ve sıçrama yüksekliklerinde fark yaratmadığı sonucuna varılmıştır. Bu çalışma ile distal segmentte meydana gelen fonksiyonel bozucuğun proksimal segmentler tarafından kompanse edildiği, kinetik zincir modeli dikkate alındığında KAI'li grubun instabiliteyi telafi ettiğini, böylelikle ani ve beklenmedik kompleks hareketleri yerine getirebilme becerisi kazandıklarını düşünmekteyiz. KAI'nin erken yaşta belirlenmesinin; yaralanmaların önlenmesinde, spor performansının geliştirilmesinde, ayak bileği eklem dejenerasyon riski ile uzun vadede osteoartrit gelişiminin azaltılmasında ve sporda kaybedilen zaman açısından önemli rol aldığını düşünmekteyiz. Çalışmamızın sonuçlarının profesyonel sporcularda daha farklı sonuçlar verebileceğini düşündüğümüz için aynı çalışmanın profesyonel sporcuları dahil edecek şekilde yapılması önermekteyiz. Bu sonuçlara göre instabilite varlığının proksimal yapıları etkileyebileceği ve kronik ayak bileği instabilitesinin sadece ayak bileği ve çevresinin değerlendirilmesiyle sınırlı kalmaması gerektiği önerilmektedir. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar ışığında KAI'nin belirlenerek zamanında müdahalenin yapılmasında, yaralanmaların önlenmesinde, tedavi ve

koruyucu tedavi programlarının çizilmesinde alanda çalışan fizyoterapistlere ve araştırmacılara yol gösterici olacağını düşünmekteyiz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Fong DT-P, Hong Y, Chan L-K, Yung PS-H, Chan K-M. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports medicine*. 2007;37:73-94.
2. Attenborough AS, Hiller CE, Smith RM, Stuelcken M, Greene A, Sinclair PJ. Chronic ankle instability in sporting populations. *Sports medicine*. 2014;44:1545-56.
3. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*. 2007;42(2):311.
4. Verhagen E, Van der Beek AJ, Bouter LM, Bahr R, Van Mechelen W. A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *British journal of sports medicine*. 2004;38(4):477-81.
5. Bahr R, Bahr I. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1997;7(3):166-71.
6. Hubbard TJ, Cordova M. Mechanical instability after an acute lateral ankle sprain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2009;90(7):1142-6.
7. Hintermann B. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Medicine and science in sports and exercise*. 1999;31(7 Suppl):S459-69.
8. Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2012;46(7):515-23.
9. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of athletic training*. 2002;37(4):364.
10. Löfvenberg R, Kärrholm J, Lund B. The outcome of nonoperated patients with chronic lateral instability of the ankle: a 20-year follow-up study. *Foot & ankle international*. 1994;15(4):165-9.
11. Verhagen R, De Keizer G, Van Dijk C. Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 1995;114:92-6.
12. Picot B, Hardy A, Terrier R, Tassignon B, Lopes R, Fourchet F. Which functional tests and self-reported questionnaires can help clinicians make valid return to sport decisions in patients with chronic ankle instability? A narrative review and expert opinion. *Frontiers in sports and active living*. 2022:198.
13. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Fong DT-P, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British journal of sports medicine*. 2016;50(24):1496-505.
14. Nikolaidis P, Afonso J, Busko K. Differences in anthropometry, somatotype, body composition and physiological characteristics of female volleyball players by competition level. *Sport Sciences for Health*. 2015;11:29-35.

15. Grgantov Z, Milić M, Katić R. Identification of explosive power factors as predictors of player quality in young female volleyball players. *Collegium antropologicum*. 2013;37(2):61-8.
16. Tillman MD, Hass CJ, Brunt D, Bennett GR. Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of sports science & medicine*. 2004;3(1):30.
17. Konradsen L, Voigt M. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2002;12(6):329-36.
18. Watkins J. Verletzungen und überlastungsschäden im Volleyball. *Sportverletzungen und Ärzte*. 1997:310-23.
19. Lieber RL, Ward SR. Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*. 2011;366(1570):1466-76.
20. Ward SR, Hentzen ER, Smallwood LH, Eastlack RK, Burns KA, Fithian DC, et al. Rotator cuff muscle architecture: implications for glenohumeral stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2006;448:157-63.
21. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: evolution of the model. *Journal of athletic training*. 2011;46(2):133-41.
22. DeJong AF, Mangum LC, Hertel J. Ultrasound imaging of the gluteal muscles during the Y-Balance test in individuals with or without chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2020;55(1):49-57.
23. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*. 2006;36:189-98.
24. Luo S, Soh KG, Nasiruddin NJ, Sun H, Du C, Soh KL. Effect of core training on skill performance among athletes: A systematic review. *Frontiers in Physiology*. 2022;13:915259.
25. Gong W. Correlations between transversus abdominis thickness, lumbar stability, and balance of female university students. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013;25(6):681-3.
26. Dastmanesh S, Shojaedin SS, Eskandari E. The effects of core stabilization training on postural control of subjects with chronic ankle instability. *Annals of Biological Research*. 2012;3(8):3926-30.
27. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
28. Golanó P, Vega J, De Leeuw PA, Malagelada F, Manzanares MC, Götzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010;18:557-69.
29. Snedeker JG, Wirth SH, Espinosa N. Biomechanics of the normal and arthritic ankle joint. *Foot and ankle clinics*. 2012;17(4):517-28.
30. Jastifer JR, Gustafson PA. The subtalar joint: biomechanics and functional representations in the literature. *The foot*. 2014;24(4):203-9.

31. Frowen P, O'Donnell M, Burrow JG. Neale's Disorders of the Foot: Elsevier Health Sciences; 2010.
32. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 1977;127:189-96.
33. Halasi T, Kynsburg Á, Tállay A, Berkes I. Development of a new activity score for the evaluation of ankle instability. *The American journal of sports medicine*. 2004;32(4):899-908.
34. Williams GN, Molloy JM, DeBerardino TM, Arciero RA, Taylor DC. Evaluation of the Sports Ankle Rating System in young, athletic individuals with acute lateral ankle sprains. *Foot & ankle international*. 2003;24(3):274-82.
35. Hale SA, Hertel J. Reliability and sensitivity of the Foot and Ankle Disability Index in subjects with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2005;40(1):35.
36. Bleakley CM, McDonough SM, MacAuley DC. Cryotherapy for acute ankle sprains: a randomised controlled study of two different icing protocols. *British journal of sports medicine*. 2006;40(8):700-5.
37. Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports medicine*. 2000;29:361-71.
38. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1999;89(6):278-91.
39. Williams AM, Davids K, Williams JGP. Visual perception and action in sport: Taylor & Francis; 1999.
40. Rosenbaum D, Becker H-P, Gerngroß H, Claes L. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot and ankle surgery*. 2000;6(1):31-8.
41. Gross P, Marti B. Risk of degenerative ankle joint disease in volleyball players: study of former elite athletes. *International journal of sports medicine*. 1999;20(01):58-63.
42. van Cingel RE, Kleinrensink G, Uitterlinden EJ, Rooijens PP, Mulder PG, Aufdemkampe G, et al. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2006;36(2):72-9.
43. Turnagöl H. Voleybolda enerji sistemleri. *Voleybol Bilim ve Teknoloji Dergisi*. 1994;2.
44. Uluöz E. Elit Altı Bayan Voleybol Oyuncularının Fiziksel, Antropometrik Ve Somatotip Özelliklerinin Oyun Mevkilerine Göre İncelenmesi. *Sport Sciences*. 2011;6(4):206-13.
45. Eerkes K. Volleyball injuries. *Current sports medicine reports*. 2012;11(5):251-6.

46. Reeser JC, Verhagen E, Briner WW, Askeland T, Bahr R. Strategies for the prevention of volleyball related injuries. *British journal of sports medicine*. 2006;40(7):594-600.
47. Akgün N. *Egzersiz ve Spor Fizyolojisi*, 5. baskı. İzmir, Ege Üniversitesi Basımevi. 1994:93-8.
48. Kasabalis A, Douda H, Tokmakidis SP. Relationship between anaerobic power and jumping of selected male volleyball players of different ages. *Perceptual and motor skills*. 2005;100(3):607-14.
49. Bar-Or O. The Wingate anaerobic test an update on methodology, reliability and validity. *Sports medicine*. 1987;4:381-94.
50. Johnston W, Dolan K, Reid N, Coughlan GF, Caulfield B. Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test. *Journal of science and medicine in sport*. 2018;21(1):103-8.
51. Alghadir AH, Iqbal ZA, Iqbal A, Ahmed H, Ramteke SU. Effect of chronic ankle sprain on pain, range of motion, proprioception, and balance among athletes. *International journal of environmental research and public health*. 2020;17(15):5318.
52. De Ridder R, Witvrouw E, Dolphens M, Roosen P, Van Ginckel A. Hip strength as an intrinsic risk factor for lateral ankle sprains in youth soccer players: a 3-season prospective study. *The American journal of sports medicine*. 2017;45(2):410-6.
53. Bullock-Saxton JE. Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Physical therapy*. 1994;74(1):17-28.
54. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005;13(5):316-25.
55. Lederman E. The myth of core stability. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2010;14(1):84-98.
56. Willardson JM. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007;21(3):979-85.
57. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Current sports medicine reports*. 2008;7(1):39-44.
58. Cresswell A, Thorstensson A. Changes in intra-abdominal pressure, trunk muscle activation and force during isokinetic lifting and lowering. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1994;68:315-21.
59. Brown SH, Banuelos K, Ward SR, Lieber RL. Architectural and morphological assessment of rat abdominal wall muscles: comparison for use as a human model. *Journal of anatomy*. 2010;217(3):196-202.
60. Ward SR, Tomiya A, Regev GJ, Thacker BE, Benzl RC, Kim CW, et al. Passive mechanical properties of the lumbar multifidus muscle support its role as a stabilizer. *Journal of biomechanics*. 2009;42(10):1384-9.

61. Kim J-W, Kang M-H, Oh J-S. Patients with low back pain demonstrate increased activity of the posterior oblique sling muscle during prone hip extension. *PM&R*. 2014;6(5):400-5.
62. do Carmo Carvalhais VO, de Melo Ocarino J, Araújo VL, Souza TR, Silva PLP, Fonseca ST. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of biomechanics*. 2013;46(5):1003-7.
63. Yapıcı A. Effects of 6 weeks core training on balance, strength and service performance in volleyball players. *European Journal of Physical Education and Sport Science*. 2019.
64. Hassan IHI. The effect of core stability training on dynamic balance and smash stroke performance in badminton players. *International Journal of Sports Science and Physical Education*. 2017;2(3):44-52.
65. Bahr R, Reeser JC. Injuries among world-class professional beach volleyball players: the Federation Internationale de Volleyball beach volleyball injury study. *The American journal of sports medicine*. 2003;31(1):119-25.
66. Lieber RL, Bodine-Fowler SC. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Physical therapy*. 1993;73(12):844-56.
67. Lieber RL, Fridén J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2001;383:140-51.
68. Delp SL, Suryanarayanan S, Murray WM, Uhler J, Triolo RJ. Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae. *Journal of biomechanics*. 2001;34(3):371-5.
69. Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *The Journal of physiology*. 1996;496(1):287-97.
70. Minson CT, Wladkowski SL, Cardell AF, Pawelczyk JA, Kenney WL. Age alters the cardiovascular response to direct passive heating. *Journal of applied physiology*. 1998;84(4):1323-32.
71. Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM, Kraemer WJ. Estimation of human power output from vertical jump. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 1991;5(3):116-20.
72. Bowra J, McLaughlin R. *Emergency Ultrasound Made Easy E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2011.
73. Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle. *Journal of applied physiology*. 2002;93(6):2089-94.
74. Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *Journal of applied physiology*. 2003;95(3):1090-6.

75. McCann RS, Johnson K, Suttmilller AM. Lumbopelvic stability and trunk muscle contractility of individuals with chronic ankle instability. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2021;16(3):741.
76. Çelik D, Malkoç M, Martin R. Evidence for reliability, validity and responsiveness of Turkish Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Rheumatology international*. 2016;36:1469-76.
77. Tayfur A, Şendil A, Karakaya J, Ergun N. Cross-cultural adaptation, validity, and reliability of Turkish version of Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) scale. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*. 2020;54(3):300.
78. Göksel Karatepe A, Günaydın R, Kaya T, Karlıbaş U, Özbek G. Validation of the Turkish version of the foot and ankle outcome score. *Rheumatology international*. 2009;30:169-73.
79. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(9):1235-41.
80. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2013;43(8):585-91.
81. Lee SM, Ribeiro LC, Martin DS, Zwart SR, Feiveson AH, Laurie SS, et al. Arterial structure and function during and after long-duration spaceflight. *Journal of Applied Physiology*. 2020;129(1):108-23.
82. Kwah LK, Pinto RZ, Diong J, Herbert RD. Reliability and validity of ultrasound measurements of. *aging*. 2013.
83. Koppenhaver SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2009;90(1):87-94.
84. Maganaris CN, Baltzopoulos V, Ball D, Sargeant AJ. In vivo specific tension of human skeletal muscle. *Journal of applied physiology*. 2001;90(3):865-72.
85. Alegre LM, Jiménez F, Gonzalo-Orden JM, Martín-Acero R, Aguado X. Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *Journal of sports sciences*. 2006;24(05):501-8.
86. Kraemer WJ, Flanagan SD, Comstock BA, Fragala MS, Earp JE, Dunn-Lewis C, et al. Effects of a whole body compression garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(3):804-14.
87. Bazzyler CD, Mizuguchi S, Sole CJ, Suchomel TJ, Sato K, Kavanaugh AA, et al. Jumping performance is preserved but not muscle thickness in collegiate volleyball players after a taper. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2018;32(4):1020-8.



88. May S, Locke S, Kingsley M. Reliability of ultrasonographic measurement of muscle architecture of the gastrocnemius medialis and gastrocnemius lateralis. *Plos one*. 2021;16(9):e0258014.
89. Earp JE, Kraemer WJ, Cormie P, Volek JS, Maresh CM, Joseph M, et al. Influence of muscle–tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(2):340-7.
90. Abdeen R, Comfort P, Starbuck C, Nester C. Ultrasound characteristics of foot and ankle structures in healthy, copers, and chronically unstable ankles. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2019;38(4):917-26.
91. Dekart KQ. Test-re-test reliability of sahrmann lower abdominal core stability test for DII baseball athletes: West Virginia University; 2014.
92. Haskins IN, Prabhu AS, Jensen KK, Tastaldi L, Krpata DM, Perez AJ, et al. Effect of transversus abdominis release on core stability: short-term results from a single institution. *Surgery*. 2019;165(2):412-6.
93. Shaffer SW, Teyhen DS, Lorensen CL, Warren RL, Koreerat CM, Straseske CA, et al. Y-balance test: a reliability study involving multiple raters. *Military medicine*. 2013;178(11):1264-70.
94. Shaffer SW. SP USA, Deydre S. Teyhen, SP USA, Chelsea L Lorensen, SP USA, Rick L Warren, SP USA, Christina M Koreerat, SP USA, Crystal A Straseske, SP USA, John D Childs, USAF BSC, Y-Balance Test: A Reliability Study Involving Multiple Raters, *Military Medicine*. 2013;178(11):1264-70.
95. Sogut B, Harput G, Tunay VB. Star excursion balance test scores under different conditions: effects of arms position and shoe-wear. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2022;30:17-22.
96. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training*. 1998;33(4):319.
97. Linek P, Sikora D, Wolny T, Saulicz E. Reliability and number of trials of Y Balance Test in adolescent athletes. *Musculoskeletal science and practice*. 2017;31:72-5.
98. Markovic G, Dizdar D, Jukic I, Cardinale M. Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(3):551-5.
99. Sayers SP, Harackiewicz DV, Harman EA, Frykman PN, Rosenstein MT. Cross-validation of three jump power equations. *Medicine and science in sports and exercise*. 1999;31(4):572-7.
100. Mukaka MM. A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi medical journal*. 2012;24(3):69-71.
101. Tanen L, Docherty CL, Van Der Pol B, Simon J, Schrader J. Prevalence of chronic ankle instability in high school and division I athletes. *Foot & ankle specialist*. 2014;7(1):37-44.

102. Agel J, Palmieri-Smith RM, Dick R, Wojtys EM, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate women's volleyball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2003–2004. *Journal of athletic training*. 2007;42(2):295-302.
103. Hudson C, Garrison JC, Pollard K. Y-balance normative data for female collegiate volleyball players. *Physical Therapy in Sport*. 2016;22:61-5.
104. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont Jr PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *Jbjs*. 2010;92(13):2279-84.
105. Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of ankle sprains and chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2019;54(6):603-10.
106. Koldenhoven RM, Feger MA, Fraser JJ, Saliba S, Hertel J. Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016;24:1060-70.
107. Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*. 2014;7:1-13.
108. Kararti C, Bilgin S, Dadali Y, Büyükturan B, Büyükturan Ö, Özsoy İ, et al. Does plantar pressure distribution influence the lumbar multifidus muscle thickness in asymptomatic individuals? A preliminary study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2020;43(9):909-21.
109. Nadler SF, Wu KD, Galski T, Feinberg JH. Low back pain in college athletes: a prospective study correlating lower extremity overuse or acquired ligamentous laxity with low back pain. *Spine*. 1998;23(7):828-33.
110. Choi M-H, An S-D, Lee D-Y, Hong J-H, Yu J-H, Kim J-S. The comparison of various positions on lumbar multifidus activation. *Indian J Sci Technol*. 2016;9(25).
111. Seo D-K, Kim J-S, Lee D-Y, Kwon O-S, Lee S-S, Kim J-H. The relationship of abdominal muscles balance and body balance. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013;25(7):765-7.
112. Schafle MD. Common injuries in volleyball: treatment, prevention and rehabilitation. *Sports Medicine*. 1993;16(2):126-9.
113. Kader D, Wardlaw D, Smith F. Correlation between the MRI changes in the lumbar multifidus muscles and leg pain. *Clinical radiology*. 2000;55(2):145-9.
114. Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & posture*. 2005;22(4):295-301.
115. Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(3):233-41.

116. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Experimental brain research*. 1999;124:69-79.
117. Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *European spine journal*. 2005;14:393-400.
118. Hodges PW, Richardson CA. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*. 1997;40(11):1220-30.
119. Manal K, Roberts DP, Buchanan TS. Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: variations with sex, contraction intensity, and limb. *Journal of applied biomechanics*. 2006;22(4):255-63.
120. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of athletic training*. 2004;39(4):321.
121. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clinics in sports medicine*. 2008;27(3):353-70.
122. Sekulic D, Spasic M, Mirkov D, Cavar M, Sattler T. Gender-specific influences of balance, speed, and power on agility performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27(3):802-11.
123. Raeisi Z, Yalfani A. Balance Performance With and Without Visual Information: A Comparison of Elite Players With Chronic Ankle Instability. *Sport Sciences and Health Research*. 2019;11(2):125-32.
124. Cain MS, Ban RJ, Chen Y-P, Geil MD, Goerger BM, Linens SW. Four-week ankle-rehabilitation programs in adolescent athletes with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2020;55(8):801-10.
125. Uzlaşır S, Özdiraz KY, Dağ O, Tunay VB. The effects of stroboscopic balance training on cortical activities in athletes with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*. 2021;50:50-8.
126. 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.
127. De La Motte S, Arnold BL, Ross SE. Trunk-rotation differences at maximal reach of the star excursion balance test in participants with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2015;50(4):358-65.
128. Fox EL, Mathews DK. Interval training: conditioning for sports and general fitness. (No Title). 1974.
129. Sayers S, Harackiewicz D, Harman E, Frykman P, rosenstein MT. Cross-validation of three jump power equations. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(4):572-7.
130. Maden-Wilkinson T, Balshaw TG, Massey GJ, Folland J. Muscle architecture and morphology as determinants of explosive strength. *European journal of applied physiology*. 2021;121:1099-110.

131. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European journal of applied physiology*. 2016;116:1091-116.
132. ABE T, KUMAGAI K, BRECHUE WF. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000;32(6):1125-9.
133. Kumagai K, Abe T, Brechue WF, Ryushi T, Takano S, Mizuno M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of applied physiology*. 2000.
134. Earp JE, Kraemer WJ, Newton RU, Comstock BA, Fragala MS, Dunn-Lewis C, et al. Lower-body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(3):722-9.
135. Behan FP, Pain MT, Folland JP. Explosive voluntary torque is related to whole-body response to unexpected perturbations. *Journal of Biomechanics*. 2018;81:86-92.
136. Sundstrup E, Jakobsen M, Andersen J, Randers M, Petersen J, Suetta C, et al. Muscle function and postural balance in lifelong trained male footballers compared with sedentary elderly men and youngsters. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2010;20:90-7.
137. Jakobsen MD, Sundstrup E, Krstrup P, Aagaard P. The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *European journal of applied physiology*. 2011;111:521-30.
138. van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, Huijing PA, Woittiez RD. The instantaneous torque-angular velocity relation in plantar flexion during jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1985;17(4):422-6.
139. Forthomme B, Croisier J-L, Ciccarone G, Crielaard J-M, Cloes M. Factors correlated with volleyball spike velocity. *The American journal of sports medicine*. 2005;33(10):1513-9.
140. Kim H, Son SJ, Seeley MK, Hopkins JT. Kinetic Compensations due to Chronic Ankle Instability during Landing and Jumping. *Medicine and science in sports and exercise*. 2018;50(2):308-17.
141. Nikolaidis PT, Afonso J, Clemente-Suarez VJ, Alvarado JRP, Driss T, Knechtle B, et al. Vertical jumping tests versus wingate anaerobic test in female volleyball players: The role of age. *Sports*. 2016;4(1):9.
142. Gacesa JZP, Barak OF, Grujic NG. Maximal anaerobic power test in athletes of different sport disciplines. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(3):751-5.
143. BALOĞLU R, TUNAY VB. Grekoromen güreşçilerde spor yaralanmalarının izometrik kuvvet ve anaerobik güç ile ilişkisi. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*. 9(2):133-41.

144. Lin C-I, Mayer F, Wippert P-M. The prevalence of chronic ankle instability in basketball athletes: a cross-sectional study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2022;14(1):27.
145. McMullen J, Uhl TL. A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of athletic training*. 2000;35(3):329.
146. Liu K, Gustavsen G, Royer T, Wikstrom EA, Glutting J, Kaminski TW. Increased ligament thickness in previously sprained ankles as measured by musculoskeletal ultrasound. *Journal of Athletic Training*. 2015;50(2):193-8.

## 8. EKLER

### EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni

Tarih: 26/12/2022 12:24  
Sayı: E-16969337-030 D0.04  
00002372387



00002372387



## HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

### KURUL KARARI

OTURUM TARİHİ	OTURUM SAYISI	KARAR SAYISI
13.12.2022	2022/21	2022/21-24
Araştırma Numarası : GO 22/885		Değerlendirme Tarihi : 20.09.2022

Üniversitemiz Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi öğretim üyelerinden Doç. Dr. Aynur DEMİREL'in sorumlu araştırmacı olduğu, Doç. Dr. Adalet Elçin YILDIZ ile birlikte çalışacakları ve Fzt. Merve ÇÖMLEKÇİ'nin yüksek lisans tezi olan, GO 22/885 kayıt numaralı **"Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan Voleybolcularda Denge ve Patlayıcı Güç Üzerine Morfolojik Bir Çalışma"** başlıklı araştırma önerisi gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 14 Aralık 2022 – 14 Aralık 2024 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**.

Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

Prof. Dr. Nüket  
PAKSOY ERBAYDAR  
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Güzide Burça  
AYDIN  
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Mehmet Özgür  
UYANIK  
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Ayşe KİN  
İŞLER  
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Sibel  
PEHLİVAN  
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Burcu Balam  
DOĞU  
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Tolga  
YILDIRIM  
Kurul Üyesi

Prof. Dr. Hande GÜNEY  
DENİZ  
Kurul Üyesi

Doç. Dr. Betül ÇELEBİ  
SALTIK  
Kurul Üyesi

Doç. Dr. Merve BATUK  
Kurul Üyesi

**İZİNLİ**  
Doç. Dr. Gülten IŞIK  
KOÇ  
Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Müge  
DEMİR  
Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Burcu  
Ersöz ALAN  
Kurul Üyesi

**İZİNLİ**  
Av. Buket ÇINAR  
Kurul Üyesi

**EK-2: Araştırma Amaçlı Çalışma İçin Aydınlatılmış Onam Formaları**

**ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU**

**(Fizyoterapistin Açıklaması)**

Kronik ayak bileği instabilitesi olan voleybol oyuncularında kasın mimari özelliklerinin patlayıcı kuvvet ve denge performanslarına etkisinin araştırıldığı yeni bir çalışma yapmaktayız. Araştırmanın ismi ‘Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan Voleybolcularda Denge ve Patlayıcı Güç Üzerine Morfolojik Bir Çalışma’dır.

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, sporcuların başarısını arttırmaktır. Bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Doç. Dr. Aynur DEMİREL veya fizyoterapist Merve Çömlekçi tarafından değerlendirilmeye alınacaksınız ve bulgular kaydedilecektir. Değerlendirme sonucunda fizyoterapistiniz uygun görürse bu çalışmaya alınacaksınız. Yine izniniz doğrultusunda bu çalışmayı yapabilmek için ayağınızla öne arkaya uzanımlar içeren denge testi, düşme riskinizin olmadığı voleybol sporunun doğasına uygun sıçrama testi yapılacaktır ve sırt üstü pozisyonda gövde kaslarını kasarak yapacağınız test ile gövde kaslarınız değerlendirilecektir. Gövde ile bacak kaslarınızın kalınlık uzunluk gibi özellikleri için radsasyon içermeyen ultrason görüntüleme cihazı kullanılacaktır. Bu uygulamalar esnasında ağrı ve acı hissetmeyeceksiniz.

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. Aynur DEMİREL tarafından Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Spor Fizyoterapistliği Anabilim Dalları’da 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 hekim 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 karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Doç.Dr. Aynur DEMİREL’i .... (cep) no’lu telefonundan ve Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı 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 ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” olarak yer alma kararını 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:

Adres:

Tel.

İmza

## ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN ÇOCUK RIZA FORMU

Sevgili Kardeşim,

Benim adım Fizyoterapist Merve ÇÖMLEKÇİ ve Doç. Dr. Aynur DEMİREL. Ayak bileği dengesizliği olan voleybol oyuncularında gövde ve bacak kaslarının uzunluk kalınlık özelliklerinin sıçrama ve denge performansına etkisini araştırdığımız bir çalışma yapıyoruz. Amacımız bu kişilerde kas mimari özelliklerinin sıçrama ve denge performansına etkisini araştırmaktır. Araştırma ile yeni bilgiler öğreneceğiz. Bu araştırmaya katılmanı öneriyoruz.

Araştırmayı ben, Fizyoterapist Merve ÇÖMLEKÇİ ve Doç. Dr. Aynur DEMİREL yapıyorum. Bu araştırmaya katılacak olursan senden tek ayak üstünde dururken diğer ayağınla öne arkaya uzanarak yapacağın denge testi, dizlerin bükülü ve bükülü olmayan pozisyonda yapacağın düşme riski olmayan sıçrama testi isteyeceğiz. Sırt üstü pozisyonda gövde kaslarının kuvvetini değerlendireceğiz. Kasların uzunluğuna kalınlığına bakmak için radyasyon içermeyen ultrason görüntüleme cihazı kullanacağız. Bu uygulamalar esnasında ağrı ve acı hissetmeyeceksin.

Bu araştırmanın sonuçları senin gibi ayak bileği dengesizliği olan voleybol oyuncuları için yararlı bilgiler sağlayacaktır. Bu araştırmanın sonuçlarını başka araştırmacılara da söyleyeceğiz, sonuçları bildireceğiz ama senin adını söylemeyeceğiz. Bu araştırmaya katılıp katılmamak için karar vermeden önce anne ve baban ile konuşup onlara danışmalısın. Onlara da bu araştırmadan bahsedip onaylarını/izinlerini alacağız. Anne ve baban tamam deseler bile sen kabul etmeyebilirsin. Bu araştırmaya katılmak senin isteğine bağlı ve istemezsen katılmazsın. Bu nedenle hiç kimse sana kızmaz ya da küsmez. Önce katılmayı kabul etsen bile sonradan vazgeçebilirsin, bu tamamen sana bağlı. Kabul etmediğin durumda da doktorlar muayene ve diğer işlemlerde sana önceden olduğu gibi iyi davranır, önceye göre farklılık olmaz.

Aklına şimdi gelen veya daha sonra gelecek olan soruları istediğin zaman bana sorabilirsin. Telefon numaram .... ve adresim Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Spor Fizyoterapistliği Anabilim Dalı. Bu araştırmaya katılmayı kabul ediyorsan aşağıya lütfen adını ve soyadını yaz ve imzanı at. İmzaladıktan sonra sana ve ailene bu formun bir kopyası verilecektir.

Çocuğun adı, soyadı:

Çocuğun imzası: Tarih:

Velisinin adı, soyadı:

Velisinin imzası: Tarih

**EK-3: Katılımcı Değerlendirme Formu****KİŞİSEL BİLGİLER**

HASTA KODU:

YAŞ:

CİNSİYET:

BOY/KİLO:

SPOR YAŞI:

DOMİNANT TARAF ALT EKSTREMİTE:

GEÇMİŞ HERHANGİ BİR CERRAHİ ÖYKÜSÜ:

AYAK BİLEĞİ KIRIĞI YAŞADI MI:

HERHANGİ BİR KRONİK HASTALIĞI VAR MI:

EN SON AYAK BİLEĞİ BURKULMASI NE ZAMAN GEÇİRDİ:

SON 6 AY İÇİNDE 2 DEFA AYAĞI BOŞALDI MI:

ALT EKSTREMİTE UZUNLUĞU: SAĞ

SOL

**ÖLÇÜMLER**

	ANTERİOR			POSTEROMEDİAL			POSTEROLATERAL		
Y-Denge testi	<u>1.</u>	<u>2.</u>	<u>3.</u>	<u>1.</u>	<u>2.</u>	<u>3.</u>	<u>1.</u>	<u>2.</u>	<u>3.</u>
D:				D:			D:		
ND :				ND :			ND :		

**SICRAMA TESTLERİ:**

	1. Deneme	2. Deneme	3. Deneme
Squat Jump			
Counter Movement Jump			

**SHARMANN'S CORE STABİLİTE TESTİ SEVİYE:**

Seviye 1	
Seviye 2	
Seviye 3	
Seviye 4	
Seviye 5	

**ULTRASON:**

	STATİK			DİNAMİK		
	Kas Kalınlığı	Fasikül Uzunluğu	Pennasyon Açısı	Kas Kalınlığı	Fasikül Uzunluğu	Pennasyon Açısı
Vastus lateralis Kası						
Gastroknemius lateralis Kası						
Lumbal Multifidus Kası						
Tranversus abdominis Kası						
Anteriotalofibular ligament						

FAAM anket skoru:

FAOS anket skoru:

CAIT anket skoru:

IDFAI anket skoru:

## EK-4: Orijinallik Ekran Çıktısı


### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>9</b>	% <b>9</b>	% <b>1</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>5</b>
<b>2</b>	<a href="http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>3</b>	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	<a href="http://docplayer.biz.tr">docplayer.biz.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>5</b>	<a href="http://acikerisim.dicle.edu.tr">acikerisim.dicle.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>6</b>	Submitted to Istanbul Bilgi University Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<a href="http://www.utsakcongress.com">www.utsakcongress.com</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>8</b>	Özlem FEYZİOĞLU, Özgül ÖZTÜRK, Stefanos GADIS. "Effect of Chronic Ankle Instability on Functionality, Mental and Physical Health Among Elite Athletes: A Case-Control Study",	<% <b>1</b>

**EK-5: Dijital Makbuz**



## Dijital Makbuz

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

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Merve Çömlekçi  
Ödev başlığı: merve tez son  
Gönderi Başlığı: merve tez son  
Dosya adı: Merve\_MLEK\_TURN\_T\_N\_SON.docx  
Dosya boyutu: 4.28M  
Sayfa sayısı: 69  
Kelime sayısı: 12,893  
Karakter sayısı: 90,036  
Gönderim Tarihi: 12-Tem-2023 04:30ÖS (UTC+0300)  
Gönderim Numarası: 2130098974

T.C.  
İSCELİM ÜNİVERSİTESİ  
İNGİLİZCE BİLİM ENSTİTÜSÜ

Copyright 2023 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.

## EK-6 : Tez ile İlgili Bildiri ve Yayınlar

Sözel bildiri sunum: Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi Olan ve Olmayan Voleybolcularda Saha Testlerinin Karşılaştırılması

Çömlekçi M., Demirel A.

5. Trakya Fizyoterapi Günleri: El Sempozyumu 4 Haziran 2022, Edirne.

**1. Ulusal Sağlık Hizmetleri ve Bilimleri Kongresi**

Sayın; Merve ÇÖMLEKÇİ

11-12 Mayıs 2023 tarihinde Altınbaş Üniversitesi'nde düzenlenecek olan 1. Ulusal Sağlık Hizmetleri ve Bilimleri Kongresi'ne göndermiş olduğunuz KADIN VOLEYBOLCULARDA KRONİK AYAK BİLEĞİ İNSTABİLİTE VARLIĞININ DENGE PATLAYICI KUVVET VE GÖVDE STABİLİZASYONU ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ isimli bildirinizi kongre bilim kurulu tarafından kabul edilmiştir. Bildirinizi Sözlü sunum olarak sunmak üzere teşekkürlerinizi saygılarımızla arz ederiz.

Prof. Dr. Turgut İpek  
Kongre Başkanı

**KATILIM BELGESİ**

Sayın Fz. T Merve Çömlekçi

11-12 Mayıs 2023 tarihlerinde gerçekleşen 1. Ulusal Sağlık Hizmetleri ve Bilimleri Kongresi'ne katılımlarınızdan dolayı teşekkür ederiz.

Prof. Dr. Turgut İPEK  
Kongre Başkanı

Prof. Dr. Çağrı ERHAN  
Kongre Onursal Başkanı

## 9. ÖZGEÇMİŞ