



**T.C.**  
**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS**  
**PROGRAMI**

**LATERAL AYAK BİLEĞİ YARALANMASI OLAN KİŞİLERDE ESNEK VE  
ESNEK OLMAYAN BANTLAMA UYGULAMALARININ SIÇRAMA  
SONRASI YERE İNİŞTE AYAK BİLEĞİ KİNEMATİĞİ ÜZERİNE  
ETKİNLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**FZT. SÜLEYMAN KORKUSUZ**

**Yüksek Lisans Tezi**

**ANKARA 2019**



**T.C.**  
**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS**  
**PROGRAMI**

**LATERAL AYAK BİLEĞİ YARALANMASI OLAN KİŞİLERDE ESNEK VE  
ESNEK OLMAYAN BANTLAMA UYGULAMALARININ SIÇRAMA  
SONRASI YERE İNİŞTE AYAK BİLEĞİ KİNEMATİĞİ ÜZERİNE  
ETKİNLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**FZT. SÜLEYMAN KORKUSUZ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Prof. Dr. Hayri Baran YOSMAOĞLU**

**Yüksek Lisans Tezi**

**ANKARA 2019**



T.C  
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı çerçevesinde Süleyman Korkusuz tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 11 /09 / 2019

Tez Konusu: LATERAL AYAK BİLEĞİ YARALANMASI OLAN KİŞİLERDE ESNEK VE ESNEK OLMAYAN BANTLAMA UYGULAMALARININ SIÇRAMA SONRASI YERE İNİŞTE AYAK BİLEĞİ KİNEMATİĞİ ÜZERİNE ETKİNLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

**TEZ DANIŞMANI:** Prof. Dr. H. Baran YOSMAOĞLU

**TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ**

Prof. Dr. Hayri Baran YOSMAOĞLU

Başkent Üniversitesi

Prof. Dr. Seyhan SÖZAY

Başkent Üniversitesi

Doç. Dr. Emel SÖNMEZER

Başkent Üniversitesi

Prof. Dr. Nevin ATALAY GÜZEL

Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Gizem İrem KINIKLI

Hacettepe Üniversitesi

**ONAY:** Bu tez, Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun ..12... / ..09... / 2019 tarih ve ..42-10... Karar Sayısı ile kabul edilmiştir.

  
Prof. Dr. Fatma Belgin ATAÇ  
Enstitü Müdürü



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU**

Tarih: 18 /09 /2019

Öğrencinin Adı, Soyadı: Süleyman Korkusuz

Öğrencinin Numarası: 21720126

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. H. Baran YOSMAOĞLU

Tez Başlığı: "Lateral Ayak Bileği Yaralanması Olan Kişilerde Esnek ve Esnek Olmayan Bantlama Uygulamalarının Sıçrama Sonrası Yere İnişte Ayak Bileği Kinematiği Üzerine Etkinliğinin Karşılaştırılması"

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 77 sayfalık kısmına ilişkin, 18 / 09 /2019 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 5'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

"Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını" inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası: Süleyman Korkusuz

Onay

18/ 09 /2019

Prof. Dr. H. Baran YOSMAOĞLU

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad,

## TEŞEKKÜR

Başta her zaman bana desteklerini esirgemeyen aileme, bugünlere gelmemde emeği büyük olan rahmetli anneannem Salime Taşdelen'e, bu uzun süre boyunca bilgi ve deneyimlerinden fazlaca yararlandığım, değerli hocam, tez danışmanım Prof. Dr. Hayri Baran Yosmaoğlu'na, Hacettepe Üniversitesi hocalarından Dr. Öğr. Ü. Serdar Arıtan'a, bende çok emeği olan kıymetli hocam Doç. Dr. Sibel Kibar'a, yüksek lisans eğitimim boyunca bilime olan ilgi ve sevgimi arttıran benim için önemli bir yeri olan Prof. Dr. Rengin Erdal'a, yine Başkent Üniversitesi hocalarından hocam Prof. Dr. Mehtap Akçil Ok'a, Fیزیocare Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Tıp Merkezi hocaları Doç. Dr. Ferdi Yavuz'a, Prof. Dr. Birol Balaban'a, Prof. Dr. Haydar Möhür'e, Uzm. Fzt. A. Dilşad Yıldırım'a, Uzm. Fzt. Melih Ecmel Çakmak'a, kıymetli ablam Sorumlu Hemşire Belma Özyürek'e, Yönetici ve Uzm. Hemşire Zeynep Akgül Bayram'a ve tüm Fیزیocare Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi çalışanlarına, laboratuvar süreci boyunca bana yardımcı olan tüm arkadaşlarıma, her zaman manevi desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Mustafa Kaplankıran ve eşi Hakime Kaplankıran'a, Uzm. Biyolog Sedef Özyürek'e, bu süreçte hep yanımda olan manevi babaannem Kadriye Tümkok'a, Hayretin Utkanlar ve Münire Utkanlar'a, Tuğba Ünal'a, ablam Gülten Satar'a, İç Mimar Beste Eyikoçak'a

En içten teşekkürlerimi sunarım.

**Süleyman Korkusuz**

## ÖZET

**Korkusuz S. Lateral Ayak Bileği Yaralanması Olan Kişilerde Esnek ve Esnek Olmayan Bantlama Uygulamalarının Sıçrama Sonrası Yere İnışte Ayak Bileği Kinematiki Üzerine Etkinliğinin Karşılaştırılması. Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2019.** Bu çalışmanın amacı tek taraflı lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan kişilerde etkilenmiş ayak bileğine uygulanan esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği eklemi üzerindeki etkisini kinematik olarak karşılaştırmaktır. Tek taraflı lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan 24 kişi, 30 cm yükseklikteki platformdan tek ayak üstüne iniş yaptırılarak ayak bileği kinematik analizi üç boyutlu yüksek hızlı kamera sistemiyle gerçekleştirildi. Aynı analiz yaralanma geçirmiş ayağa esnek (kinezyo bantlama) ve esnek olmayan bantlama (atletik bant) yapılarak tekrarlandı. Hiçbir bantlama yapılmadan gerçekleştirilen inişte yere ilk temasta ve ilk temastan sonraki ilk 150 ms' de etkilenen ayağın inversiyon açı değeriinin etkilenmeyen ayaktan daha küçük olduğu ve farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ( $p=0,03967$ ,  $p=0,04250$ ). Etkilenen ayakta esnek bantlama, esnek olmayan bantlama uygulaması sonrası ve hiçbir bantlama uygulaması yapılmadan gerçekleştirilen üç farklı yere inişte ilk temas, tam temas ve ilk temastan sonraki ilk 150 ms' de ayak bileği kinematik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmeydi. Çalışmanın sonuçları, esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere iniş sırasında ayak bileğinin stabilizasyonunda yeterli olmayabileceğini ve bant uygulama teknik ve materyallerinin kinematik açıdan farklı olmadığını göstermektedir. Ayak bileği yaralanması geçiren bireylerde özellikle sportif aktivite sırasında bantlama uygulaması yapılırsa dahi yaralanma ile ilgili kinematik risk faktörlerinin devam ettiği göz önüne alınmalıdır.

**Anahtar Kelimeler:** Ayak bileği, lateral ayak bileği yaralanması, kinematik analiz, ayak bileği biyomekaniği, bantlama

## ABSTRACT

Korkusuz S. Comparison of the Effectiveness of Elastic and Inelastic Banding Applications on Ankle Kinematics in Drop Landing in Patients with Lateral Ankle Injury. Baskent University, Institute of Health Sciences, Physiotherapy and Rehabilitation Program, Master Thesis, Ankara, 2019. The aim of this study was to evaluate the effect of elastic and inelastic banding applications on the kinematic of the ankle joint in drop landing in patients with a history of unilateral lateral ankle. 24 people with a history of unilateral lateral ankle injury were descended from a platform of 30 cm height on one foot and ankle kinematic analysis was performed with a three-dimensional high-speed camera system. The same analysis was repeated by performing elastic (kinesio taping) and inelastic banding (athletic tape) on the injured foot. In the descent performed without any banding, the inversion angle value of the affected foot was smaller than the unaffected foot and the difference was statistically significant ( $p = 0.03967$ ,  $p = 0.04250$ ). There was no statistically significant difference in ankle kinematic values at the first contact, full contact and first 150 ms after the first contact after landing in three different places after elastic banding, inelastic banding and without any banding. The results of the study show that elastic and inelastic banding applications may not be sufficient to stabilize the ankle during landing after splashing and that the band application techniques and materials are not kinematically different. It should be taken into consideration that the kinematic risk factors related to injury persist in individuals with ankle injury, even if taping is performed during sports activity.

Keywords: Ankle, lateral ankle injury, kinematic analysis, ankle biomechanics, taping

# İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
SİMGELER ve KISALTMALAR .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1.GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ayak Bileğinin Embriyolojisi .....	3
2.2.Ayak Bileği Anatomisi .....	3
2.2.1. Kemik Yapısı .....	4
2.2.2. Ayak Bileği Ligamentleri.....	7
2.2.2.1. Medial Ligament Kompleksi (Deltoid Bağ).....	7
2.2.2.2. Lateral Bağ Kompleksi.....	8
2.2.2.3. Sindezmotik Bağ Kompleksi .....	10
2.2.3. Ayak Bileği Kasları.....	11
2.2.3.1. Ön Kompartman Kasları.....	11
2.2.3.2. Arka Kompartman Kasları .....	13
2.2.3.3. Lateral ve Medial Kompartman Kasları.....	14
2.2.4.Ayak Damar ve Sinir Yapıları .....	16
2.2.5. Ayak Bileği Eklem Kapsülü.....	16
2.3.Ayak Bileği Stabilitesi.....	16
2.4. Ayak Bileği Biyomekaniği .....	19
2.5.Yere İniş Biyomekaniği.....	22
2.6.Ayak Bileği Ligament Yaralanmaları .....	22
2.6.2.Medial Ligament Yaralanmaları .....	29
2.6.3.Sindezmoz Yaralanmaları.....	29
2.7.Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi .....	30
2.8.Kinezyo Bantlama.....	30
2.9.Atletik Bantlama.....	32
3.BİREYLER VE YÖNTEM .....	33
3.1.Bireyler .....	33



3.2.Yöntem .....	34
3.2.1.Değerlendirmeler .....	34
3.2.2.Uygulamalar .....	44
3.3. İstatistiksel Analiz .....	55
4.BULGULAR .....	56
4.1.Tanımlayıcı İstatistikler .....	57
4.2.Demografik Bulgular .....	58
4.3.Klinik Bulgular .....	60
4.4.Laboratuvar Bulguları .....	64
5.TARTIŞMA .....	71
6. SONUÇ ve ÖNERİLER .....	77
7. KAYNAKÇA .....	78
8.EKLER.....	86

+

## SİMGELER ve KISALTMALAR

<b>Art</b>	: Articularis
<b>M</b>	: Musculus
<b>N</b>	: Nervus
<b>MLA</b>	: Medial Longitudinal Ark
<b>ATFL</b>	: Anterior Talofibular Ligament
<b>KFL</b>	: Kalkaneofibuler Ligament
<b>PTFL</b>	: Posterior Talofibuler Ligament
<b>MTP</b>	: Metatarso Phalanks
<b>IP</b>	: Inter Phalanks
<b>%</b>	: Yüzdellik
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>dk</b>	: Dakika
<b>sn</b>	: Saniye
<b>SPSS</b>	: Sosyal Bilimler için İstatistik Programı
<b>SS</b>	: Standart Sapma
<b>VKİ</b>	: Vücut Kitle İndeksi

## ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1.** Talusun üstten ve alttan görünümü
- Şekil 2.2.** Ayak bileği eklemının önden ve alttan görünümü
- Şekil 2.3.** A. Yüzeysel deltoid bağ
- Şekil 2.3.** B. Derin deltoid bağ
- Şekil 2.4.** Ayak bileği lateral bağları
- Şekil 2.5.** Sindezmotik bağ kompleksi
- Şekil 2.6.** Ön kompartman kasları
- Şekil 2.7.** Lateral kompartman kasları
- Şekil 2.8.** Medial kompartman kasları
- Şekil 2.9.** Ayak bileğinin mekanik eksenı
- Şekil 2.10.** Talokrural açısı
- Şekil 2.11.** Inman'ın tarif ettiği koni modeli
- Şekil 3.1.** Vizüel Analog Skalası
- Şekil 3.2.** Ayak Postür İndeksi Değerlendirmesi
- Şekil 3.3.** Navikülar Düşme Testi
- Şekil 3.4.** Otur ve Uzan Testi
- Şekil 3.5.** Kas Kuvveti Değerlendirmesi
- Şekil 3.6.** Anterior Çekmece Testi
- Şekil 3.7.** Talar Tilt Testi
- Şekil 3.8.** 30 cm Yükseklikten Gerçekleştirilecek Sıçrama Öncesi
- Şekil 3.9.** İlk Temas Anı
- Şekil 3.10.** Tam Temas Anı
- Şekil 3.11.** Ayak Üzerinde Konumlandırılmış İşaretleyiciler
- Şekil 3.12.** Esnek Olmayan (Atletik) Bantlama Uygulaması
- Şekil 3.13** Esnek Olmayan (Atletik) Bantlama Uygulaması Sonrası  
İşaretleyicilerin Pozisyonlanması

- Şekil 3.14.** Esnek Olmayan (Atletik) Bantlama İle Sıçrama ve Sıçrama Sonrası Yere İniş
- Şekil 3.15.** Esnek (Kinezyo Bantlama) Bantlama Uygulaması
- Şekil 3.16.** Esnek (Kinezyo Bantlama) Bantlama Uygulaması Sonrası İşaretleyicilerin Pozisyonlanması
- Şekil 3.17.** Esnek (Kinezyo Bantlama) Bantlama İle Sıçrama
- Şekil 3.18.** Üç Boyutlu Konum Verileri
- Şekil 3.19.** X-Y-Z eksenlerinde Meydana Gelen Ayak Bileği Hareketleri
- Şekil 3.20.** İlk Temas Anı
- Şekil 3.21.** Tam Temas Anı
- Şekil 4.1.** Akış Çizelgesi

## TABLolar DİZİNİ

- Tablo 4.1.** Tanımlayıcı İstatistikler
- Tablo 4.2.** Demografik Özelliklere İlişkin Frekans Tablosu
- Tablo 4.3.** Klinik Bulgular
- Tablo 4.4.** Navikular Düşme Testi ve Otur Uzan Testi
- Tablo 4.5.** Ağrı Düzeyi
- Tablo 4.6.** Kas Kuvveti Ölçümlerine İlişkin Tanımlayıcı İstatistikler
- Tablo 4.7.** Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak, Esnek Bantlama Yapılan ve Esnek Olmayan Bantlama Yapılan Etkilenmiş Ayak Karşılaştırmaları İçin Friedman Testi Sonuçları
- Tablo 4.8.** Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak ve Etkilenmemiş Ayak İçin Karşılaştırmaları İçin Wilcoxon Testi Sonuçları
-

## 1.GİRİŞ

Ayak ve ayak bileği vücudumuzun tüm ağırlığını taşıma görevinin yanında, farklı yapıdaki yüzeylerle temas halinde olduğundan daima yaralanmalara açıktır. Bu yaralanmalara bağlı olarak, ligament hasarları ve kırıklar ortaya çıkabilir (1,2).

Tüm hastane acil servislerine başvuranların yaklaşık %5'ini ayak bileği yaralanması oluşturmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde lateral ayak bileği yaralanması problemi ile her gün yaklaşık 25000 hasta başvurmaktadır. Bu problemle sık karşılaşılması bu konunun devlete önemli mali yük oluşturduğu sonucunu ortaya koymaktadır (2).

İnversiyon mekanizmasından ve ayak bileği lateral ligament kompleksi hasarından kaynaklanan ayak bileği burkulması inversiyon ve plantar fleksiyon sonucu meydana gelir ve tüm ayak bileği burkulmalarının %85'lik önemli bir kısmını oluşturmaktadır (3).

Lateral ligament kompleksi hasarı sonucu ilk etkilenen ligament anterior talofibular ligament'dir. ATFL lateral bağlar içinde en kısa ve güçsüz olduğundan en fazla hasar gören ligament olduğu düşünülmektedir (4,5,6).

Deltoid ligamentin tek başına yaralanması çok nadir olarak görülmektedir, bu oran tüm ayak bileği burkulmalarının %5' inden daha azını oluşturmaktadır. Deltoid ligament rüptürü aşırı eversiyon sonucunda ve eksternal rotasyonel bir kuvvete maruz kaldığında ortaya çıkar ve genellikle malleolar fraktür ile birlikte görülür (6,7,8).

Lateral ayak bileği yaralanması sonrası yaklaşık %40-75 olguda tekrarlayarak, kronik ayak bileği instabilite problemi haline gelir (9).

Sıçrama sonrası yere iniş mekanizması ayak bileğini yüksek dikey reaksiyon kuvvetlerine maruz bıraktığından; yere çarpma kuvvetlerinin azaltılması nöromusküler kontrolün düzgün yapılabilmesi ile ilişkilidir (10,11).

Ayak bileği yaralanması olan kişilerde mekanik stabilitenin yeterli bir şekilde sağlanabilmesi ve ayak bileğinin tekrar burkularak yaralanmasının önlenmesi için çeşitli fonksiyonel ortezler ve bantlama uygulamaları yapılmaktadır. Bantlama uygulamaları esnek ve esnek olmayan bant materyalleriyle yapılabilir.

Esnek olmayan bant uygulamalarında, bant, plantar yüzeyle doğrudan temas eder, rigid bir destek sağlar ve medial plantar yüzeyle yukarı doğru bir kuvvet uygular. Esnek olan bant materyeli ise farklı olarak %120-140 arasında esneyebilir ve eklemleri kısıtlama miktarı sınırlıdır. Bir miktar mekanik destek sağladığı, ödemi, ağrıyı, kas spazmını azalttığı ve spor yaralanmalarından koruduğu belirtilmiştir (12).

Literatürde yaralanan ayak bileği eklemine ne tür bir ortezin veya koruyucu bantlamanın kullanılacağı, yapılacak uygulamaların rigid mi yoksa esnek mi olması gerektiği konusunda bir fikir birliğine varılamamıştır (13,14).

Literatür incelendiğinde lateral ayak bileği yaralanmalarında esnek yada esnek olmayan bantlama uygulamalarının etki mekanizması açısından birbirlerine olan üstünlükleriyle ilgili az sayıda çalışma bulunmamaktadır. Ancak seçilen bant materyelinin, ayak bileği mekanik stabilitesine doğrudan etki edebileceği göz önüne alındığında; yaralanmalardan korunma açısından fark yaratabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmanın amacı; lateral ayak bileği yaralanmalarında esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının ayak bileği kinetik ve kinematiki üzerine etkinliğini objektif olarak karşılaştırmaktır; Bununla birlikte lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan ve olmayan ayakların sıçrama sonrası yere iniş sırasındaki biyomekanik farklılıklarını karşılaştırmaktır. Bu amaç doğrultusunda hipotezlerimiz;

Hipotez 1:

H<sub>0</sub>: Lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan kişilerde esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematik fonksiyonları üzerine etkisi arasında fark yoktur.

H<sub>1</sub>: Lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan kişilerde esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematik fonksiyonları üzerine etkisi arasında fark vardır.

Hipotez 2:

H<sub>0</sub>: Lateral ayak bileği yaralanma öyküsü olan ve olmayan ayaklar arasında sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematik fonksiyonları arasında fark yoktur.

H<sub>1</sub>: Lateral ayak bileği yaralanma öyküsü olan ve olmayan ayaklar arasında sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematik fonksiyonları arasında fark vardır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ayak Bileğinin Embriyolojisi

Embriyonik dönem ovulasyondan sonra doğum öncesi 7. haftanın sonuna kadar olan dönemdir. İntrauterin yaşamın 4. haftasının sonunda ekstremiteler tomurcukları ve mezenkim dokusu oluşur. Mezenkim dokusu genel olarak vücuttaki bağ dokusu, üst ve alt ekstremiteler kemiklerinin oluşumundan sorumlu yapıdır.

Alt ekstremiteler tomurcuklarının gelişim sırası proksimalden distale doğrudur. Doğum öncesi 4. ve 5. haftalarda ayak oluşumu başlar. İlk başta ayak ayakları içeri ve yukarıya doğru bakar daha sonra rotasyona uğrarlar ve birbirlerine doğru yönelirler.

İntrauterin yaşamın 5. ve 6. haftalarında mezenkim dokusunun yoğunlaşmasıyla tarsal kemikler meydana gelir. Eklemlerin farklılaşması 6. haftadan itibaren başlar. Alt tarafın iskeleti somatomezoderm dokusundan farklılaşarak meydana gelir.

Tüm alt ekstremiteler iskeleti doğum öncesi 7. haftanın başına kadar kartilaj yapısıdır. Ayağın normal şekline yakın bir görünüm alması 7. haftanın sonuna doğrudur (15,16,17).

### 2.2. Ayak Bileği Anatomisi

Ayak bileği eklemi (art. talocruralis) menteşe (ginglimus) tipte olup talus, tibia ve fibula kemiklerinin troklear yüzeyleri arasında oluşan sinoviyal bir eklemdir. Ayak bileği eklemi eklem yüzleri hiyalin kıkırdak ile kaplıdır. Talus, tibia ve fibula arasında oluşan çeşitli bağlar ve eklemlerden dolayı ayak bileği eklemi karmaşık bir yapıya sahiptir. Ayak bileği eklemi esas olarak talus kubbesi ve tibial plafond arasında yer alır ve bu kompleks yapı ligamentlerle desteklenmiştir (18).

Ayak bileği eklemi oluşturan eklemler; fibulotalar, tibiotalar ve distal tibiofibular eklemler olmak üzere üç tanedir. Fonksiyonel açıdan menteşe tipli olan ayak bileği eklemi (talokrural eklem) ayak ve bacak arasında bağlantıyı sağlayan tek eklem olmasının yanında birincil olarak sagittal düzlemdeki ana hareketlerden, plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketlerinden sorumludur.



Ayak ve ayak bileği tek kemikten oluşan rijit bir yapı değildir. Ayak bileği eklemi rijit bir yapı olsaydı yalnızca vücudun ön tarafa ilerlemesini sağlayan ve vücut ağırlığını taşıyan bir kaldıraç gibi işlevi olurdu. Oysaki ayak ve ayak bileği çeşitli kemik ve eklemlerden oluştuğu için elastik bir yapısı vardır ve bu sayede çeşitli düzlemlerde hareket edebilme yeteneğine sahiptir (5,6).

Ayak bileği ekleminin eksenini talus gövdesinin medialinde ve lateralinde yer alan malleoller oluşturur. İç malleol talusun medial faseti ile dış malleol talusun lateral faseti ile eklem yapar. Medial malleol lateral malleolden daha küçüktür ve medial malleol lateral malleola göre daha anteriorda ve proksimalde konumlanır. Bu sebepten dolayı malleollerden geçen eklem eksenini obliktir.

Ayak bileği ekleminin eksenini lateral malleolun ortasından ve medial malleolun altından geçer. Yaklaşık olarak ayak bileği ekleminin eksenini transvers düzlemle  $8^{\circ}$  ve frontal düzlemle  $20^{\circ}$ - $30^{\circ}$  kadar açı yapar. Ayak bileği eklemi obliktir ve bunun bir sonucu olarak sagittal düzlemde meydana gelen plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketlerine ek olarak talokrural eklemde rotasyon, fibular kayma ve talar rotasyon hareketleri de gözlenir (19,5,18,4).

### **2.2.1. Kemik Yapısı**

Ayak bileği eklemi diğer adıyla talokrural eklem sinoviyal tipte olup tibia, fibula ve talus kemiklerden meydana gelir (18).

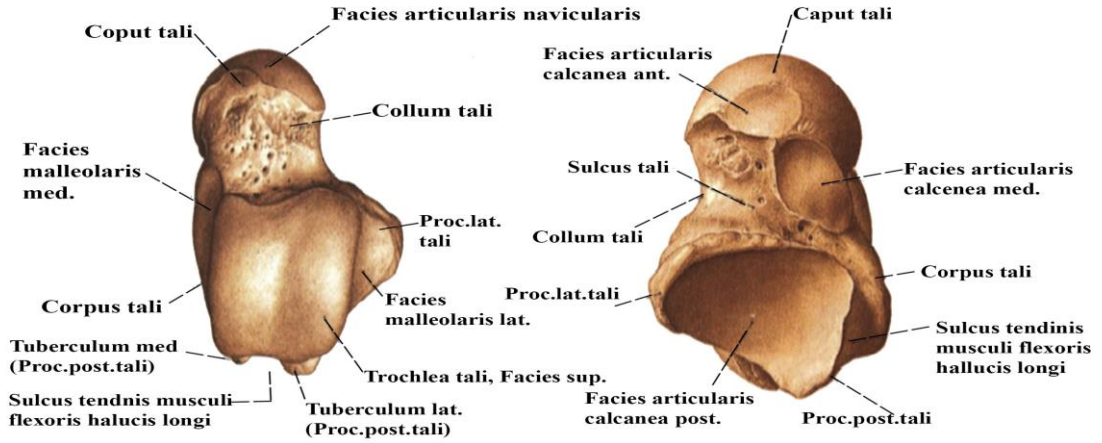
#### ***Talus***

Talus, trapezoidal yapıdadır ve yaklaşık  $60^{\circ}$  lık büyük bir kısmı kırıkda kaplıdır. Talusun baş, boyun ve cisim olmak üzere üç bölümü vardır. Talusun üst yüzeyi makara şeklindedir ve troklea olarak isimlendirilir bu bölgeye bağlar tutunur. Troklea medial malleol, lateral malleol ve tibiyanın distal yüzeyi ile eklem yapar.

Talusun ön kenarı arka kenarına göre ortalama 2,5 mm daha geniştir. Talusun anterior yüzü navikular kemik ile superior ve medial yüzü tibia ile lateral yüzü fibula ile inferior yüzü kalkaneus ile eklem yapar. Talus boynu, talus başının arkasında yer alır ve dar bir kısımdır. Talus boynunun kırıkdağısız bir yapısı vardır ve talus boynunun

eklem yüzü yoktur. Bu bölge kan damarlarının giriş kısmıdır besleyici damarlar buradan geçer ve talusa girer.

Talusun inferior yüzünün ön kısmı, kalkaneus üzerinde bulunan sustentaculum tali üzerine oturmuştur. Talusa birçok ligament yapışmasına rağmen hiçbir kas yapışmamaktadır. Ayak bileğinin plantar fleksiyon hareketi sırasında küçük olan arka kısım tibianın altına gelir ve tibiofibular aralığın (mortis) daralmasına sebep olur. Ayak bileğinin dorsi fleksiyon hareketi sırasında ise büyük olan ön kısım tibiofibular aralığı yani mortisi genişletir (20,15,18).



**Şekil 2.1.** Talusun üstten ve alttan görünümü (18).

### ***Distal Tibia***

Tibia gövdesi ile karşılaştırıldığında tibianın distal ucu daha geniş ve ayrıca dörtgen şeklinde olduğu bilinmektedir. Tibianın distaline doğru gidildikçe genişleme görülür ve bu bölgenin tübüler kortikal yapı yerine spongioz kemiğe dönüştüğü metafizyel kısma pilon adı verilir. Tibianın distal uç kısmında bulunan ve talus kubbesi ile eklem yapan eklem yüzü plafond olarak isimlendirilir.

Medial malleol tibianın alt ucunda ve medial kısma doğru konumlanmıştır. Medial malleolun iç yüzü kırkırdakla kaplıdır. Sulkus malleolaris medial malleolün arkasında bulunur ve bu oluk şeklindeki yapıdan fleksör digitorum longus ile tibialis posterior

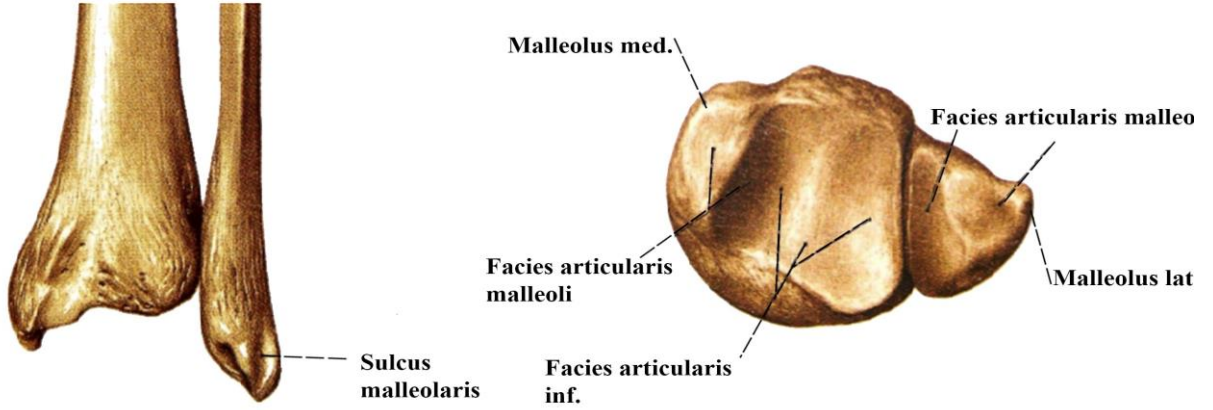
kaslarının tendonları geçer. Deltoid lifleri kollikulus olarak isimlendirilen ve bir olukla ayrılmış olan iki tepeceğe yapışır. Tibianın anterior kenarında ön eklem kapsülünün tutunduğu yer tibianın anterior proçesi olarak isimlendirilir ve Chaput Tüberkülü olarakta bilinir. Anterior tibiofibular bağ chaput tüberkülüne tutunur. Tibianın posterior çıkıntısı tibianın arka uç kısmında bulunur volkman tüberkülü olarak da isimlendirilir. Posterior tibiofibular bağ posterior tibial tüberkül yani diğer adıyla volkman tüberkülüne yapışır.

Tibianın distalinin eklem yüzünün ön kısmı düz bir yapıdayken arka kenarı inferiora doğru uzanan bir yapıdadır ve bu kısım malleolus posterior olarak isimlendirilir ayak bileği stabilitesinin değerlendirilmesi için önemlidir çünkü posteriora kaymaya engel olmaktadır (18,21,15).

### ***Distal Fibula***

Fibula distalde ayak bileği eklemine lateral eklem yüzeyini oluşturur ve ayak bileğinin lateral kısmının desteğini sağlar. Fibulanın distal ucunun iç yüzeyi üçgen şeklinde iken dış yüzeyi cilt altında kabarıklık bir şekilde elle palpe edilebilmektedir. Fibulanın eklem yüzeyinin distalde geniş ve konveks bir yapısı vardır ve yukarıda tibia ile eklem yaparken aşağıda ise talus ile eklem yapar. Fibulanın ön ve arkasında bulunan fibuler tüberkülleri tibial plafond sınırının hemen altında konumlanmışlardır.

Eklem yüzeyinin hemen üzerinde triangüler alan vardır ve bu alan distalde tibia ve fibula arasında eklem benzeyen bir yapı oluştursa da eklem olarak kabul edilmez bu durumun ana sebebi bu yapının sindezmotik yapısının olması ve eklem kıkırdağının bulunmamasıdır. Ayrıca bu yapı kemikler arasında biraz harekete imkan sağlar. Peroneal tendonlar fibulanın arka kenarındaki sulkustan geçer (15,21).



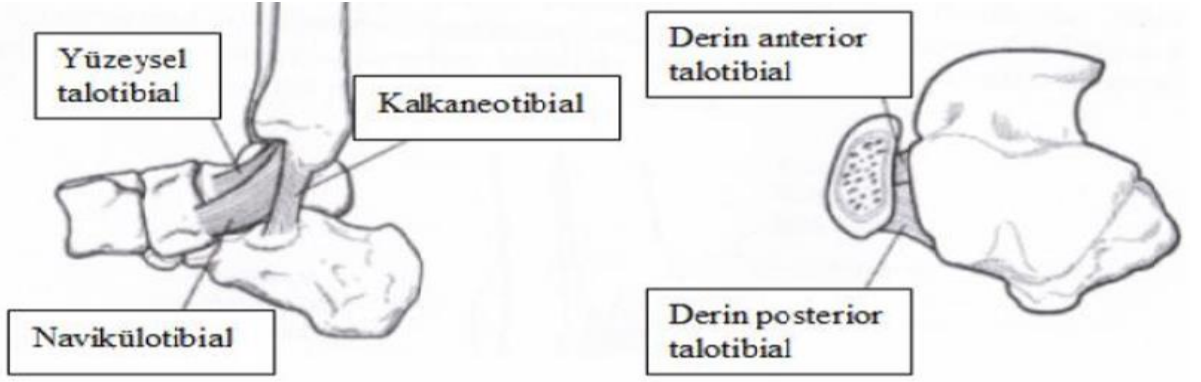
**Şekil 2.2.** Ayak bileği ekleminin önden ve alttan görünümü (18).

### 2.2.2. Ayak Bileği Ligamentleri

Ayak bileği eklemini destekleyen ve stabilizasyonunu sağlayan medial kollateral, lateral kolleteral ve sindezmotik bağ kompleksi olmak üzere üç grup ligament kompleksi bulunmaktadı (18).

#### 2.2.2.1. Medial Ligament Kompleksi (Deltoid Bağ)

Medial ligament kompleksi (deltoid bağ) ayak bileğinin medial desteğini sağlar. Geniş ve güçlü bir bağ olmasının yanında üçgen şeklinde bir görünümü vardır. Deltoid bağın tepe kısmı yukarıda medial malleole, geniş olan tabanı önde navikulaya, arka kısımda ise talus kemiğinin medial tuberkulumuna tutunur. Deltoid bağların yüzeysel ve derin olmak üzere iki katmanı vardır.



Şekil 2.3.A.Yüzeysel deltoid bağ.

B. Derin deltoid bağ (31).

### ***Yüzeysel Deltoid Bağ***

Medial malleolun ön kollikulusundan başlar ve burdan üç bant olarak talusun medial tüberkülü, navikular kemik ve kalkaneusun sustentakulum talisine uzanır. Yüzeysel deltoid bağın kısmi olarak desteklenmesi kruris fasyası ve tendon kılıfları tarafından sağlanır. Yüzeysel deltoid bağların tibionaviküler lifleri talus başının içeri doğru deplase olmasına engel olur. Bunun yanında yüzeysel deltoid bağların tibiokalkaneal lifleri ise valgus deplasmanına engel olmaktadır.

### ***Derin Deltoid Bağ***

Medial ligament kompleksinin en kalın ve en güçlü bağıdır. İç malleolun posterior kollikulusundan başlar ve daha sonra iki parça olarak ön ve arka tibiotalar bağları oluşturur. Mortis içinde ayak bileğinin birincil stabilizatörü, derin deltoid bağıdır. Deltoid bağ talus kemiğinin mortiste eksternal rotasyonunu limitlemekle görevlidir. Bu alanda yapılmış biyomekanik çalışmalara bakıldığında bu fonksiyonun yaklaşık %57'sini yapabildiği gözlemlenmiştir (22,23,24).

### **2.2.2.2. Lateral Bağ Kompleksi**

Lateral bağ kompleksi talusun ön-arka ve lateral planda stabilitesini sağlamakla görevlidir. Lateral bağ kompleksi üç parçadan oluşur.



**Şekil 2.4.** Ayak bileği lateral bağları (31).

#### ***Anterior Talofibular Ligaman (ATFL)***

Ayak bileğinin en zayıf bağı olarak bilinir ve aynı zamanda en sık yaralanan bağıdır. Lateral malleolun ön kısmından başlar ve buradan talus boynuna doğru uzanır. Fibulanın distal kısmı ile talus kemiğinin boynu arasında konumlanmıştır. Anterior talofibular bağı orta kısmı ayak bileği ekleminin kapsülü ile birleşir. Ayak bileği yaralanmalarında en çok etkilenen bağıdır. Önemli görevlerinden biride ayak bileği plantar fleksiyona gittiğinde talus kemiğinin öne subluksasyonuna engel olmaktadır.

#### ***Kalkaneofibular Ligaman (KFL)***

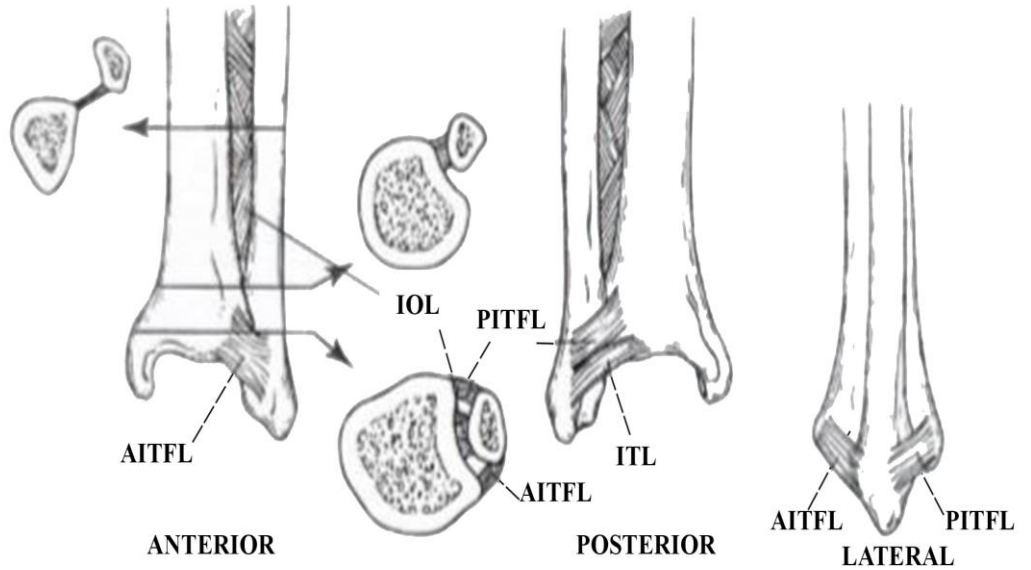
Lateralde bulunan bağlar arasında en geniş olan bağıdır. Lateral malleolün arka kısmından başlar ve kalkaneusun dış yan kısmında bulunan küçük bir tüberküle yapışır. Ayak bileğinin inversiyon hareketini sınırlar bunun yanında bir diğer görevi de subtalar eklemin stabilizasyonundan sorumlu esas yapıdır. Ayakta dururken gevşektir bunun sebebi kalkaneusun valgusa doğru yönelmesidir.

### ***Posterior Talofibular Ligaman (PTFL)***

Başlangıç bölgesi lateral malleolun eklem dışı kalan yüzeyidir ve burdan talus kemiğinin arka çıkıntısına uzanır. Lateral bağlar arasında en güçlü olanıdır. Bunun yanında yerleşim olarak da lateral bağlar arasında en derin yerleşime sahip olan bağıdır. Talus kemiğinin rotasyonel stabilizasyonuna destek sağlar ve yine talusun posterioara sublüksasyonuna engel olur. Posterior talofibular ligamanın gerilebilmesi için ancak zorlu bir dorsifleksiyon hareketi meydana gelmelidir (23,18,19).

### **2.2.2.3. Sindezmotik Bağ Kompleksi**

Sindezmotik bağ kompleksi distal tibia ve fibulanın arasında bulunur ve bu bölgede rotasyonel, aksiyel ve translasyonel kuvvetlere karşı bütünlüğü sağlamakta görevlidir. Sindezmotik bağ kompleksi dört parçadan oluşur.



**Şekil 2.5.** Sindezmotik bağ kompleksi (AITFL=Anterior inferior tibiofibuler ligament, PITFL=Posterior inferior tibiofibuler ligament, IOL=İnterosseöz ligament, ITL=İnferior transvers ligament) (31).

### ***Anterior Inferior Tibiofibular Bağ***

Tibianın distal ön tüberkülünden başlar ve fibulanın ön kısmına oblik bir şekilde uzanır. Daha sonra Wagstaffe tüberkülüne yapışır.

### ***Posterior Inferior Tibiofibular Bağ***

Tibianın distalde arka tüberkülünden başlar ve fibulanın arka kısmına yapışır.

### ***Inferior Transvers Tibiofibular Bağ***

Tibia ve fibula kemiklerinin arasında ve distal ve arkaya doğru konumlanmıştır.

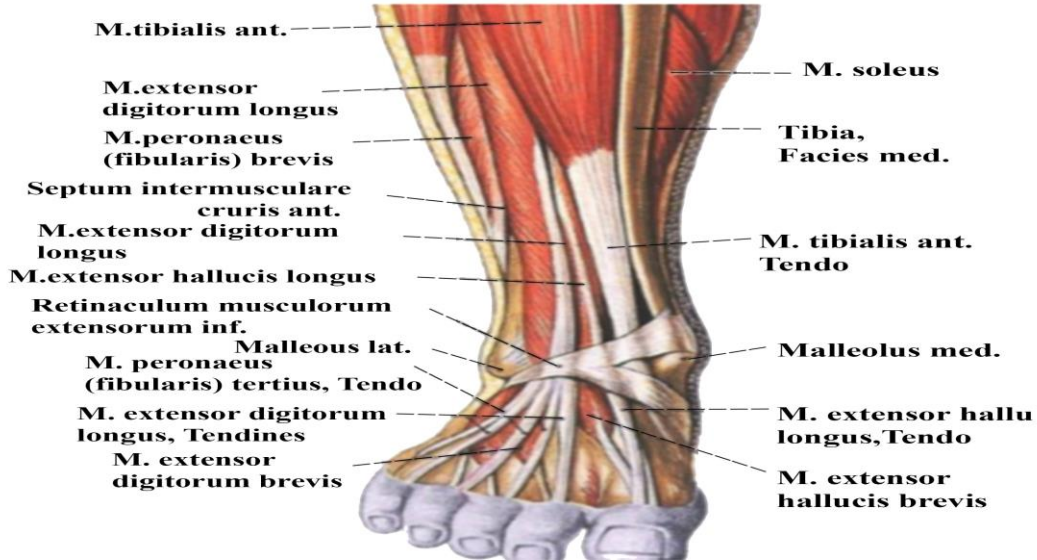
### ***İnterosseöz Bağ***

İnterosseöz membranın uzantısı konumundadır. Tibiofibular eklemin stabilizasyonunu sağlar. İnterosseöz membran fibulayı sabitler ve kenarlarına kaslar yapışır (5,18,25,19).

## **2.2.3. Ayak Bileği Kasları**

### **2.2.3.1. Ön Kompartman Kasları**

Ön kompartman kasları Şekil 2.6' da gösterilmiştir.



Şekil 2.6. Ön kompartman kasları (26)



***M. Tibialis anterior:***

- Origo: Tibia (facies lateralis'in 2/3 üst bölümü), memrana interossea kruris ve fasia kruris superfisialis (üst bölümü)
- İnsersiyoy: Kuneiform kemik mediali (iç yan ve plantar yüz), birinci metatars (basis içyanı)
- Siniri: N.fibularis profundus(L4,L5)
- Görevi: Talokrural eklem: dorsifleksiyon  
Subtalar eklem: inversiyon

***M. Ekstensor hallucis longus:***

- Origo: Fibula(facies medialis'in 1/3 orta bölümü) membrana interossea kruris
- İnsersiyoy: 1.parmak (aponevrozis dorsalis ve distal falanksın basisi)
- Görevi: Talokrural eklem: Dorsifleksiyon  
Subtalar eklem: Eversiyon ve inversiyon  
(içe döndürme/dışa döndürme) ayağın başlangıç konumuna bağılı

Baş parmağın metatarsofalangial eklemine ve interfalangial ekleme uzanır

***M. Ekstansor digitorum longus:***

- Origo: Fibula (caput ve ön sınır), tibia (condylus lateralis) ve membrana interossea cruris
- İnsersiyoy: 2-5.parmaklar (Aponeurosis dorsalis'lerin ve phalanx distales'lerin basis'leri)
- Siniri: N.fibularis profundus(L4,L5)
- Görevi: Talokrural eklem:dorsifleksiyon  
Subtalar eklem:eversiyon (içe döndürme)  
2-5.parmakların metatarsophalangeae ve interphalangeae'sine uzanır

***M. Peroneus tertius:***

- Origo: Fibula distali(ön kenarı)
- İnsersiyoy: 5.metatars (basis)
- Siniri: N.fibularis profundus(L4,L5)

- Görevi: Talokrural eklem: Dorsifleksiyon  
Subtalar eklem: Eversiyon

### 2.2.3.2. Arka Kompartman Kasları

#### *M. Gastrokinemius:*

- Origo: Femur (epikondilus medialis ve epikondilus lateralis)
- İnsersiyon: Tuber kalkanei, tendo kalkaneus (Achilles) aracılığıyla
- Siniri: N.tibialis (S1-S2)
- Görevi: Talokrural eklem: Plantar fleksiyon  
Diz eklemi: Fleksiyon (m.gastrokinemius)

#### *M. Soleus:*

- Origo: Fibula (baş ve boyun, fasies posterior), tibia (linea muskuli solei, arkus tendinei aracılığıyla)
- İnsersiyon: tuber kalkanei, tendo kalkaneus (Achilles) aracılığıyla
- Siniri: N.tibialis (S1-S2)
- Görevi: Talokrural eklem:Plantar fleksiyon  
Diz eklemi: Fleksiyon (m.gastrokinemius)

#### *M. Fleksor hallucis longus:*

- Origo: Fibula (fasies posteriorun 2/3 distal bölümü), komşu membrana interossea kruris)
- İnsersiyon: 1. Falanks distali (basis)
- Siniri: N.Tibialis (L5-S2)
- Görevi: Talokrural eklem: Plantar fleksiyon  
Subtalar eklem: İnversiyon  
1.parmağın MTP ve IP'lerinde: plantar fleksiyon  
Boyuna ve enine yayları destekler

### ***M. Fleksor digitorum longus:***

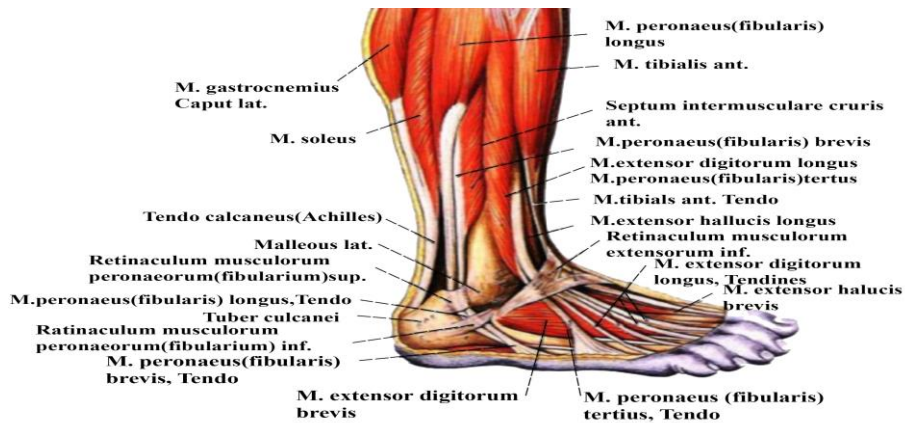
- Origo; tibia(facies posterior'un 1/3 orta bölümü)
- İnsersiyon; 2-5.distal falankslar(basis'ler)
- Siniri; N.Tibialis(L5-S2)
- Görevi; Talokrural eklem: Plantar fleksiyon  
Subtalar eklem: inversiyon  
2-5.parmağın MTP ve IP'lerinde:plantar fleksiyon

### ***M. Tibialis posterior:***

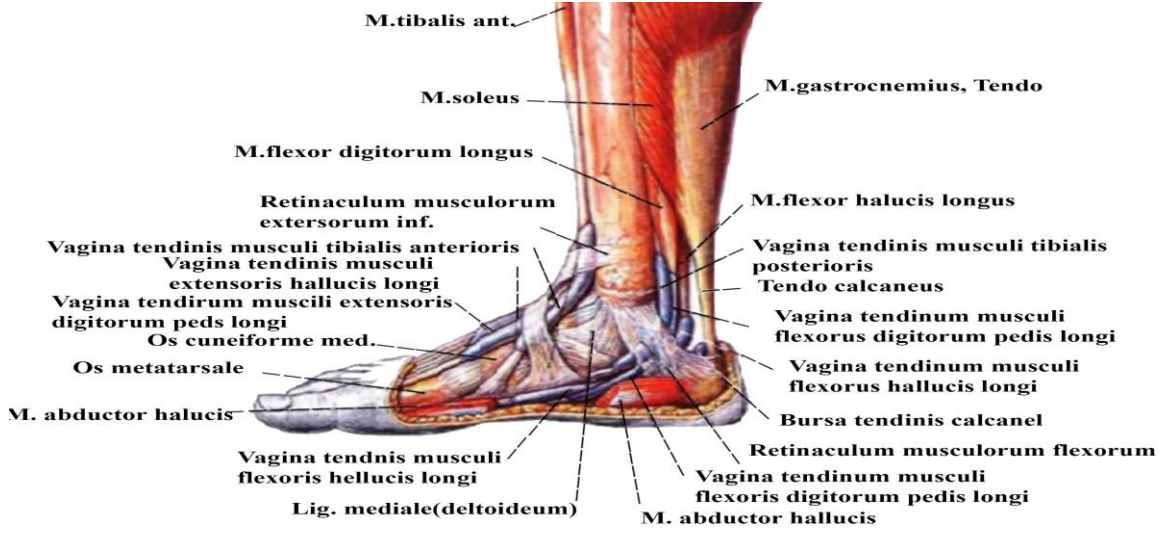
- Origo: Membrana interossea cruris, fibula ve tibia'nın komşu kenarları
- İnsersiyon: Tuberositas ossis navicularis; ossacuneiformes (mediale, intermedium ve laterale) 2.-4.metatars kemikleri(basis'ler)
- Siniri: N.tibialis(L4-L5)
- Görevi: Talokrural eklem: plantar fleksiyon  
Subtalar eklem: inversiyon  
Boyuna ve enine yayları destekler

### **2.2.3.3. Lateral ve Medial Kompartman Kasları**

Lateral ve medial kompartman kasları Şekil 2.7 ve Şekil 2.8' de gösterimiştir.



**Şekil 2.7. Lateral kompartman kasları (26)**



*Şekil 2.8. Medial kompartman kasları (26)*

***M. Fibularis longus:***

- Origo: Fibula (caput ve facies lateralis'in 2/3'si proksimali; kısmen septum intermusculare)
- İnsersiyon: Os cuneiforme mediale (plantar yan), 1. metatars kemiği (basis)
- Siniri: N.fibularis superficialis (L5,S1)
- Görevi: Talokrural eklem: plantar fleksiyon  
Subtalar eklem: inversiyon  
Boyuna ve enine yayları destekler

### ***M.Fibularis brevis:***

- Origo: Fibula (dış yüzün distal bölümü), septum intermusculare
- İnsersiyon: Ossa metatarsi V (tuberositas basis'i bazen 5.parmağın aponeurosis dorsalis'ine ayrımı ile)
- Siniri: N.fibularis superficialis(L5,S1)
- Görevi: Talokrural eklem: plantar fleksiyon  
Subtalar eklem: inversiyon (5,18,25).

### **2.2.4.Ayak Damar ve Sinir Yapıları**

Tibial sinir ayağın esas siniridir. N. Tibialis ayak taban ve ayak parmaklarının duyusunu algılar. Arteria tibialis posterior ayağın beslenmesinde en önemli arterdir ve tibialis posterior sinirinin hemen sağında konumlanmıştır. Arteria dorsalis pedis ayağın beslenmesinden sorumlu bir başka önemli arterdir.

Ayak tabanı genel olarak tibial sinir tarafından innerve edilirken, ayağın dorsal kısmı ise peroneal sinir tarafından innerve edilir. Sural sinir tibial ve peroneal sinirlerden bir dal olarak oluşur. Ayağın lateral yüzünün innervasyonu sural sinir tarafından gerçekleştirilir (26).

### **2.2.5. Ayak Bileği Eklem Kapsülü**

Ayak bileği eklemının kapsülü hem önde hem de arkada incedir. Arkada öne göre daha incedir. Ayak bileği eklemının kapsülü önde ve arkada sağlam ligamanlarla desteklenmiştir. Ayak bileği eklem kapsülü önde daha geniş ve incedir bu bölgeden geçen tendon kılıfları ile kaynaşmıştır. Eklem kapsülündeki sinoviyal membran ile fibröz kapsülün iç yüzeyi tamamen kaplanmış durumdadır (15,5).

### **2.3.Ayak Bileği Stabilitesi**

Ayak bileği stabilitesi statik ve dinamik stabilite olarak iki farklı şekilde incelenebilir. McCullough'a göre, ayak bileğinin dinamik stabilitesinin sağlanmasında kas kuvveti ve yerçekimi önemli rol oynarken ayak bileğinin statik stabilitesinin sağlanmasında ise eklem yüzleri, kollateral bağlar ve alt tibiofibular bağlar görev alırlar (20).

Ayak bileği ekleminin nötral pozisyonunda stabilizasyonunu tibia ve fibula kemiklerinin eklem yüzleri arasındaki uyum, talusun şekli ve bu kemikler arasında bulunan interosseöz membran sağlar bunun yanında ise Anterior Talofibular Ligament (ATFL) ve Posterior Talofibular Ligament (PTFL) ayak bileği eklem kapsülünün stabilizasyonun korunmasını sağlar.

Anterior Talofibular Ligament ayak bileği ekleminin stabilizasyonunda önemli bir role sahiptir. Ayak bileğinin öne doğru yer değiştirmesine engel olur. Bununla birlikte ayak bileğinin internal rotasyon ve inversiyon hareketinde majör stabilizatör olarak görev alır, ayrıca bir diğer özelliği de bir travma sırasında ilk yaralanan ligamettir.

Deltoid ligament ise ayak bileğinin medialinin stabilizasyonunda önemli rol oynar. Ayak bileği ekleminin lateral stabilizasyonunda ise ATFL ve KFL önemli bir yere sahiptir.

Ayak bileği stabilizasyonu ağırlık taşıırken yani yük altındayken kompresif güçler ile artar. Ayak bileği yük altındayken inversiyon stabilitesinin neredeyse tamamını ve rotasyonel stabilitenin ise yaklaşık %30' unu eklem yüzeyleri sağlar. Ekleme yük binmediği durumlarda stabilizasyon ayak bileği ekleminin pozisyonu ve ligaman yapıların kısıtlayıcı gücüne bağlıdır (27,28,29,30,21).

Talusun ön kısmı arka kısmı ile kıyaslandığında daha geniştir bu sebepten ayak dorsi fleksiyon pozisyonundayken kemik bir blokaj oluşur ve bağların da gerilmesi ile birlikte stabilizasyon iyice artmış olur. Ayak plantar fleksiyondayken yumuşak dokular stabilizasyonu yeterince sağlayamaz ve ayak bileği yaralanma riski de bununla doğru orantılı olarak artar (20).

Vücut ağırlığının 1/6'sının taşınmasında fibula görev alırken, 5/6'sının taşınmasından tibia sorumludur. Fibula ayak bileği stabilizasyonunda önemli bir role sahiptir. Fibula talusun deplasmanına engel olur buna bağlı olarak fibulanın yapısındaki bir bozukluk örneğin rotasyonel bozukluğunun olması veya kısalmış olması talusun kaymasına ve eklemin temas yüzeyinde değişime sebep olarak eklemin yük taşıma alanında değişime sebep olarak kişide denge bozukluğu oluşturabilir.

Çok küçük değişiklikler olması dahi ayak bileği ekleminin taşıyıcı alanında değişimlere sebep olabilmektedir. Marsh ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre lateral

malleolün 1 mm kadar yer değiştirmesi ile eklem temas yüzeyinin %42 oranında azaldığı görülmüştür. Lateral malleolün 3 mm'lik kaymasında ise, eklem temas yüzeyinin %60'dan fazla oranda azaldığı sonucuna varılmıştır (31,32).

Yablon ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre ayak bileği ekleminin majör stabizatörü lateral malleoldur (31,32).

Yablon ve arkadaşları tarafından yapılmış olan bir kadavra çalışmasında (32) :

1. İzole deltoid bağ yırtığının bir instabilite sebebi olmadığı,
2. Lateral kollateral bağın izole yırtıklarında 30<sup>0</sup> dış rotasyon instabilitesi olduğu
3. Dış malleolün oblik osteotomisi yapıldığında valgus ve rotasyonel instabilite geliştiği ve uygulanan kuvvetin artışıyla instabilitenin daha da arttığı,
4. İç malleolün eklem seviyesinin altından rezeksiyonu, 100 derece rotasyonel kayma ve az miktarda valgus instabilitesi geliştirdiği sonucuna varılmıştır.

Ayak bileği stabilizasyonu majör olarak 4 yapı tarafından sağlanır bunlar;

1. Medial malleol ve medial kollateral ligament
2. Lateral malleol ve lateral kollateral ligament
3. Ön sindezmotik bağlar ve bu bağların tibia ve fibula üzerindeki yapışma yerleri
4. Arka sindemotik bağ ve arka malleoldür.

Ayak bileğinin stabilizasyonunda ligamanlar çok önemli bir role sahiptir. Ligamentlerin ayak bileği stabilizasyonundaki rolü de deneysel olarak incelenmiştir. İzole sindezmoz yaralanmalarında mortiste genişleme ve talusta lateral deplasman görülmüştür.

Yaralanma hem sindezmos, hem fibula da görüldüğünde her ne kadar derin deltoid bağ sağlam olsa da talusta 2-3 mm laterale deplasman görülmüştür. Daha ileri boyuttaki deplasmanlar genellikle medial malleol ve deltoid zedelenmesine bağlı olarak oluşur (20,31,32)

#### 2.4. Ayak Bileği Biyomekaniği

Ayak ve ayak bileği insan vücutunun yer ile bağlantısını sağlar ve dinamik bir yapıdır. Her ne kadar alt ekstremite eklemleri ve yapıları ayrı ayrı ele alınıp değerlendirilse de fonksiyonel olarak incelendiğinde tüm alt ekstremite, ayak ve ayak bileği eklemleri fonksiyonel olarak bir uyum içindedir. Ayak bileği eklemi biyomekanik olarak tek bir yapı olarak yalnız başına değerlendirilemez, çünkü ayak bileği alt ekstremitenin diğer kısımları ile direkt olarak ilişkilidir ve tüm vücutu ilgilendirir. Ayak ve ayak bileği ekleminin minimum enerji sarf ederek en etkili ve verimli bir şekilde çalışabilmesi için diğer alt ekstremite eklemleriyle uyum içinde çalışması gerekmektedir (33).

Vücutun ağırlığını taşımak ve bunun yanında koşma ve yürüme sırasında vücutun öne doğru itilip ilerletilmesini sağlamak ayağın en önemli görevlerindedir. Bunun yanında ayak bileği vücutun ağırlığını alt ekstremiteden ayağa aktarır ve ayağın farklı zeminlerle uyumunu sağlar. Ayak bileği kompleks yapısı sayesinde vücut ağırlığının çok daha üstünde ağırlıkları taşıyabilme potansiyeline sahiptir.

Ayak bileği erekte duruş sırasında aşırı kas aktivasyonu ve enerji harcamadan düzgün ve dik bir duruşu sağlayabilmek için stabil destek sağlarken ve yürüyüşün itme fazı sırasında kaldıraç kolu gibi görev yaparken rijit bir yapı olarak işlev görür. Ayrıca ayak bileği yerle temas anında farklı zeminlerde şok absorpsiyonu sağlamak ve farklı zeminlerle uyum gösterebilmek için de esnek bir işlev görür. Ayak bileği rotasyonel hareketleri sayesinde farklı zeminlerle uyum sağlar ve yerden aldığı reaksiyon kuvvetlerini kendinden daha üst segmentlere iletir (34,20,33).

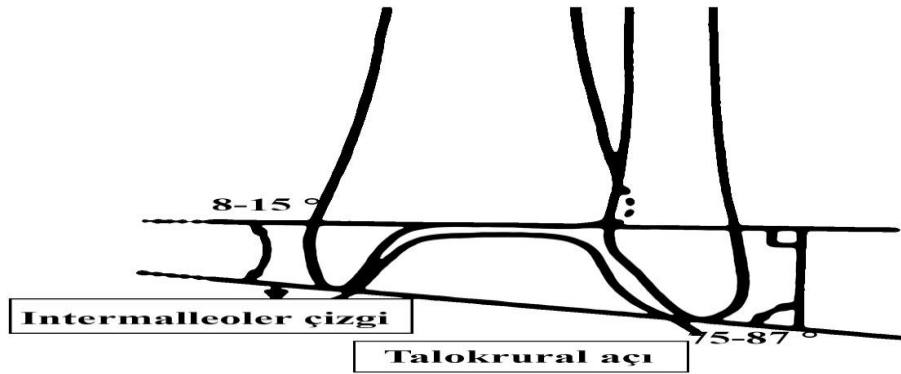
Ayak bileği ekleminin rotasyon eksenini yani diğer bir ifadeyle mekanik eksenini medial ve lateral malleollerin alt uç kısımlarından geçer. Fizik muayene sırasında bu eksen kolaylıkla palpe edilebilir ve bu eksen kişiden kişiye de farklılık gösterir. Koronal planda, tibianın longitudinal eksenini ve ayak bileğinin eksenini arasında  $80^{\circ}$  lik ( $10^{\circ}$  varus olacak şekilde) bir açı vardır. Bu iki eksen arasındaki bu açı yaklaşık olarak  $68^{\circ}$  ile  $88^{\circ}$  arasında değişir. Tibia kondillerine göre ayak bileği eksenini yaklaşık olarak  $22^{\circ}$  eksternal rotasyondadır. Ayağın uzun eksenini ayağın 2. ve 3. metatarsaları arasından geçer ve ayak bileğinin eksenine göre ortalama olarak  $6^{\circ}$  internal rotasyonda bulunmaktadır.





**Şekil 2.9.** Ayak bileğinin mekanik eksenini (18).

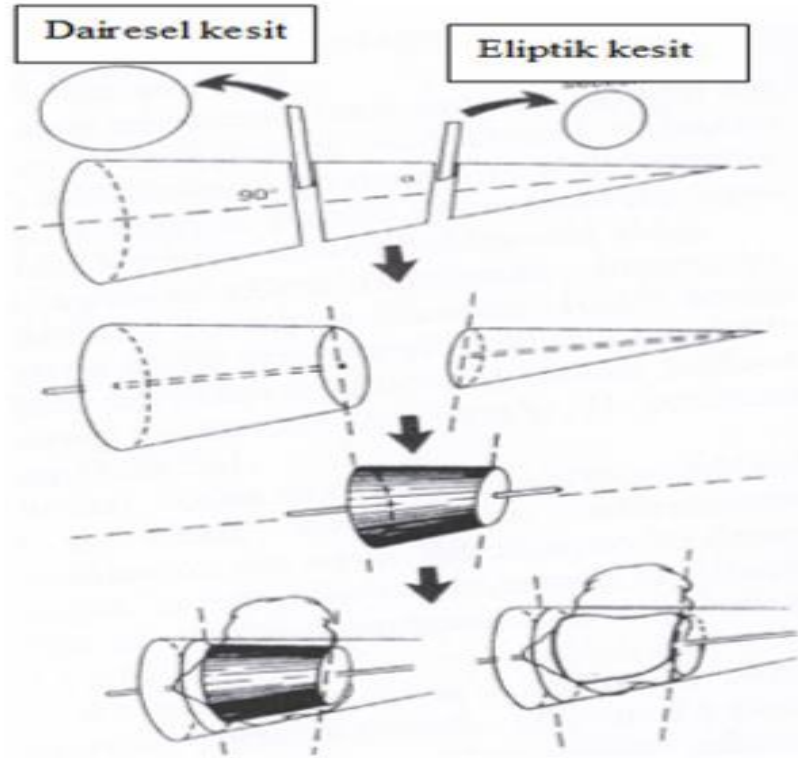
Tibial plafondun eklem yüzü ile tibia eksenini arasında koroner planda yaklaşık olarak  $3^{\circ}$  valgus açılanması bulunmaktadır. Koroner planda bakıldığında tibial plafondun eklem yüzü ile ayak bileği eksenini arasında oluşan açı yani talokrural açı yaklaşık olarak  $8^{\circ}$  ve  $15^{\circ}$  derece arasındadır ve bu değerler normal değerler olarak kabul edilmektedir. Lateral malleol sabittir ve bu sebeple ayak bileği ekleminde talokrural açı lateral malleolun yerinin değerlendirilmesinde kullanılır yani diğer bir ifade ile lateral malleol diziliminin belirleyicisidir. Talokrural açı değeri sağ ve sol ayak bileği arasında yaklaşık olarak  $2^{\circ}$  farklılık gösterebilmektedir (19,35).



**Şekil 2.10.** Talokrural açı

Ayak bileğinin mekanik eksenini yani hareket eksenini obliktir ve bunun bir sonucu olarak ayak bileğinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında ikincil olarak bir dairesel rotasyonel hareketler de gerçekleşir. Ayak bileği eklemi yaklaşık olarak  $20^{\circ}$  dorsi fleksiyon ve  $36^{\circ}$  plantar fleksiyon hareketleri vardır. Ayak bileği eklemi eksenini oblik bir yapıya sahip olduğu için plantar fleksiyon hareketi internal rotasyon birlikte olurken ve dorsifleksiyon hareketinde eksternal rotasyon hareketi ile birlikte ortaya çıkar.

Ayak bileğinin anatomik yapısı ve işleyiş mekanizması birlikte düşünülerek Inman tarafından bir kesik koni modeli tarif edilmiştir. Tepesi lateral malleol ve tabanı dış yan alt fibulaya bakan bir kesik koni olarak tarif edilen bu modelin eksenini ayak bileğinin mekanik eksenine denktir. Diz eklemine göre  $20^{\circ}$ - $30^{\circ}$  eksternal rotasyonda ve frontal planda bakıldığında tibianın uzun eksenine göre  $80^{\circ}$ - $82^{\circ}$  açı ile yerleşmektedir(31).



*Şekil 2.11. Inman'ın tarif ettiği koni (32)*

Yürüyüş üzerine yapılan biyomekanik çalışmalarına göre normal bir yürüme sırasında gerekli olan minimum dorsi fleksiyon açısı  $10^0$  ve minimum plantar fleksiyon açısı  $20^0$  olarak bulunmuştur. Koşma veya hızlı yürüme engeli atlama, merdiven çıkma gibi durumlarda bu açı daha da genişlemektedir.

Normal yürüyüş sırasında ayak bileği eklemi üzerine binen yük vücut ağırlığının yaklaşık 1.25 katıdır. Koşma esnasında ise ayak bileği eklemine binen yük miktarı vücut ağırlığının yaklaşık iki katı iken 60 cm yüksek bir yerden atlanıldığında bu oran yaklaşık 5 katına çıkar.

Dorsi fleksiyon sırasında ayak bileğinde mortis genişliği plantar fleksiyon sırasındaki mortis genişinden daha fazladır fakat mortis genişliğinin en fazla olduğu pozisyon ayak bileğinin nötral pozisyonudur (19,36,31,32,27,28).

### **2.5.Yere İniş Biyomekaniği**

Ayak bileği yaralanmalarının en sık görüldüğü durum sıçrama sonrası yere iniştir. Ayak bileği yaralanmaları yere iniş sırasında plantar fleksiyon ve inversiyon hareketleriyle birlikte görülür. Özellikle tek ayak üzerine düşülen yere inişlerde ayak bileği stabilizasyonu ayrı bir önem kazanmaktadır.

Ayak bileği dorsi fleksiyonunun ayak bileği stabilizasyonunda önemli bir yeri vardır. Yapılan çalışmalarda kronik ayak bileği instabilite sorunu olan kişilerde ayak bileği instabilite sorunu olmayan kişilere göre ayak bileği dorsi fleksiyon açısının daha az olduğu gözlemlenmiştir.

Sıçrama sonrası yere iniş sırasında ayak bileği dorsi fleksiyon açısı azalması, diz fleksiyon açısının azalması ve yer reaksiyon kuvvetinin artmasıyla ilişki halindedir. Yer reaksiyon kuvvetinin artmasına bağlı olarak diz eklemine valgusa gitmesi birbiriyle bağdaştırılmıştır. Genelde alt ekstremitede görülen bağ yaralanmalarının ana sebepleri bu mekanizmalardır (37,38,39)

### **2.6.Ayak Bileği Ligament Yaralanmaları**

Ayak bileği eklemine görülen en sık yaralanma spraindir. Ayak bileği sprainleri yani burkulmalar akut yaralanmalara bağlı olarak ortaya çıkan yumuşak doku lezyonlarıdır. Sprain ifadesi bağ yapılarının uzaması veya bazen de yırtılması olarak tanımlanabilir.

İzole olarak ATFL yaralanması ayak bileği eklemünde görülen tüm burkulmaların %60-70'ini oluşturur.

Ayak bileği stabilitesinden sorumlu yapıları statik ve dinamik yapılar olarak ikiye ayırabiliriz. Kemikler ve eklem kapsülü statik yapılar olarak değerlendirilirken bağlar ve kaslar ise ayak bileği stabilitesinden sorumlu dinamik yapılardır ve ayak bileği stabilitesinin sağlanmasında bağlar çok önemli bir yere sahip olup stabilizasyondan sorumlu en majör yapılardır. Ayak bileği bağ yapısını lateral kollateral, medial kollateral ve sindezmotik ligaman kompleksi olarak üç bölüm altında inceleyebiliriz (40).

Spor yaralanmaları göz önüne alındığında en sık görülen yaralanmalar ayak bileği sprainleridir. Genel popülasyon değerlendirildiğinde ise ayak bileği spraini insidansı yaklaşık günde 1/10.000 dir. Ayak bileği burkulması, engebeli düzgün olmayan zeminlerde yürürken, yürüme esnasında düşme sırasında, spor yaparken, kısacası her faaliyette görülebilmektedir. Ayak bileği yaralanmaları genellikle inversiyon tipindedir (2).

### ***Epidemiyoloji***

Ayak bileği spraini ağrı ve ödemle karakterize bir durumdur. Ortopedik problemler içerisinde en sık acile başvuru sebebidir. Tüm kas iskelet sistemi yaralanmaları göz önüne alındığında en çok görülen ortopedik problemidir. Spor yaralanmalarının ise yaklaşık %30'unu ayak bileği sprainleri oluşturmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde günde yaklaşık 10000 kişi ayak bileği spraini geçirmektedir. Tüm ayak bileği burkulmaları göz önüne alındığında lateral ayak bileği yaralanmasının kadınlarda erkeklere göre daha sık görüldüğü saptanmıştır. Ayrıca yapılan bir başka çalışmada erkek sporcularda medial ayak bileği yaralanmasının kadınlara göre 3 kat daha fazla görüldüğü sonucuna varılmıştır (41,42).

### ***Etiyoloji***

Ayak bileği sprainleri genellikle eklem kapsülü ve ligamanların üzerine binen ve onların gerginlik sınırlarını aşan zorlayıcı mekanik kuvvetlerle birlikte travmaya bağlı ortaya çıkmaktadır. Yalnız bazı sebepler travmaya zemin hazırlamakta ve meydana gelecek travmayı kolaylaştırmaktadır.

Bunlardan ilki fiziksel kondüsyondaki yetersizliktir. Herhangi bir spor aktivitesi veya aşırı fiziksel aktivite gerektirecek bir aktiviteden önce yeterli eğitim ve deneyimin olmaması, zayıf ve kısalmış kaslar ve yetersiz proprioepsiyon ile birlikte travmalara zemin hazırlar.

Yine ayak bileği travmasını kolaylaştıran bir diğer faktörde aşırı kilo yani obezitedir. Normalde dışardan gelen travmaya sebep olmadan aşılabilecek herhangi bir mekanik kuvvet aşırı kilonun da eklenmesiyle oluşan aşırı kinetik enerji sebebiyle ligaman ve eklem kapsülünün gerilme sınırını aşar ve ayak bileği spraini ile sonuçlanır.

Bir başka ayak bileği travmasını kolaylaştıran etken rekabete dayalı sporlardır. Rekabete dayalı sporlarda genelde sindesmotik ligaman yaralanmaları görülür (42).

Tekrarlayan ayak bileği sprainlerinin kesin sebebi bilinmemektedir fakat bu konuda birçok neden öne sürülmektedir. Bunlardan ilki skar dokusu ile iyileşmez. Travmaya uğrayan ligamentteki hasar çok küçük ve önemsiz dahi olsa bu hasarlı bölge skar dokusu ile doldurulmaktadır ve skar dokusunun yapısı gereği, skar doku stabilizasyon konusunda gerçek doku kadar etkili olamamaktadır ve eklemde yeterli kısıtlamayı sağlayamamaktadır, travmaya zemin hazırlamaktadır.

Bir başka sebep de propriyosepsiyon kaybıdır. Sık lateral ayak bileği sprainine bağlı olarak ayakta instabilite gelişir ve bu instabilitenin gelişmesinde propriyosepsiyon kaybının önemli yeri olduğu düşünülmektedir. Yine ayak bileği instabilitesi olan kişiler üzerinde yapılan çalışmalarda ayak bileği instabilitesi olan kişilerin yaklaşık olarak %22'sinde peroneal kas güçsüzlüğü ve peroneal sinir aktivitesinde gecikmiş yanıt gözlemlenmiştir. Buradan ayak bileği spraini sonrası yeterli tedavi alınmamasının tekrarlayan burkulmalara sebep olduğu sonucuna varılmaktadır (43,42).

### **2.6.1.Lateral Ligament Yaralanmaları**

Anterior talofibular ligament, kalkaneofibular ligamanlar ve posterior talofibular ligament lateral kollateral ligaman kompleksini oluşturan ligamanlardır. Bu yapılar temel olarak ayak bileğinin aşırı inversiyon hareketini kısıtlamakla görevlidir.

Anterior talofibular ligament talusta sonlanır ve talokrural eklemde talusun öne doğru yer değiştirmesine engel olur. Bunun yanında yine talokrural eklemde aşırı inversiyon

ve internal rotasyon hareketlerini de limitlemekle sorumludur ve ayak bileği plantar fleksiyon pozisyonundayken adduksiyonu kısıtlar. ATFL ayak bileği bağları içinde en uzun ve zayıf olan bağıdır ve bunun bir sonucu olarak diğer bağlara kıyasla maksimum biyomekanik yüklenme değeri en düşük olan bağıdır. Lateral bağlar arasında en kuvvetsiz, en çok yaralanan ve travmaya en yatkın olan bağ ATFL'dir. ATFL ayak plantar fleksiyonda ve inversiyon yönüdeyken yaralanır. Yürüme sırasında da ayak bileği vücut ağırlığını aldığı sırada plantar fleksiyon ve inversiyon yönünde hareket meydana gelir buradan düz yürüyüş esnasında da ayak bileği ATFL yaralanmasının gerçekleşebileceği sonucuna varılabilir. En sık yaralandığı pozisyon ise sıçramadan yere iniş sırasındadır.

Kalkaneofibular ligament kalkaneusun lateral kısmında sonlanır ve arka ayakta meydana gelen aşırı internal rotasyon ve inversiyon hareketlerini limitlemekle sorumludur. En gergin olduğu pozisyon ayağın dorsifleksiyonda olduğu pozisyonudur. Ayak dorsifleksiyonda iken ayağın adduksiyonunu engeller ve bir diğer görevi de subtalar eklem stabilizasyonundan sorumlu esas yapıdır. Subtalar ve talokrural eklemlerde meydana gelen supinasyon hareketini kısıtlamaktan sorumludur. ATFL'den daha kalın ve güçlüdür bunun yanında izole yaralanması görülmez. KFL'nin yaralandığı durumlar daha çok ATFL'nin de yaralandığı şiddetli yaralanma durumlarıdır. Yaralanma sıklığı açısından ATFL'den sonra ikincidir.

Posterior Talofibular Ligaman (PTFL) lateral ligamanlar arasında en kalın ve kuvvetli olan ligamandır. Lokalizasyon olarak talusta sonlanır ve en az yaralanan ligamandır. Ayak üzerine yüklenildiği zaman ayağın inversiyon ve internal rotasyonunu limitlemekle sorumludur. Medial bağlarla birlikte ayağın dorsifleksiyonunu sınırlar. Hem ATFL hem KFL'nin yaralandığı durumlarda PTFL bu ligamanların görevini de üstlenir ve ATFL ve KFL yaralanması olduktan sonra PTFL'de de dejenerasyon ve yıpranma süreci başlar.

Lateral ligaman kompleksini oluşturan üç ligamentten sık yaralanan ATFL'den sonra, KFL %50-%75 oranında yaralanırken PTFL'nin ise yaralanma oranı %10'dan azdır. Bu üç bağın da koptuğu durumlarda eklemden dislokasyon meydana gelir ve bu durum genellikle kırıkla birlikte görülür (40,44).

### ***Evrelendirme***

Lateral ligaman yaralanmaları 3 evrede incelenir:

Evre 1'de lateral malleolün ön kısmında ödem ve ağrı vardır. Hastalar herhangi bir destek olmadan yürüyebilirler. Sadece ATFL yaralanmıştır ancak ATFL'de herhangi bir yırtık durumu olmaz, laksitite görülmez.

Evre 2'de lateral malleolün ön kısmı ve distalinde ödem ve hassasiyet vardır. ATFL tama yakın bir şekilde yırtılmıştır bunun yanında KFL'de de yaralanma vardır. Kısmi olsa da lateral kapsülde bir miktar yırtık gözlenir. Hasta etkilenen ayak üzerine tüm yükünü veremez tolere edebileceği kadar yük verebilir. Hasta destekli şekilde yürür. Orta dereceli laksitite gözlenir.

Evre 3'de ani gelişen ciddi dereceli diffüz bir ödem vardır. ATFL ve KFL tama yakın yırtılmıştır veya kopmuştur. Laksitite testleri pozitifdir ve orta ve ciddi dereceli laksitite gözlenir. Lateral kapsülün tama yakın yırtığı mevcuttur. Hemartroz gözlenir, bunun yanında ayak laterinde ekimoz da görülür. Hastalar bu ayak üzerine yük veremezler (45,46).

### ***Anamnez***

Hasta hikayesi tam, doğru ve ayrıntılı bir şekilde alınmalıdır. Hastadan yaralanma mekanizması ve yaralanma üzerinden ne kadar süre geçtiği mutlaka ayrıntılı bir şekilde öğrenilmelidir. Travma sonrası ayak bileğinde hızlı bir şekilde gelişen morarma ve hızlı bir şekilde ortaya çıkan ödem ile buna eşlik eden ağrı hastada bağ yırtılması olduğu eğer hastanın soğuk bir ayak ve bununla birlikte parastezi gibi şikayetleri varsa sinir ve damarlarda bir hasar olduğu düşünülmelidir. Kronik ayak bileği instabilitesi olan hastaların boşluğa basma hissi, aktivite sırasında düşme gibi şikayetleri olabilmektedir.

Hastanın kronik hastalıkları ve varsa hastanın geçmiş yaralanma öyküsü hakkında bilgi alınması, ayak bileği instabilitesi açısından önemlidir. Buna ek olarak hastaların geçmiş dönemde ne tür ve şiddette spor yaptıkları sorgulanmalıdır (47).

### ***Fizik Muayene ve Klinik Tablo Değerlendirme***

Akut vakalarda ağrı sebebiyle fizik muayene yapmak ve hastayı değerlendirmek zorlaşır bu sebepten dolayı eğer kırık ihtimali elimine edildiyse hastanın fizik muayene ve değerlendirilmesi için birkaç gün beklenilebilir.

Hasta hikayesi alma işleminden sonra hastaya çeşitli ortopedik testler uygulanarak ayak bileği bağları ve ayak bileği instabilitesi değerlendirilebilir. En sık kullanılan ortopedik testler anterior ekmece testi, talar tilt testi, inversiyon-eversiyon stres testleri, bacak çaprazlama testidir. Fizik muayenede ağrı, ödem, ekimoz hastanın ağrı durumunun izin verdiği derecede normal eklem hareketi, kas kuvveti, propriosepsiyon, denge ve instabilite değerlendirilir. Evre 3 yaralanmalarda tibial ve peroneal sinir hasarı eşlik edebileceği için nörolojik değerlendirme de yapılmalıdır (48,49,50,51).

Tedavi ncesi ve sonrası hastanın fonksiyonel durumunu ve tedavi etkinliğini değerlendirmek için geliştirilmiş birçok anket ve ölçek mevcuttur. Ayak ve ayak bileği için en sık kullanılan anket ve ölçeklere rnekler; AOFAS (Amerikan Ortopedik Ayak-Ayak Bileği Skoru (52), FAOS (Ayak-Ayak Bileği İncelemesi) (53), Aktivite Değerlendirme leği (54), FADI (Fonksiyonel Ayak Bileği Disabilite İndeksi) (55), SARS (Sporcu Ayak Bileği lme Sistemi) (56), FAAM (Ayak-Ayak Bileği Değerlendirme leği) (57).

### ***Radyolojik Görüntüleme***

Hasta sorunlu ayak üzerine basıp yk veremiyor veya malleollerde lokal bölgelerde hassasiyet var ise direkt olarak röntgen grafisi, hastanın ayak bileği bağ bütünlüğünü değerlendirmek için ultrasonografi, ayak bileği eklem stabilitesini değerlendirmek için stres grafileri, 3. hafta olmasına rağmen hala problemlili ayak üzerine yk verilemiyor ve direkt röntgen grafisinde de sorun görünmeyen hastalarda MR istenmelidir (45).

### ***Tedavi Yaklaşımları***

Akut dönem tedavisinde; POLİCE prensibi protokolü tedavi süresi ve dokunun iyileşmesi açısından önemli bir yer tutmaktadır. POLİCE protokolü protect, optimal loading, ice, compress ve elevation'dan oluşmaktadır yani yaralanan bölgeyi koruma, optimal miktarda yüklenme, soğuk uygulama, kompresyon uygulama ve kalp hizasından yukarıda eleve pozisyonda tutmaktan oluşmaktadır. Akut ligaman



yaralanmalarında tedavi fonksiyonel konservatif tedavidir ve amaç kalıcı bir instabilite oluşmasına izin vermeden hastanın en kısa zamanda normal aktivitelerine dönüşü sağlamaktır. Eğer hasta bir sporcu ise en kısa sürede yeniden yüksek aktivite düzeyine gelmesini sağlamaktır.

Ağrı kontrolü için fizik tedavi ajanları özellikle transkutaneöz elektrik stimülasyonu (TENS), diadinamik ve enterferansiyel akımlar önerilen yöntemlerdendir. Ağrı ve ödem kontrolü için elektroterapi ajanları her gün, günde 1 kez ve 20 dakika olacak şekilde uygulanabilir. Gün aşırı uygulanabileceğini de söyleyen çalışmalar mevcuttur. Soğuk uygulamalar, bandajlama, nonsteroid antiinflamatuvar ilaçlar da, ağrı ve ödem kontrolü için kullanılan tedavi yöntemlerindedir. Proliferasyon döneminde yani ilk 4-12 gün arasında ayak bileğine lateral destek sağlanarak aktiviteler yapılabilir. Evre 1' deki hastalar ilk günden itibaren yarı rijit bileklikle günlük aktivitelere dönülebilirler. Evre 2 ve 3' deki hastaların yere basmasına ancak 3-4. günde kontrollü bir şekilde yapılacak fizik muayene ve değerlendirmeden sonra yarı rigid bileklikle izin verilmelidir. Eğer ağrı izin veriyorsa ve hasta kontrollü bir şekilde problemli ayağa yük verebiliyorsa 12-21. günler arasında hastaya propriosepsiyon ve dengeyi arttırıcı egzersizler yaptırılmalıdır. İlk günden itibaren ayak bileği kaslarını güçlü tutmaya yardımcı olması için plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon egzersizleri hasta ile kontrollü bir şekilde çalışılmalıdır. Lateral ligaman yaralanması sonrası günlük yaşamda ilk üç hafta bileklik kullanılmalıdır (40,58,49,13).

Yaralanan ayak bileği eklemine korumak ve tekrar yaralanmayı önlemek amacıyla yürüme botu şeklinde olan ve yürümeye yardımcı rijit ayak bileği stabilizasyonunu sağlayan rijit ortezler, esnek, yarı esnek veya rijit bantlamalar, hasarlı bölgeye verilen yükü azaltmak amacıyla baston kullanımı önerilen yöntemlerdendir.

Kas kuvvetlendirme egzersizleri tüm alt ekstremiteyi kapsamalıdır ve kuvvetlendirme egzersizlerine ağrı izin veriyorsa başlanılmalıdır. Sadece izole ayak bileği çevresi kasları değil tüm alt ekstremite bir zincir gibi düşünülerek sağlam tarafları da içine alan genel alt ekstremite kuvvetlendirme programı uygulanmalıdır. Mekanik instabilite açısından peroneal kas aktivitesi çok önemlidir, bu gruba ayrıca odaklanması gerekmektedir. Travmadan kaynaklı mekanoreseptörlerde oluşan

hasardan dolayı nöromuskuler ve proprioseptif eğitime önem verilmelidir ve yaralanma sonrası rehabilitasyonun her aşamasında dahil edilmelidir.

Literatürde yaralanan ayak bileği eklemının ne kadar süre immobil kalması gerektiği, hangi dönemde ne kadar yük verilmesi gerektiği, hangi ortezin veya koruyucu bantlamanın kullanılacağı, ortezlerin rijit mi yoksa esnek mi olması konusunda bir fikir birliğine varılamamıştır.

Konservatif tedaviden cevap alınmadığı durumlarda ve ileri derecede ciddi yaralanmalarda cerrahi yaklaşım uygulanmaktadır. Lateral ligaman hasarı çok ciddi boyutta olup ciddi instabilite geliştiği durumlarda anterior çekmece testinde 1 cm' den fazla tilt ve talar tilt testinde 15 dereceden fazla tilt görülmesi gibi kriterler ve bazı radyolojik kriterler cerrahi kararının verilmesinde kullanılmasına rağmen literatür cerrahi kararının verilmesinde semptom ve bulguların bu kriterlerden daha önemli bir yer tuttuğunu savunmaktadır (40,59,58,49,13,14).

### **2.6.2. Medial Ligament Yaralanmaları**

Medial ligament bağ kompleksi (deltoid bağ) oldukça güçlüdür. Deltoid bağ ayağın aşırı eversiyon hareketine engel olur. Bunun yanında ayağın medial stabilitesinden sorumludur. Bir başka görevide ayağın medial arkına destek olmaktır. Deltoid bağ ayak dorsifleksiyon ve eversiyon hareketleri sırasında talusun merkezde kalmasını sağlar ve bu şekilde stabilizasyonu sağlar. İzole yaralanması görülmemektedir çünkü çok kuvvetli bir yapıya sahiptir genellikle medial malleol kırıkları deltoid bağ yaralanmalarına eşlik eder. Deltoid bağ yaralanmalarına kırık ve dislokasyonlar eşlik eder ve ayağın aşırı eksternal rotasyonu deltoid bağ yaralanmalarına sebep olmaktadır. Lateral bağ yaralanmaları ile kıyaslandığında hastaların tekrar günlük yaşamlarına dönmesi için gereken süre iki kat daha fazladır.

### **2.6.3. Sindezmoz Yaralanmaları**

Distal tibia ve distal fibula arasında bulunan sindezmotik bağlar çok yönlü kuvvetlere karşı distal tibia ve fibula arasındaki bütünlüğü sağlar ve ayak bileği stabilizasyonundan sorumlu bir yapıdır. Sindezmotik bağlar genellikle ayağın tibiaya göre eksternal rotasyonda olduğu pozisyonda yaralanır bir diğer yaralanma pozisyonu ise talusun eversiyon pozisyonunda iken ayağın dorsifleksiyonda olduğu

pozisyonlardır. Yaralanma sadece yumuşak dokuda olabileceği gibi kırıklarda buna eşlik edebilir.

### **2.7.Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi**

Kronik ayak bileği instabilitesi genellikle grade 2 ve grade 3 akut ayak bileği ligament yaralanmalarından sonra sıklıkla görülen bir durumdur. Kronik ayak bileği instabilitesinin iyileşmesi zaman alır. Son 6 ay içerisinde 2 veya daha fazla ayak bileği spraini öyküsü varlığı, hastada kronik ayak bileği instabilite probleminin olduğu anlamına gelmektedir Mekanik ve fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olarak iki farklı ayak bileği instabilitesi tanımlanmıştır.

Mekanik ayak bileği instabilitesi, bağ dokuda oluşan laksisite durumu olarak ifade edilmektedir. Ayak bileği laksisite testleri ve stres radyografisi yardımı ile teşhis edilebilir. Fonksiyonel ayak bileği instabilitesi akut ligaman yaralanmasından sonra oluşur ve ayak bileği ekleminde proprioseptif ve nöromuskuler kayıplardan kaynaklanmaktadır. Yaralanma sonrası denge ve propriosepsiyonda kayıp, ayak bileği inversiyonuna karşı gecikmiş peroneal sinir aktivitesi, peroneal kaslarda kuvvet kaybı fonksiyonel ayak bileği instabilitesinin oluşmasına sebep olan etkenlerdendir (40,60).

### **2.8.Kinezyo Bantlama**

Esnek bir bantlama çeşididir. Esneme oranı yaklaşık kendi boyunun %40' ı kadardır. Kenzo Kase tarafından 1980'li yıllarda bulunmuştur. Diğer bantlarla kıyaslandığında daha esnektir. Bu sebepten harekete daha çok izin vermektedir. Cilde çekme kuvveti uygular ve ciltte traksiyon etkisi yapar.

Kinezyo bantın esas işlevi meydana gelen hareket sırasında destek sağlamaktır. Vücut üzerinde herhangi bir eklem veya kas üzerine uygulanabilmektedir. Kinezyo bantın uygulama şekli ve yöntemi uygulanacak bölgeye ve kullanılma amacına göre değişiklik gösterir. Cilt üzerinde birkaç gün, herhangi bir kalkma durumu olmadan kalabilmektedir. Kinezyo bandı diğer geleneksel bantlardan ayıran özelliği hareket sırasında destek sağlamasıdır yani hareketi kısıtlamadan mekanik bir destek sağlar.

Kinezyo bantın;

- Zayıf kasları desteklemek ve zayıf kasın fonksiyonunu arttırmak
- Kan dolaşımını ve lenfatik sıvı dolaşımını arttırmak
- Nörolojik uyarımları ile ağrıyı azaltmak
- Kasta kontraksiyon oluşturarak eklemden meydana gelen dizilimsel bozukluğu düzeltmek
- Propriyosepsiyonu arttırmak
- Sublukse eklemleri tekrar pozisyonlamaya yardımcı olmak gibi fonksiyonları bulunmaktadır (61,12,62,63,64).

## **2.9. Atletik Bantlama**

Atletik bantlama dünyada en çok kullanılan rijit bir bantlamadır. Akut yaralanmalardan sonra kullanılır. Bazen yaralanmalardan korumak amacıyla da kullanılmaktadır. Atletik bant uygulaması için kullanılan materyal oldukça sert bir yapıya sahiptir.

Atletik bantlama uzun süreli kullanılamaz. Lateks içeriği fazla olduğu için deride irritasyonlara sebep olur. Genellikle aktivite öncesi atletik bantlama yapılır ve aktivite sonrası çıkarılır. Koruma ve rehabilitasyon amacıyla kullanılır.

Atletik bantlama yöntemi genellikle burkulma, incinme, tendinit, tenosinovit, ligamanlarda meydana gelen yırtıklar, kas yırtıklarında ve yumuşak dokuda oluşan yaralanmalarda kullanılır.

Atletik bantlama ödemi önlemek, etkilenmiş bölgeyi stabilize etmek, hareketi sınırlamak, bölgesel traksiyon oluşturmak gibi amaçlarla kullanılabilir (65).

## 3.BİREYLER VE YÖNTEM

### 3.1.Bireyler

Çalışmamıza; daha önce hekim tarafından tek taraflı lateral ayak bileği yaralanması tanısı almış 18-65 yaş arasında 24 hasta alındı. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 21/12/2018 tarih ve 18/85 sayılı kararı ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumunun 27/03/2019 tarihli onayı ile Mayıs 2019-Temmuz 2019 tarihleri arasında Ankara'da Hacettepe Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarında yapıldı.

Çalışmaya katılmayı kabul eden hastalara çalışmada ad, soyad ve kimliklerini belirten herhangi bir bilginin yazılmayacağı, araştırmada yer alan tüm bilgilerin bilimsel amaçla kullanılacağı, gizlilik ve mahremiyet ilkelerine uygun olarak elde edilen tüm bilgilerin gizli tutulacağı, başka kişilerle paylaşılmayacağını belirtildiği ve araştırma hakkında ayrıntılı bilgilendirmenin yapıldığı yazılı onamları alındı.

Olguların çalışmaya dahil edilme ve edilmeme kriterleri aşağıdaki gibidir;

Araştırmaya alınma kriterleri;

1. 18-65 yaş arasında olmak,
2. Daha önce tek taraflı lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olmak,

Araştırmaya alınmama kriterleri;

1. Nörolojik defisiti olanlar,
2. Psikoterapatik ilaç kullananlar,
3. Ayak-ayak bileği kırık veya kırık öyküsü bulunanlar,
4. Çalışmaya alınmadan önce son 6 hafta içinde inversiyon spraini geçirenler,
5. Test ölçümlerini ve tedaviyi etkileyebilecek nöromuskuler hastalığı olanlar,
6. İnversiyon spraini dışında alt ekstremitte hareketine engel olabilecek travma ya da cerrahi öyküsü bulunanlar.
7. VKİ değeri obez sınırını aşanlar ( $VKİ >35 \text{ kg/m}^2$ )

### **3.2.Yöntem**

Tüm katılımcıların lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan ve olmayan ayakları; kas kuvveti, eklem hareket açıklığı, görsel ağrı skalası (GAS), ayak postür indeksi, naviküler düşme testi, anterior çekmece testi, talar tilt testi kullanılarak değerlendirildi. Bunlara ek olarak alt ekstremitte esnekliğini değerlendirmek için otur ve uzan (Sit and reach) testi uygulandı.

Bantlama uygulamalarının anlık akut etkisini değerlendirmek amacıyla; katılımcılar lateral ayak bileği yaralanması geçirmiş ayağına önce hiçbir bantlama uygulaması yapılmadan çıplak ayakla daha sonra aynı ayağa uygulanan esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamaları sonrası 30 cm yükseklikten sıçrama gerçekleştirmişlerdir ve her bir sıçrama sonrası yere iniş sırasında kinematik analizleri alınmıştır. Sonuç olarak aynı kişinin lateral ayak bileği yaralanması geçirmiş ayağından 3 farklı şekilde (hiçbir bantlama uygulaması olmadan çıplak ayakla, esnek bantlama sonrası, esnek olmayan bantlama sonrası) kinematik analizler alınmıştır. Her uygulama arası 20 dakika dinlenme molası verilmiştir. Buna ek olarak katılımcıların lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan ve olmayan ayaklarının sıçrama sonrası yere inişte kinematik farklılıklarını belirleyebilmek amacıyla katılımcılar lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olmayan diğer ayakla da hiçbir bantlama uygulaması olmadan çıplak ayakla 30 cm yükseklikten sıçrama gerçekleştirmişlerdir ve yere iniş sırasında kinematik analizi alınmıştır. Böylelikle her bir hasta toplamda 4 kez sıçrama gerçekleştirmiştir.

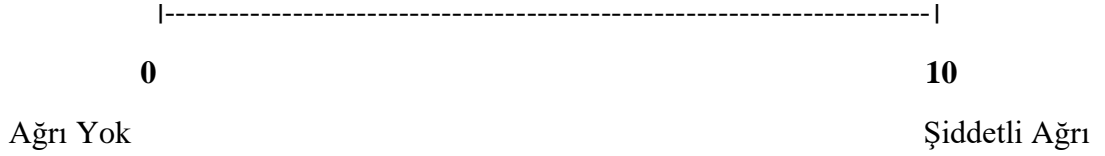
#### **3.2.1.Değerlendirmeler**

##### **1. Olguların demografik özellikleri**

Çalışmaya dahil edilen bireylerin cinsiyetleri, bugüne kadar geçirdiği ayak burkulması sayısı, yaşları (yıl), en son geçirdiği ayak bileği burkulmasından bugüne kadar geçen süre (ay), boy uzunlukları (m) ve vücut ağırlıkları (kg) değerlendirme formuna kaydedildi. Vücut kitle indeksi (VKİ) değerleri ( $\text{kg/m}^2$ ), vücut ağırlığı boy uzunluğunun karesine bölünerek hesaplandı.

## 2. Görsel Analog Skalası Değerlendirmesi

Görsel ağrı skalası (GAS) katılımcıların ağrı düzeyini değerlendirmek için kullanıldı. Bu skala 100 mm'lik yatay bir çizgiden ibarettir. Katılımcıların 100 mm'lik bu yatay çizgi üzerine koydukları X işareti ile koşma, zıplama, normal yürüyüş sırasındaki ağrıları ve gece ağrı şiddetlerini belirtmeleri istenmiştir. ‘0’ değeri hastanın hiç ağrısı olmadığı ‘10’ değeri ise hastanın ağrısının en yüksek değerde olduğu anlamına gelmektedir. Katılımcıların X işareti koydukları nokta ile başlangıç noktası arasındaki uzaklık cetvel yardımı ile ölçülerek santimetre olarak kaydedilmiştir (66,67).



**Şekil 3.1.** Görsel Analog Skalası

## 3. Ayak Postür İndeksi Değerlendirmesi

Ayağın postür analizi Ayak Postür İndeksi kullanılarak yapıldı. Kişi ayakta gevşek pozisyonda dururken ayakta talus başı palpasyonu, lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, kalkaneusun pronasyon/supinasyonu, ön ayakta ise talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma, medial longitudinal ark yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu değerlendirildi, bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında değerler aldı. Elde edilen toplam skor ayak postür değerlendirme formu üzerine (EK-1) kaydedildi, 0 ayağın nötral pozisyonda, pozitif değerler pronasyonda, negatif değerler ise supinasyonda olduğu şeklinde yorumlandı (68).





**Şekil 3.2.** Ayak Postür İndeksi Değerlendirmesi

#### **4.Naviküler Düşme Testi**

Medial longitudinal ark yüksekliğini değerlendirmek için naviküler düşme testi uygulandı. Naviküler düşme testi ayaktaki pronasyon miktarını ölçmek için kullanılan bir testtir. Ayakta, ayağa ağırlık verilerek ölçülen naviküler yüksekliğin, oturma pozisyonunda ayağa ağırlık verilmeden ölçülen naviküler yükseklikten çıkarılması sonucu navikular yükseklik hesaplandı. Çıplak ayak oturur pozisyondayken hastaların her iki ayaklarının naviküler tüberkülü işaretlendi, sonra alt kenarı yerde bulunan bir kart üzerine naviküler tüberkül hizasına işaret koyuldu. Daha sonra katılımcılardan ayağa kalkması istendi, ayağa tam ağırlık verirken aynı kartın üzerine naviküler tüberkül hizası yeniden işaretlendi. Her iki çizgi arasındaki uzaklığın cm cinsinden değeri naviküler düşme miktarı olarak kaydedildi (69).



**Şekil 3.3.** Naviküler Düşme Testi

### **5.Otur ve Uzan Testi**

Alt ekstremitte esnekliğini değerlendirmek için Otur ve uzan testi uygulandı. Katılımcılar yere oturarak çıplak ayak tabanlarının düz bir şekilde test sehpasına dayandı. Gövdelerinden (bel ve kalça) ileri doğru eğildiler ve dizlerini bükmeden elleri vücutlarının önünde olacak şekilde uzanabildikleri kadar öne doğru uzandılar. Bu şekilde 1-2 saniye beklediler ve esneklik sehpası üzerindeki cetvelde uzanılan en uzun mesafe esneklik değeri olarak alındı. Test iki defa tekrar edildi ve yüksek olan değer kayıt edildi (70).



Şekil 3.4. Otur ve Uzan Testi

## 6. Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Katılımcıların ayak bileği dorsi fleksiyon, plantar fleksiyon inversiyon ve eversiyon hareketlerinden sorumlu kasların kuvvetleri (Lafayette Manuel Muscle Tester 01165, USA ) el dinamometresi ile bilateral olarak ölçüldü.

Ayak bileği inversiyon hareketinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü için katılımcılardan kalça fleksiyon diz ekstansiyon pozisyonunda muayene yatağına oturmaları istendi ve ayak bileği inversiyonu yönünde maksimum hareket açığa çıkarması hastadan istenildi el dinamometresi harekete zıt yönde ve ayağın medial kenarında 1. metatarsın tabanına yakın olacak şekilde pozisyonlandırıldı. Katılımcılardan, önce sağ sonra sol ayak olmak üzere inversiyon hareketi ortaya çıkacak şekilde 3 maksimum kasılma gerçekleştirmeleri ve her kasılmayı 5 saniye boyunca gerçekleştirmeleri istendi ve her kasılma arasında 1 dakikalık dinlenme yaptırıldı.

Ayak bileği eversiyon hareketinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü için katılımcılardan kalça fleksiyon diz ekstansiyon pozisyonunda muayene yatağına oturmaları ve inversiyon yönünde maksimum hareket açığa çıkarmaları istendi el dinamometresi harekete zıt yönde ve ayağın lateral kenarında 5. metatarsın tabanına yakın olacak şekilde distalde pozisyonlandı. Katılımcılardan, önce sağ sonra sol ayak olmak üzere eversiyon hareketi ortaya çıkacak şekilde 3 maksimum kasılma

gerçekleştirmeleri ve her kasılmayı 5 saniye boyunca gerçekleştirmeleri istendi ve her kasılma arasında 1 dakikalık dinlenme yaptırıldı ve en yüksek değer kayıt edildi.

Ayak bileği plantar fleksiyon hareketinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü için katılımcılardan yer çekim kuvvetini elimine etmek için yan pozisyonunda muayene yatağına uzanmaları ve plantar fleksiyon yönünde maksimum hareket açığa çıkarması istenildi el dinamometresi harekete zıt yönde ve ayağın plantar yüzüne metatarsalların başının proksimaline pozisyonlandı. Katılımcılardan, önce sağ sonra sol ayak olmak üzere plantar fleksiyon hareketi ortaya çıkacak şekilde 3 maksimum kasılma gerçekleştirmeleri ve her kasılmayı 5 saniye boyunca gerçekleştirmeleri istendi ve her kasılma arasında 1 dakikalık dinlenme yaptırıldı.

Ayak bileği dorsi fleksiyon hareketinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü için katılımcılardan yer çekim kuvvetini elimine etmek için yan pozisyonunda muayene yatağına uzanmaları ve dorsi fleksiyon yönünde maksimum hareket açığa çıkarması istendi el dinamometresi harekete zıt yönde ve ayağın dorsal yüzünde metatarsalların başının proksimaline konumlandırıldı. Katılımcılardan, önce sağ sonra sol ayak olmak üzere dorsi fleksiyon hareketi ortaya çıkacak şekilde 3 maksimum kasılma gerçekleştirmeleri ve her kasılmayı 5 saniye boyunca gerçekleştirmeleri istendi ve her kasılma arasında 1 dakikalık dinlenme yaptırıldı. Alınan bu maksimum üç değer kayıt edildi (71,72,73).





Şekil 3.5. Kas kuvveti değerlendirmesi

### 7. Anterior Çekmece Testi

Anterior çekmece testi, diz 90° fleksiyonda hasta oturur pozisyonda iken bir elle tibia sabit tutulurken, diğer elle topuk kavranarak ayak öne doğru çekildi. Ayak bileğinin lateralinde gamze oluşması veya öne kayma hissi ATFL'nin yetersizliğini gösterir. Öne kayma hissindeki artış ATFL yırtığını gösterir. Ayak bileğinin lateralinde gamze oluşması ve öne kayma hissindeki artışın görüldüğü durumda test pozitif olarak değerlendirildi (74,75).



**Şekil 3.6.** Anterior Çekmece Testi

## 8.Talar Tilt Testi

Talar tilt testinde bir elle tibia medialinden desteklenirken diğ er elle topuk lateralinden kavrandı. Nötral pozisyonda topuk inversiyona zorlandı. Normal ayakta test sırasında talusun kaymasının kısıtlı olması ve sert son nokta hissi olması beklenir. Lateralde gamzeleşmeyle birlikte talusun kaymasındaki artış calcaneofibular ligament hasarını gösterir. Ayak bileğinin lateralinde gamzeleşmeyle birlikte talusun kaymasındaki artışın görüldüğü durumda test pozitif olarak değerlendirildi (74,75).



Şekil 3.7. Talar Tilt Testi

## 9. Sıçrama Sonrası Yere İniş Sırasında Ayak Bileğinin Kinematik Değerlendirilmesi

Katılımcılar lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan ayağına hiçbir bantlama uygulaması yapılmadan (çıplak ayakla) daha sonra yine aynı ayağına uygulanan esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamaları sonrası 30 cm yükseklikten sıçrama gerçekleştirmişlerdir ve her bir sıçrama sonrası yere iniş sırasında kinematik analizleri alınmıştır. Sonuç olarak aynı kişi lateral ayak bileği yaralanması geçirmiş ayağıyla 3 farklı şekilde (hiçbir bantlama uygulaması olmadan çıplak ayakla, esnek bantlama sonrası, esnek olmayan bantlama sonrası) sıçrama gerçekleştirmiştir ve her sıçrama sonrası yere iniş sırasında katılımcıların kinematik analizleri alınmıştır. Her uygulama arası 20 dakika dinlenme arası verilmiştir.





**Şekil 3.8.** 30 cm Yükseklikten Gerçekleştirilecek Sıçrama Öncesi



**Şekil 3.9.** İlk Temas Anı



**Şekil 3.10.** Tam Temas Anı

Bunun yanında katılımcıların lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan ve olmayan ayaklarının sıçrama sonrası yere inişte kinetik ve kinematik farklılıklarını belirleyebilmek amacıyla katılımcılar lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olmayan diğer ayaklarından da hiçbir bantlama uygulaması olmadan (çıplak ayakla) 30 cm yüksekten yere iniş sırasında kinematik analizi alınmıştır. Böylelikle her bir hasta toplamda 4 kez sıçrama gerçekleştirmiştir.



Sıçramaya geçmeden kinematik analizler için markerler lateral malleol, medial malleol, 1. ve 5. matarsalların başı ve calcaneusa konumlandırılmıştır (76)



**Şekil 3.11.** Ayak Üzerinde Konumlandırılmış İşaretleyiciler

### 3.2.2.Uygulamalar

Esnek olmayan bantlama uygulaması için hasta uzun oturur pozisyonda pozisyonlanmıştır. Esnek Olmayan Bantlama için gerekli materyaller (leuko tape P, 1.5'x 15 yds) marka 1½ "atletik banttır. Ön ayak ile ayak ve ayak bileği örtülecek

ayağın kemiğinden baldır kasının başlangıcına kadar. Ön bandın iki ucunda iki adet atletik bant ankrajı yerleştirilmiştir. Topuğun iç kısmından topuk altından başlayan atletik bir bant koyuldu ve atletik bandın çapasının diğer tarafına takılmıştır. İki tane daha sargı eklendi, böylece toplam üç atletik sargı olmuştur. Ön kısım tüm alanları kapatılmıştır. İçeriden başlayıp alt bacağın etrafına sarılarak bir şekil 8 oluşturulacak ayak bileğinin üstünden geçerek kemerin altına sarmaya devam edilmiştir. “Topuk kilidi” için topuğun etrafında bantlama yapılacak içeride veya dışarıda değiştirebilir ama her iki taraf için iki “topuk kilidi” yapıldığından emin olundu. Başka bir şekil 8 tamamlandı ve açık alanlar kapatıp ve bitirildi (77).





**Şekil 3.12.** Esnek Olmayan (Atletik) Bantlama Uygulaması





**Şekil 3.13.** Esnek Olmayan (Atletik) Bantlama Uygulaması Sonrası İşaretleyicilerin Pozisyonlanması



**Şekil 3.14.** Esnek Olmayan (Atletik) Bantlama İle Sıçrama ve Sıçrama Sonrası Yere İniş

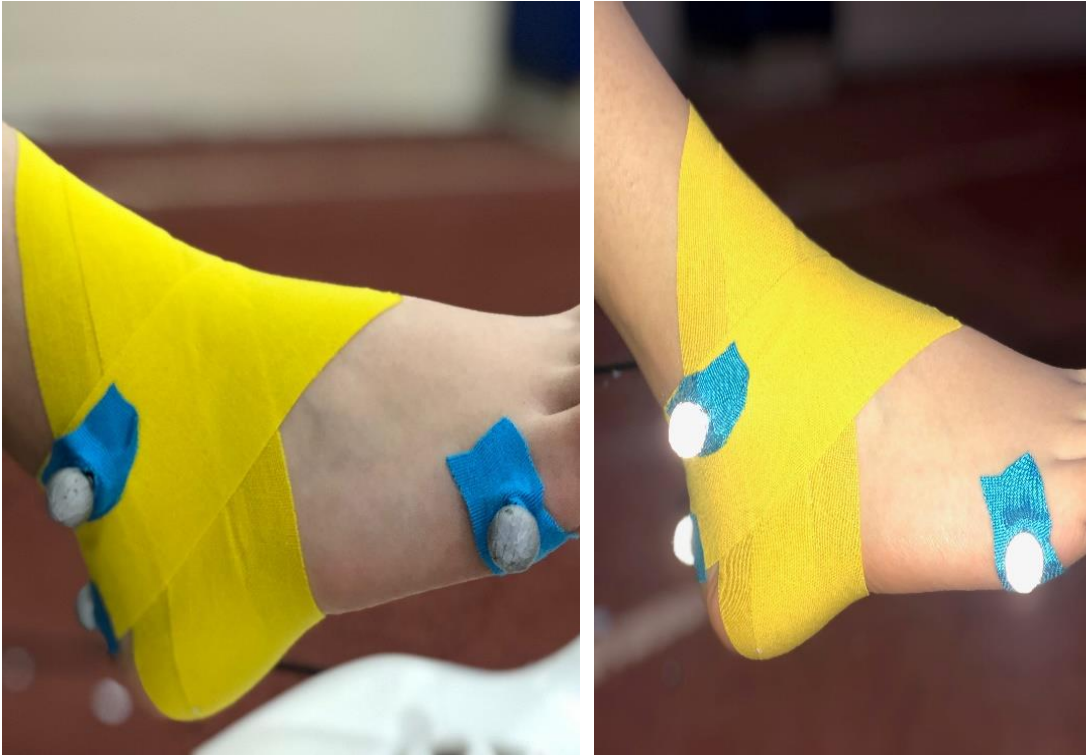
Esnek Bantlama (kinesio tape 4 m x 5 cm) elastik bant ile ayağın dorsumundan başlayarak, medial tarafı aşağıya, kemerin altından ve lateral tarafa bastırarak ayağı bir kez çevirecek, ayağı ikinci kez çevrelemeden önce, ilk dönüşün bir köşesini aşağı doğru katlanacak, böylece ikinci turda yerine kilitlendi. Topuğun arkasındaki dorsumdan, sırtın arkasından dorsuma doğru, topuk altından medial tarafa doğru, mümkün olduğu kadar topukta geriye doğru devam edildi ve yan tarafa doğru gelindiğinde, bandajı lateral malleolun ucunun hemen ortasına doğru bastırılacak ve bir kuyruğu ayak bileğinin ön tarafına ve diğerini sırtın etrafına sarılacak ve yapışkanlı bandaj kendi kendine yapışmıştır; pimler veya tokalara gerek yoktur (78).







**Şekil 3.15.** Esnek (Kinezyo Bantlama) Bantlama Uygulaması



**Şekil 3.16.** Esnek (Kinezyo Bantlama) Bantlama Uygulaması Sonrası İşaretleyicilerin Pozisyonlanması



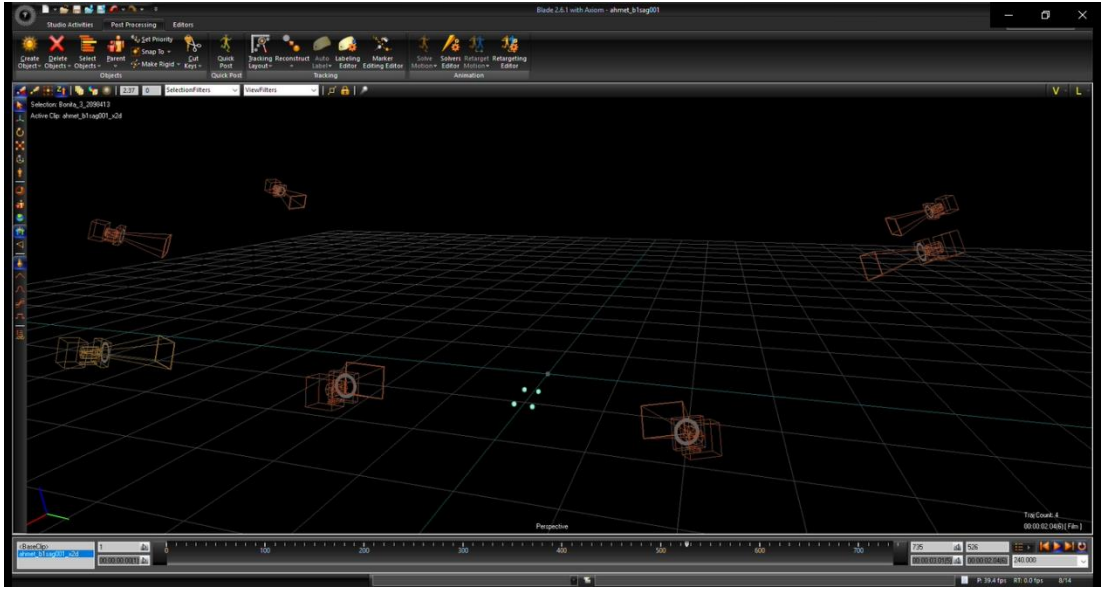
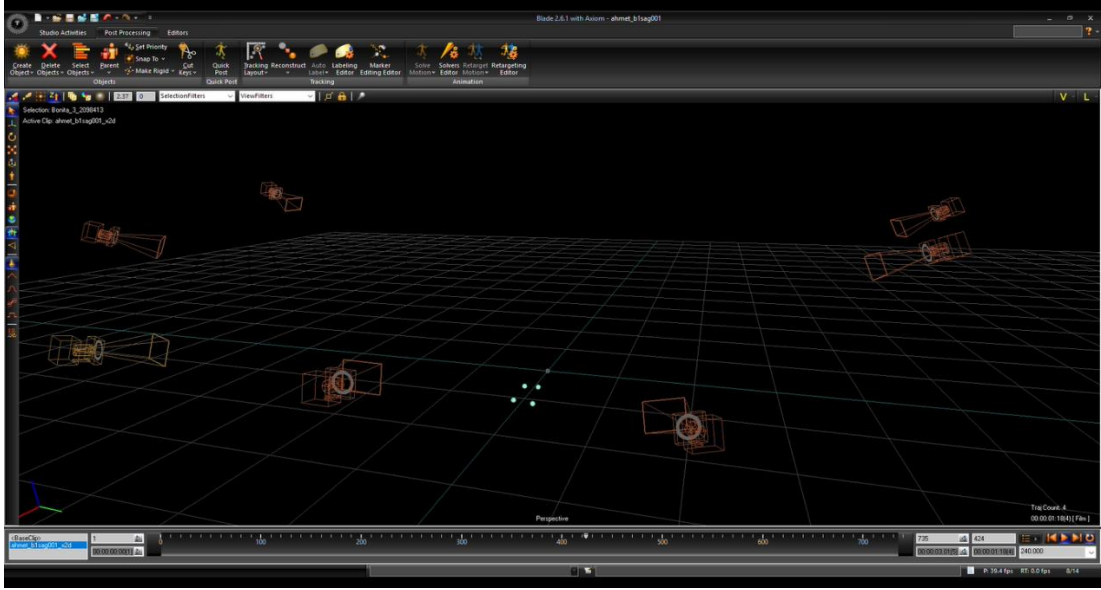
**Şekil 3.17.** Esnek (Kinezyo Bantlama) Bantlama İle Sıçrama

### **Hareket Yakalama**

Ayağın düşme ve basma esnasındaki yönelimini belirlemek için deneklerin ayaklarına; ayak bileği (lateral malleolus), birinci ve beşinci metatarsal ve topuk (calcaneus) olmak üzere toplam dört anatomik noktaya yansıtıcı işaretler yerleştirildi. Hareket kaydından önce alanın ve kameraların kalibrasyonu 5 noktalı ağsa (wand) kalibrasyon çubuğu kullanılarak yapıldı. Katılımcıların 30 cm yükseklikten yere doğru tek ayakları üzerine düşmeleri istendi. Katılımcıların bu hareketi saniyede 240 kare hızda, 7 adet Bonita model (VICON, B.K.) kızılötesi kameralar kullanılarak kaydedildi.

Kaydedilen iki boyutlu görüntülerde yer alan yansıtıcı işaretlerin üç boyutlu uzaysal konumları Blade yazılımı (sürüm 2.6.1. VICON, B.K.) kullanılarak elde edildi. Elde edilen üç boyutlu Vicon konum verileri TRC (Vicon **TRaCe** dosya formatı) olarak saklandı.



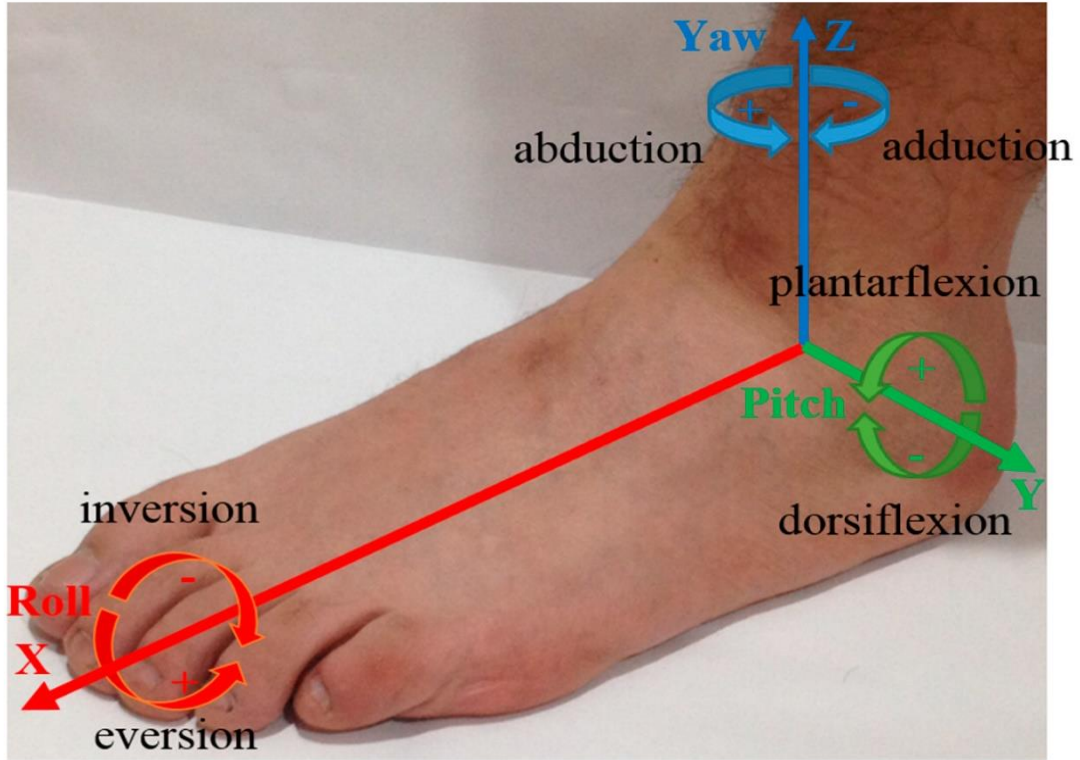


Şekil 3.18. Üç Boyutlu Konum Verileri

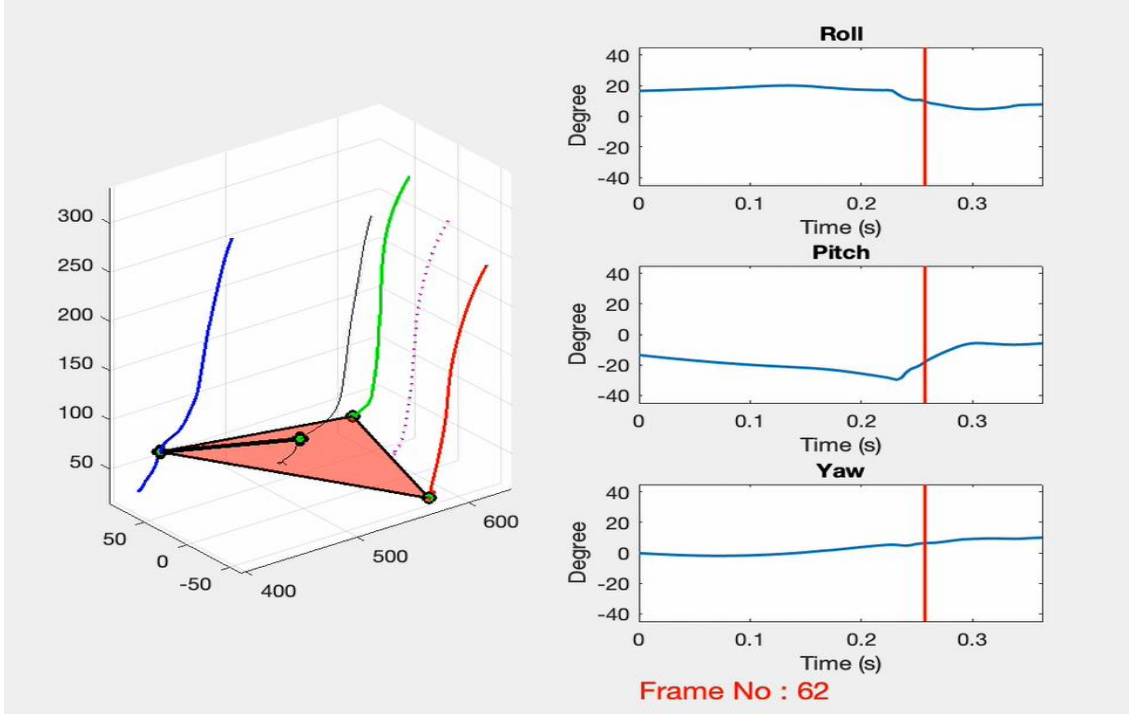
### Hareket Verisi İşleme

TRC dosya olarak kayıt edilen üç boyutlu konum verileri Hacettepe Üniversitesi Biyomekanik Araştırma Grubu tarafından yazılan bir Python program yardımıyla CSV (Comma Separated Value) formatına çevrildi.

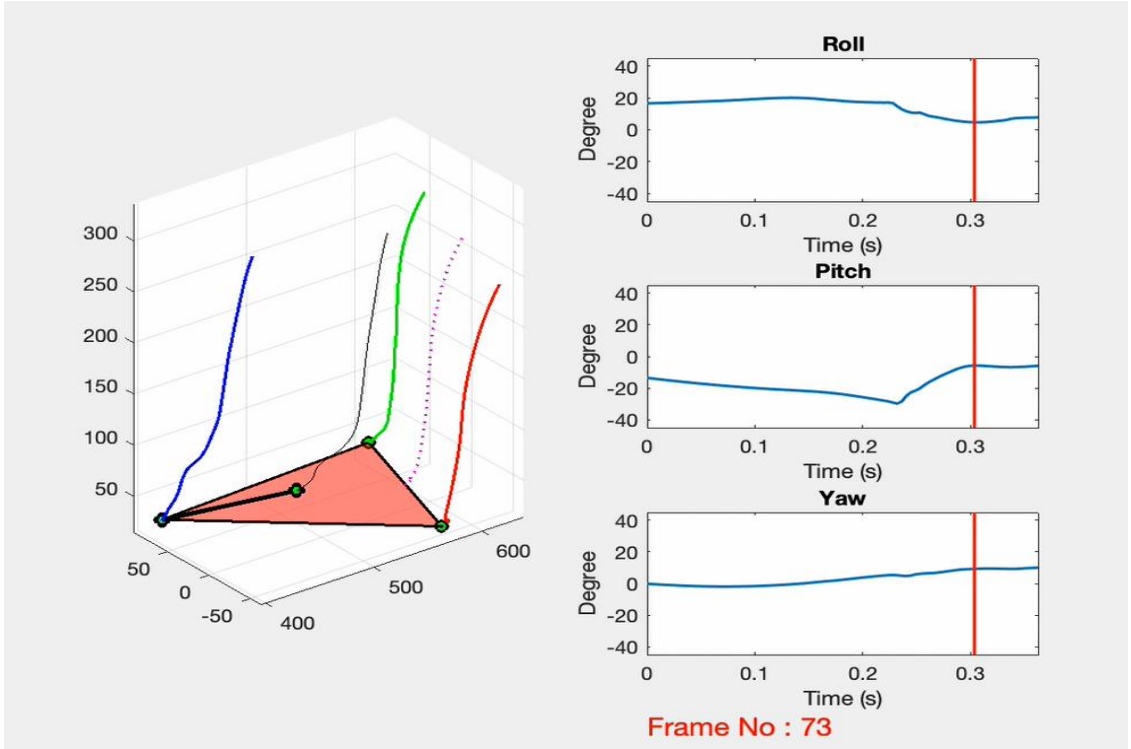
Hacettepe Üniversitesi Biyomekanik Araştırma Grubu tarafından yazılan bir MATLAB programı yardımıyla CSV dosyalarındaki birinci metatarsal, beşinci metatarsal ve calcaneus'un konumları kullanılarak bir ayak düzlemi tanımlandı. Tanımlanan bu düzlemin yer düzlemine göre X-Y-Z eksenlerindeki açıları (Şekil 3.19) MATLAB programı kullanılarak hesaplandı ve işaretçi konum bilgileriyle birlikte yeni bir CSV dosya olarak kayıt edildi. Ayrıca her bir deneme için hesaplanan açısal verilerin değişimini ve ayak düzleminin hareketini gösteren bir video MP4 formatında kayıt edildi (76). Hastaların ilk temas anında, tam temas anında ve ilk 150 ms' deki max kinematik değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 3.19. X-Y-Z eksenlerinde Meydana Gelen Ayak Bileği Hareketleri



Şekil 3.20. İlk Temas Anı



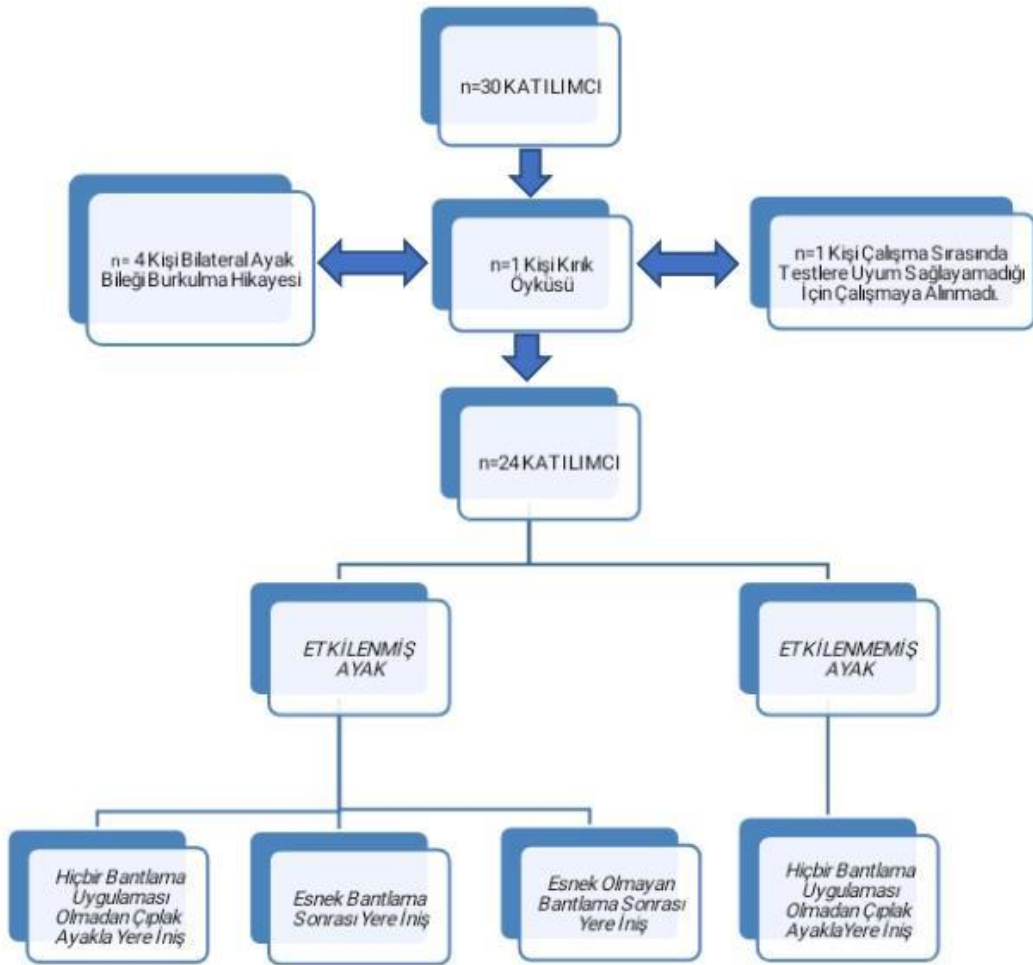
Şekil 3.21. Tam Temas Anı

### **3.3. İstatistiksel Analiz**

Sıçrama sonrası yere iniş sırasında ayak bileği eklemi açısı ölçümleri dikkate alındığında literatür bilgisine dayanarak %80 güçle ve %5 hata ile yapılacak bantlama uygulamalarının, ayak bileği eklemi inversiyon açılarına olan etkisini orta ile büyük arasında ortaya çıkarabilmek için en az toplam 24 bireyle çalışılmasına karar verilmiştir. Araştırmada klinik deneyler yardımı ile elde edilen veriler toplanıp IBM SPSS 23 programına girildikten sonra demografik özelliklerin tespiti frekans analizleri kullanılmıştır. Ölçümlenen olgularının tanımlanması için ise tanımlayıcı istatistikler olan minimum değer, maksimum değer, aritmetik ortalama ve standart sapma istatistikleri kullanılmıştır. Araştırma kapsamında örnek çapımız 35'den küçük olduğu ve değişkenlerimizin tamamının normal dağılım göstermediği için parametrik olmayan test teknikleri kullanılmıştır. 2 nokta karşılaştırmaları için Wilcoxon testi kullanılırken, 3 nokta karşılaştırmaları için ise Friedman testi kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.

## 4.BULGULAR

Bu çalışma için 30 tane ayak bileği burkulma hikayesi olan gönüllü tarandı. Bunlardan 5 tanesi dışlama kriterlerine sahip olduğu için çalışmaya alınmadı (4 kişide bilateral ayak bileği burkulma hikayesi, 1 tanesinde geçirilmiş alt ekstremitte kırık hikayesi) .1 tanesi çalışma sırasında testlere uyum sağlayamadığı için çıkartıldı. 24 kişi üzerinde değerlendirmeler ve istatistiksel analiz yapıldı.



Şekil 4.1. Akış Çizelgesi

#### 4.1.Tanımlayıcı İstatistikler

**Tablo 4.1.Tanımlayıcı İstatistikler**

	N	Minimum	Maksimum	Ort.	Std. Sapma
Yaş	24	18	58	32.42	14.289
Kilo (kg)	24	48	95	70.38	14.343
Boy (m)	24	1.56	1.85	1.7125	.08794
Vücut Kitle İndeksi (kg/m <sup>2</sup> )	24	17.67	34.50	23.9418	4.40407

Araştırmaya katılan bireylerin yaşlarının minimum değeri 18 iken maksimum değeri 58'dir. Bireylerin yaşlarının aritmetik ortalaması 32,42 ve standart sapması 14,289'dur. Ayrıca bireylerin kilolarının minimum değeri 48 iken maksimum değeri 95 olarak bulunmuştur. Bireylerinin kilolarının aritmetik ortalaması 70,38 iken standart sapması 14,343 olarak bulunmuştur. Bireylerin boylarının minimum değeri 1,56 metre iken maksimum değeri 1,85 metre olarak bulunmuştur. Bireylerin boylarının aritmetik ortalaması 1,7125 metre iken standart sapma 0,08794 olarak bulunmuştur. Bireylerin vücut kitle indekslerinin minimum değeri 17,67 iken maksimum değeri 34,50 olarak bulunmuştur. Ayrıca bireylerin vücut kitle indekslerinin aritmetik ortalaması 23,9418 iken standart sapması 4,40407 olarak bulunmuştur.

#### 4.2.Demografik Bulgular

**Tablo 4.2.Demografik Özelliklere İlişkin Frekans Tablosu**

<b>Cinsiyet</b>			
		N	%
N	ERKEK	11	45.8
	KADIN	13	54.2
	Toplam	24	100.0

<b>Etkilenen Ayak</b>			
		N	%
N	SAĞ	18	75.0
	SOL	6	25.0
	Toplam	24	100.0

<b>Yaralanma Sayısı (Etkilenen Ayak)</b>			
		N	%
N	1	11	45.8
	2	6	25.0
	3	4	16.7
	4	1	4.2
	6	1	4.2
	8	1	4.2
	Toplam	24	100.0

<b>En Son Geçirilen Yaralanmanın Üzerinden Geçen Süre (ay)</b>			
		N	%
N	2,0	9	37.5
	2,5	2	8.3
	3,0	1	4.2
	3,5	3	12.5
	4,0	2	8.3
	5,0	2	8.3
	6,0	3	12.5
	8,0	2	8.3
	Toplam	24	100.0

Araştırmaya katılan bireylerin %45,8'i erkek, %54,2'si kadınlardan oluşmaktadır. Bireylerin lateral ayak bileği yaralanma öykülerinin %75'i sağ ayaklarında iken %25'i ise sol ayaktadır. Bireylerin %45'i 1 kez, %25'i 2 kez, %16,7'si 3 kez, %4,2'si 4 kez, %4,2'si 6 kez ve %4,2'si 8 kez lateral ayak bileği yaralanması geçirmiştir. Bireylerin %37,5'i en son yaralanmanın üstünden 2 ay geçirmiş, %8,3'ü 2,5 ay, %4,2'si 3 ay, %12,5'i 3,5 ay, %8,3'ü 4 ay, %8,3'ü 5 ay, %12,5'i 6 ay, %8,3'ü ise 8 ay geçirmiştir.



### 4.3.Klinik Bulgular

<b>Anterior Çekmece Testi (Etkilenmiş Ayak)</b>		N	%
N	POZİTİF	13	54.2
	NEGATİF	11	45.8
	Toplam	24	100.0
<b>Talar Tilt Testi (Etkilenmiş Ayak)</b>		N	%
N	POZİTİF	15	62.5
	NEGATİF	9	37.5
	Toplam	24	100.0
<b>Anterior Çekmece Testi (Etkilenmemiş Ayak)</b>		N	%
N	NEGATİF	24	100.0
<b>Talar Tilt Testi (Etkilenmemiş Ayak)</b>		N	%
N	NEGATİF	24	100.0
<b>Ayak Postür İndeksi (Etkilenmiş Ayak)</b>		N	%
N	Normal	11	45.8
	Pronasyonda	8	33.3
	Yüksek Pronasyonda	5	20.8
	Toplam	24	100.0
<b>Ayak Postür İndeksi (Etkilenmemiş Ayak)</b>		N	%
N	Normal	10	41.7
	Pronasyonda	10	41.7
	Yüksek Pronasyonda	4	16.7
	Toplam	24	100.0

Bireylerin etkilenmiş ayak için %54,2'sinin anterior çekmece testi pozitif çıkarken, %45,8'i negatif çıkmıştır. Bireylerin etkilenmiş ayak için %62,5'inin talar tilt testi sonuçları pozitif çıkarken, %37,5'i negatif çıkmıştır. Etkilenmemiş ayak için bireylerin tamamının anterior çekmece testi sonuçları negatif çıkmıştır. Ayrıca yine etkilenmemiş ayak için bireylerin tamamının talar tilt testi sonuçları negatif çıkmıştır. Etkilenmiş ayak için ayak postür indeksi sonuçlarına göre %45,8 normal, %33,3 pronasyonda, %20,8 yüksek pronasyonda şeklinde bulunmuştur. Ayrıca etkilenmemiş ayak için bireylerin ayak postür indeksi sonuçları %41,7 normal, %41,7 pronasyonda, %16,7 yüksek pronasyonda şeklinde bulunmuştur.

**Tablo 4.4. Naviküler Düşme Testi ve Otur ve Uzan Testi**

	N	Minimum	Maksimum	Ort.	Std. Sapma
Naviküler Düşme Miktarı (cm) (Etkilenmiş Ayak)	24	0	2.2	0.875	0.55266
Naviküler Düşme Miktarı (cm) (Etkilenmemiş Ayak)	24	0.4	2.1	0.95	0.44915
Otur ve Uzan Testi (cm) Alt Ekstremitte Esnekliği	24	-27	9	-5.1208	9.84842

Bireylerin naviküler düşme testi sonuçları etkilenmiş ayak için minimum değeri 0, maksimum değeri 2,2, ortalaması 0,875 ve standart sapması 0,55266 olarak bulunmuştur. Etkilenmemiş ayak için bulunan naviküler düşme testi sonuçları ise minimum değeri 0,4, maksimum değeri 2,1, ortalaması 0,95 ve standart sapması 0,44915 olarak bulunmuştur. Bireylerin otur ve uzan testi alt ekstremitte esnekliğine ilişkin sonuçlar ise minimum değeri -27, maksimum değeri 9, aritmetik ortalaması -5,1208 ve standart sapması 9,84842 olarak bulunmuştur.

**Tablo 4.5. Ağrı Düzeyi**

<b>İstirahat Sırasında Ağrı Düzeyi (Etkilenmiş Ayak)</b>			
		N	%
N	0	24	100.0
<b>Normal Yürüyüş Sırasında Ağrı Düzeyi (Etkilenmiş Ayak)</b>			
		N	%
N	0	19	79.2
	1	3	12.5
	2	2	8.3
	Toplam	24	100.0
<b>Gece Ağrı Düzeyi (Etkilenmiş Ayak)</b>			
		N	%
N	0	24	100.0
<b>Sıçrama Sırasında Ağrı Düzeyi (Etkilenmiş Ayak)</b>			
		N	%
N	0	7	29.2
	1	5	20.8
	2	4	16.7
	3	7	29.2
	4	1	4.2
	Toplam	24	100.0
<b>Koşma Sırasında Ağrı Düzeyi (Etkilenmiş Ayak)</b>			
		N	%
N	0	7	29.2
	1	3	12.5
	2	5	20.8
	3	7	29.2
	4	2	8.3
	Toplam	24	100.0

Etkileniş ayak için bireylerin tamamının istirahat ağrı düzeyleri 0'dır. Etkilenmiş ayak için normal yürüyüş sırasında ağrı düzeyleri %79,2'si 0, %12,5'i 1 ve %8,3'ü 2 şeklinde dağılmıştır. Ayrıca etkilenmiş ayak için bireylerin tamamının gece ağrı düzeyleri 0'dır. Etkilenmiş ayak için sıçrama sırasında ağrı düzeylerinin dağılımı %29,2'si 0, %20,8'i 1, %16,7'si 2, %29,2'si 3 ve %4,2'si 4 şeklindedir. Etkilenmiş ayak için koşma sırasındaki ağrı düzeylerinin dağılımı %29,2'si 0, %12,5'i 1, %20,8'i 2, %29,2'si 3 ve %8,3'ü 4 şeklindedir.

**Tablo 4.6. Kas Kuvveti Ölçümlerine İlişkin Tanımlayıcı İstatistikler**

	N	Minimum	Maksimum	Ort.	Std. Sapma
Plantar Fleksiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmiş Ayak)	24	13.57	32.97	22.5111	5.12859
Plantar Fleksiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmemiş Ayak)	24	15.03	30.03	22.7431	5.13684
Dorsi Fleksiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmiş Ayak)	24	10.63	32.63	19.2139	4.68630
Dorsi Fleksiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmemiş Ayak)	24	11.93	28.07	19.8750	4.50652
Eversiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmiş Ayak)	24	7.40	21.47	13.1875	2.79331
Eversiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmemiş Ayak)	24	8.80	19.57	13.1778	2.77392
İnversiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmiş Ayak)	24	8.23	18.90	13.0514	2.76868
İnversiyon Hareketinden Sorumlu Kasların Kuvvet Ölçümü (Etkilenmemiş Ayak)	24	8.83	20.97	13.3361	3.34502

Bireylerin plantar fleksiyon hareketlerinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü etkilenmiş ayak için minimum değer 13,57, maksimum değer 32,97, ortalama 22,5111 ve standart sapma 5,12859 olarak bulunmuştur. Etkilenmemiş ayak için ise minimum değer 15,03, maksimum değer 30,03, ortalama 22,7431 ve standart sapma 5,13684 olarak bulunmuştur.

Bireylerin dorsi fleksiyon hareketlerinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü etkilenmiş ayak için minimum değer 10,63, maksimum değer 32,63, ortalama 19,2139 ve standart sapma 4,68630 olarak bulunmuştur. Etkilenmemiş ayak için ise bu değerler, minimum değer 11,93, maksimum değer 28,07, ortalama 19,8750 ve standart sapma 4,50652 olarak bulunmuştur.

Bireylerin eversiyon hareketlerinden sorumlu kasların kuvvet ölçümü etkilenmiş ayak için minimum değer 7,40, maksimum değer 21,47, ortalama 13,1875 ve standart sapma 2,77392 olarak bulunmuştur. Bu değerler etkilenmemiş ayak için

ise, minimum değer 8,80, maksimum değer 19,57, ortalama 13,1778 ve standart sapma 2,77392 olarak bulunmuştur.

Bireylerin inversiyon hareketlerinden sorumlu kaslarının kuvvet ölçümü etkilenmiş ayak için, minimum değer 8,23, maksimum değer 18,90, ortalama 13,0514 ve standart sapma 2,76868 olarak bulunmuştur. Bu değerler etkilenmemiş ayak için ise minimum değer 8,83, maksimum değer 20,97, ortalama 13,3361 ve standart sapma 3,34502 olarak bulunmuştur.

#### **4.4.Laboratuvar Bulguları**

Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak, Esnek Bantlama Yapılmış Etkilenmiş Ayak ve Esnek Olmayan Bantlama Yapılmış Esnek Olmayan Ayak için Yere İlk Temas, Yere Tam Temas ve Yere İlk Temastan Sonraki İlk 150ms'deki İnversiyon, Plantar Fleksiyon ve Addüksiyon Açılarının Karşılaştırılması:

<b>Tablo 4.7. Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak, Esnek Bantlama Yapılan ve Esnek Olmayan Bantlama Yapılan Etkilenmiş Ayak Kinematik Değerleri Karşılaştırmaları</b>				
		X ort	Std. Sapma	p
Yere İlk Temas	B0 İnversiyon Açısı	12.0144	4.2482	0.747
	B1 İnversiyon Açısı	12.5249	5.0568	
	B2 İnversiyon Açısı	11.8743	5.2574	
	B0 Plantar Fleksiyon Açısı	16.3444	7.9769	0.079
	B1 Plantar Fleksiyon Açısı	16.8916	8.2054	
	B2 Plantar Fleksiyon Açısı	13.2628	5.0449	
	B0 Addüksiyon Açısı	7.7553	5.4437	0.197
	B1 Addüksiyon Açısı	7.0612	6.5576	
	B2 Addüksiyon Açısı	6.2009	4.8917	
Yere Tam Temas	B0 İnversiyon Açısı	7.5746	3.3098	0.687
	B1 İnversiyon Açısı	8.6015	4.2065	
	B2 İnversiyon Açısı	7.8168	3.1349	
	B0 Plantar Fleksiyon Açısı	5.6950	4.7623	0.747
	B1 Plantar Fleksiyon Açısı	5.8625	3.2406	
	B2 Plantar Fleksiyon Açısı	5.4803	2.4286	
	B0 Addüksiyon Açısı	7.8041	5.4255	0.223
	B1 Addüksiyon Açısı	7.5830	6.6764	
B2 Addüksiyon Açısı	6.0809	4.8841		
Yere İlk Temas Anından Sonraki 150 ms	B0 İnversiyon Açısı	12.4092	3.9579	0.747
	B1 İnversiyon Açısı	12.5463	5.5961	
	B2 İnversiyon Açısı	12.0798	5.0587	
	B0 Plantar Fleksiyon Açısı	16.8837	7.8087	0.079
	B1 Plantar Fleksiyon Açısı	16.5213	8.3209	
	B2 Plantar Fleksiyon Açısı	13.6568	4.9090	
	B0 Addüksiyon Açısı	8.9483	5.5412	0.275
	B1 Addüksiyon Açısı	8.4095	6.5164	
	B2 Addüksiyon Açısı	7.1050	4.8304	

**\*Friedman Testi**

(B0 = Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak, B1 = Esnek Bantlama Yapılmış Etkilenmiş Ayak, B2 = Esnek Olmayan Bantlama Yapılmış Etkilenmiş Ayak)

Bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere ilk temas anındaki inversiyon açısı karşılaştırması sonucu istatistiksel fark bulunmamıştır ( $p=0,747$ ).

Bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere ilk temas anındaki plantar fleksiyon açısı karşılaştırması sonucu istatistiksel fark bulunmamıştır ( $p=0,079$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere ilk temas anındaki addüksiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,197$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere tam temas anındaki inversiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,687$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere tam temas anındaki plantar fleksiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,747$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere tam temas anındaki addüksiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,223$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere ilk temas anından sonraki ilk

150ms'deki inversiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunamamıştır ( $p=0,747$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere ilk temas anından sonraki ilk 150ms'deki plantar fleksiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunamamıştır ( $p=0,079$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik deneyler sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama yapılmış etkilenmiş ayak ve esnek olmayan bantlama yapılmış etkilenmiş ayak için yere ilk temas anından sonraki ilk 150ms'deki addüksiyon açısı karşılaştırması için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan anlamlı farklılık bulunamamıştır ( $p=0,275$ ).



Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak ile Etkilenmemiş Ayak İçin Yere İlk Temas, Yere Tam Temas ve Yere İlk Temastan Sonraki 150 ms Sonraki İnversiyon, Plantar Fleksiyon ve Addüksiyon Açılarının Karşılaştırılması:

<b>Tablo 4.8. Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak ve Etkilenmemiş Ayak Kinematik Değerleri Karşılaştırmaları</b>				
		Xort	Std. Sapma	p-değeri
Yere İlk Temas	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak İnversiyon Açısı	12.0144	4.2482	<b>0.03967*</b>
	Etkilenmemiş Ayak İnversiyon Açısı	14.6368	5.4965	
	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak Plantar Fleksiyon Açısı	16.3444	7.9769	0.90901
	Etkilenmemiş Ayak Plantar Fleksiyon Açısı	15.8355	7.2401	
	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak Addüksiyon Açısı	7.7553	5.4437	0.8864
	Etkilenmemiş Ayak Addüksiyon Açısı	8.0368	4.7223	
Yere Tam Temas	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak İnversiyon Açısı	7.5746	3.3098	0.21923
	Etkilenmemiş Ayak İnversiyon Açısı	8.6545	4.3055	
	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak Plantar Fleksiyon Açısı	5.6950	4.7623	0.60705
	Etkilenmemiş Ayak Plantar Fleksiyon Açısı	4.4063	3.1128	
	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak Addüksiyon Açısı	7.8041	5.4255	0.64757
	Etkilenmemiş Ayak Addüksiyon Açısı	8.6011	5.2347	
Yere İlk Temas Anından Sonraki 150 ms	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak İnversiyon Açısı	12.2435	3.7484	<b>0.04250*</b>
	Etkilenmemiş Ayak İnversiyon Açısı	14.8349	5.2880	
	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak Plantar Fleksiyon Açısı	16.8837	7.8087	0.68916
	Etkilenmemiş Ayak Plantar Fleksiyon Açısı	15.7774	7.1801	
	Bantlama Yapılmamış Etkilenmiş Ayak Addüksiyon Açısı	8.9483	5.5412	0.56771
Etkilenmemiş Ayak Addüksiyon Açısı	9.6923	5.1735		

**\*Wilcoxon Testi**

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere ilk temas anındaki inversiyon açısı için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden küçük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında inversiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık vardır (**p=0,03967**). Etkilenmemiş ayağın inversiyon açısı daha yüksektir.

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere ilk temas anındaki plantar fleksiyon açısı için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak

arasında plantar fleksiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,0990$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere ilk temas anındaki addüksiyon açısı için bulunan  $p$ -değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında addüksiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,8864$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere tam temas anındaki inversiyon açısı için bulunan  $p$ -değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında inversiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,21923$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere tam temas anındaki plantar fleksiyon açısı için bulunan  $p$ -değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında plantar fleksiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,60705$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere tam temas anındaki addüksiyon açısı için bulunan  $p$ -değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında addüksiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,64757$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere ilk temas anından sonraki 150 ms'de inversiyon açısı için bulunan  $p$ -değeri, anlamlılık düzeyinden küçük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında inversiyon açısı değeri bakımından anlamlı bir farklılık vardır ( $p=0,04250$ ). Etkilenmemiş ayak inversiyon açısı değeri daha büyüktür.

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere ilk temas anından sonraki 150 ms'de plantar fleksiyon açısı için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında plantar fleksiyon açı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,68916$ ).

Araştırmaya katılan bireyler üzerinde yapılan klinik araştırmalar sonucunda bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ve etkilenmemiş ayak üzerinde yapılan testlerde yere ilk temas anından sonraki 150 ms'de addüksiyon açısı için bulunan p-değeri, anlamlılık düzeyinden büyük olduğundan bantlama yapılmamış etkilenmiş ayak ile etkilenmemiş ayak arasında addüksiyon açı değeri bakımından anlamlı bir farklılık yoktur ( $p=0,56771$ ).

## 5.TARTIŞMA

Bu çalışmada; lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan ayağa uygulanan esnek bantlama, esnek olmayan bantlama uygulaması sonrası ve hiçbir bantlama uygulaması yapılmadan gerçekleştirilen 3 farklı sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematik değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamıştır. Etkilenmiş ayağa hiçbir bantlama uygulaması yapılmadan gerçekleştirilen sıçrama sonrası yere iniş, esnek bantlama yapılan yere inişten; ilk temas, tam temas ve ilk 150 ms 'deki ayak bileğinin en yüksek kinematik açı değerlerinin alındığı zaman aralıklarında inversiyon ve plantar fleksiyon değerleri bakımından daha küçük olduğu fakat aradaki bu farkın anlamlı olmadığı gözlemlenmiştir.

Etkilenmiş ve etkilenmemiş ayakla gerçekleştirilen sıçrama sonrası yere iniş sırasındaki kinematik karşılaştırmalarda iki ana bulgu saptanmıştır. Bunlardan ilki; etkilenmiş ayağın yere ilk temas anındaki inversiyon açı değeri 12.0144 derece, etkilenmemiş ayağın ise yere ilk temas anında inversiyon açısı ortalama 14.6368 derece olarak bulunmuştur. Buradan etkilenmiş ayağın inversiyon açı değerinin etkilenmemiş ayağın inversiyon açısına göre daha küçük olduğu ve aradaki bu farkın anlamlı bir fark olduğu sonucuna varılmıştır. Bir diğer bulgu ise sıçrama sonrası yere inişte yere ilk temas anından sonraki ilk 150 ms' de gözlemlenen ayak bileğinin en yüksek kinematik açı değerleri kıyaslandığında etkilenmiş ayak bileği ortalama inversiyon açı değerinin 12.2435 derece, etkilenmemiş ayak bileği ortalama inversiyon açı değerinin 14.8349 derece olduğu hesaplanmıştır. Buradan yola çıkarak etkilenmiş ayağın yere ilk temastan sonraki ilk 150 ms' deki en yüksek inversiyon açı değeri etkilenmiş ayak ile kıyaslandığında, etkilenmiş ayağın inversiyon açı değerinin etkilenmemiş ayağın inversiyon açı değerinden daha küçük olduğu olduğu ve aradaki bu farkın istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmektedir.

Daha önce Yen SC. ve arkadaşlarının (79) yaptığı bir çalışmada esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamaları olan kinezyo bantlama ve atletik bantlama uygulamalarının kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde yürüyüşün basma fazı öncesi ve sonrası ayak bileği kinematiği üzerine etkisini kıyaslamak amacıyla hastaların koşu bandı üzerinde yaptıkları yürüyüş sırasında ayak hareketleri 3D hareket analiz sistemi ile incelenmiştir. Esnek bantlama olan kinezyo bantlamanın

erken basma fazında ayak inversiyonunu azalttığı fakat geç basma fazında ayak bileği inversiyon açısına bir etki etmediği gözlemlenmiştir. Atletik bantlama uygulamasının ise tibianın internal rotasyonunu geç basma fazı boyunca arttırdığı fakat erken basma fazında bir etkisi gözlemlenmediği sonucuna varılmıştır. Dahası atletik bantlama uygulamasının ayak inversiyonuna bir etkisi olmadığı gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda bantlama uygulaması yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama ve esnek olmayan bantlama uygulamaları yapılmış ayakların karşılaştırmalarında her iki uygulamada da sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematiğine etkisi arasında bir fark olmadığı görülmüştür. Yen SC ve arkadaşlarının bu çalışmasında da ağırlık aktarımının yapıldığı basma fazında esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamaları bizle benzer olarak ayak bileğinin inversiyon yönündeki hareketini kısıtlayamamıştır (79). Yen SC ve arkadaşlarının çalışmasında yüklenme öncesi kinezyo bantlama uygulamasının ayak bileği inversiyon açısında anlamlı bir fark yarattığı fakat atletik bantlama uygulamasının inversiyon açısına anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Ayak bileğinin en çok travmaya açık olduğu ve lateral ayak bileği yaralanmalarının en çok meydana geldiği aktivitenin sıçrama sonrası tek ayakla yere iniş ve sporda cutting aktiviteleri olduğunu bilinmektedir (80). Bizim çalışmamızda Yen SC ve arkadaşlarının (79) çalışmasından farklı olarak yürüme aktivitesi sırasında değil sıçrama sonrası yere iniş sırasında ayak bileği kinematik analizleri alınmıştır. Yüklenme öncesi kinezyo bantlama uygulamasının Yen SC ve arkadaşlarının (79) çalışmasında ayak bileği inversiyon açısında anlamlı bir fark yaratmasının fakat bizim çalışmamızda sıçrama sonrası yere inişte ilk temas sırasında bantlama uygulamalarının ayak bileği kinematiği üzerinde bir fark yaratmamasının temel sebebinin ayağın farklı fonksiyonları sırasında alınmış kinematik analizlerden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Yen SC. ve ark. (79) çalışmasında bizim çalışmamızla benzer olarak geç duruş fazında yani esas yüklenmenin olduğu fazda, bizim çalışmamızda da yüklenmenin tam olarak gerçekleştiği sıçrama sonrası yere inişte tam temas fazında kinezyo ve atletik bantlama uygulamalarının ayak bileği inversiyon açılarını kısıtlaması anlamında anlamlı bir fark görülmemiştir.

Hayley McKelle Ulm ve ark. (81) yaptığı bir çalışmada fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan hastalar ve sağlıklı kişiler 60 cm yükseklikten 3 farklı sıçrama gerçekleştirmişlerdir ve sıçrama sonrası yere iniş sırasında üç farklı biyomekanik

analizleri alınmıştır (ortezli, atletik bantlı, kontrol). Koruyucu ortez ve atletik bantlamanın sıçrama sonrası ayak bileği biyomekaniğine olan etkisi kıyaslanmak amaçlanmıştır. Ayak bileğine uygulanan koruyucu ortez ve atletik bantlama uygulamasının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği açılarındaki herhangi bir anlamlı değişmeye sebep olmadığı gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda da yapılan esnek olmayan bantlama uygulaması olan atletik bantlamanın sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematiğine etki etmediği sonucuna varılmıştır. Bu yönüyle çalışmalar benzer sonuçlar taşımaktadır. Aynı çalışmada (81), sağlıklı ve fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan kişilerin sıçrama sonrası yere inişteki kinematik değerlerin karşılaştırılmasında bizim çalışmamızla benzer olarak etkilenmiş ayaklarda ayak bileği inversiyon açısının daha küçük olduğu bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da katılımcıların akut dönem yaralanması olmadığı göz önüne alınırsa kronik durumdaki ayak bileği yaralanmalarına bağlı olarak gelişen instabilite problemlerinde sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği inversiyon açısının daha küçük olması ayak bileği inversiyon açısında eklem limitasyonu oluşmasına bağlı olarak olduğu görüşündeyiz. Çalışmamızda lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde etkilenmemiş ayaklarda naviküler düşme oranının ortalama değerinin, etkilenmiş ayağın naviküler düşme oranlarının ortalamasından küçük olduğu göz önüne alınırsa naviküler düşme oranının bize ayağın pronasyon miktarını ifade ettiği bilgisine dayanarak; etkilenmiş ayakların daha çok pronasyonda olduğu gözlenmektedir. Pronasyondaki ayağın da eversiyon hareketi yönünde bir postüre sahip olduğu göz önüne alınırsa lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde ayak bileğinin sıçrama sonrası yere inişte sağlıklı ayak ile kıyaslandığında daha küçük çıkmasının ve Hayley McKelle Ulm ve arkadaşlarının (81) yaptığı çalışmadaki sonucun bunu desteklemesi bize, lateral ayak bileği yaralanmasına bağlı olarak kronik dönemde ayak bileği ekleminde inversiyon yönünde dinamik bir eklem limitasyonlarının oluşabileceğini düşünündürmektedir.

Alison N. Agres ve arkadaşlarının (82) yaptığı bir çalışmada ayak bileği instabilitesi olan hastalar özel olarak hazırlanan ve tek ayakla habersiz ve ani düşüş gerçekleştiren inversiyon tilt pertürbasyon platformuyla üç fark habersiz yere iniş gerçekleştirmişlerdir. Ayak bileğine uygulanan aktif bileklik (ortez) uygulamasının ortez olmadan gerçekleştirilen yere inişe göre ayak bileği inversiyon açısında anlamlı bir azalmaya sebep olduğu sonucuna varılmıştır. Fakat pasif plasebo ve brace olmayan

ayaklarla yapılan düşüşlerde anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Sonuç olarak ortez uygulamasının ayak bileği inversiyon açısını brace uygulanmayan ayak ve plasebo grubuna göre ani düşüşte daha çok kısıtladığı gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda koruyucu bileklik uygulamasından farklı olarak klinikte eksternal destek olarak sıklıkla kullanılan esnek bantlama uygulaması olan kinezyo bantlama ve esnek olmayan bantlama uygulaması olan atletik bantlama uygulamaları arasında ayak bileği kinematiği üzerinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ayak bileği açılarındaki rijit bantlama uygulamalarıyla oluşturulan kısıtlamaların ayak bileğinde meydana gelecek tekrarlayan yaralanmaları önleyip önlemeyeceği kanıtlanmış bir düşünce değildir (79). Hatta bazı çalışmalara göre elastik olmayan bantlama uygulamalarının ayak bileği üzerindeki kısıtlayıcı etkisinin negatif etkileri olduğu görüşü bulunmaktadır (84). Ayak bileğinin yürüme ve koşma dışında şok absorpsiyon, vücudun ilerletilmesi gibi özellikle spor aktivitelerinde çeviklik gerektiren birçok görevi vardır (79). Ayak bileğinin çeviklik anlamındaki bu becerilerinde ayak bileği ekleminin hareketlerinin kısıtlanmasının olumsuz etkileri olduğuna dair kanıtlar mevcuttur (84). Buradan hareketle ortez uygulamaları ve rijit bantlama uygulamalarının yarattığı kısıtlayıcı etkinin çeviklik gerektiren durumlarda negatif etkisi olduğu görüşü hakimdir. Bizim çalışmamızda da kinezyo bantlama uygulaması yapılmış sıçrama ile bantlama yapılmamış sıçrama uygulamasının inversiyon ve plantar fleksiyon değerleri incelendiğinde kinezyo bantlama uygulaması yapılan sıçramalarda bantsız sıçramaya göre daha büyük açı değerleri çıkmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Kinezyo bantlama uygulamasının ayak bileği açılarını kısıtlamaktan ziyade tibialis anterior ve proneus longus kas aktivitesini arttırdığına dair kanıtlar bulunmaktadır (85). Buradan hareketle kinezyo bantlama uygulaması yapılmış sıçramadaki açı değerlerinin daha büyük olması hastaların kendini daha güvende hissetmesi ve normal eklem hareketi boyunca güvenli bir atlayış gerçekleştirilmesi nedeniyle de olabilir.

Young Jun Shin ve arkadaşlarının (86) lateral ayak bileği yaralanması öyküsü olan amatör futbol oyuncularını üzerinde; kinezyo bantlama uygulamasının yürüyüş fonksiyonlarına olan etkisini incelemek üzere yaptıkları çalışmada; amatör futbol oyuncularını GAITRite portable walkway isimli bir sistem üzerinde üç farklı (ayak bileği denge bantlaması, plasebo bantlama, bantsız) yürüyüş gerçekleştirmişler ve bunun sonucunda yapılan bantlama uygulamasının amatör futbol oyuncularında

yürüyüşlerinde hız, ayak genişliği ve uzunluğu bakımından anlamlı şekilde yürüyüş yeteneğini arttırdığı sonucuna varılmıştır. Daha uzun geniş adımlar, hızlı yürüyüş ve katılımcıların yürüyüş kalitesindeki artış kişilerin kinezyo bant uygulaması ile daha güvende ve daha rahat bir yürüyüş yaptıkları anlamına gelmektedir. Bizim çalışmamızda da kinezyo bantlama uygulaması yapılmış sıçramalarda ayak bileğinin plantar fleksiyon ve inversiyon açılarında istatistiksel olarak anlamlı çıkmasa da daha geniş açılarının çıkması bize kişilerin daha güvenli bir yere iniş gerçekleştirdiğini düşündürmektedir. Normalde kinezyo bantlama uygulamasının ayağın plantar fleksiyon açısında ve inversiyon açısında kısıtlama yaratması beklenen bir sonucu yalnız oluşan bu durumun sebebinin yapılan bantlama uygulamasından dolayı hastaların kendisini daha güvende hissettiği ve daha rahat bir sıçrama gerçekleştirdikleri ve buna bağlı olarak esnek bir bantlama uygulaması olan kinezyo bantlama uygulaması yapılmış ayağın plantar fleksiyon ve inversiyon değerinin hiç bantlama uygulaması yapılmamış etkilenmiş ayakla yapılan sıçramaya göre daha küçük olmasının bundan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Lisa Chinn ve arkadaşlarının (87) kronik ayak bileği instabilitesi olan 15 kişi üzerinde yaptıkları çalışmada atletik bantlama uygulamasının yürüyüş kinematiği üzerine etkisini incelemişlerdir. Yürüyüş boyunca bantlama yapılmış ayaklarda daha az plantar fleksiyon ve inversiyon gerçekleştiği, koşma sırasında kontrol grubuna göre daha az dorsifleksiyon ve inversiyon meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda bantlama uygulaması yapılmamış etkilenmiş ayak, esnek bantlama ve esnek olmayan bantlama uygulamaları yapılmış ayakların üçlü kıyaslamalarında üç uygulamanın sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği kinematiğine etkisi arasında bir fark olmadığı görülmüştür. Bu durumun farklı fonksiyonlar sırasında kinematik analiz alınmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çünkü bizim çalışmamız bahsedilen çalışmadan farklı olarak sıçrama sonrası yere iniş sırasında yapılmıştır. Buna ek Lisa Chinn ve arkadaşlarının çalışmasında normal yürüyüşte ayak bileği stabilizasyonunu artırması yönünde anlamlı fark bulunmasına karşın koşma gibi çeviklik gerektiren aktivitelerde bu stabilizasyonun negatif etkilere sebep olup beklenenin aksine kişilerin fonksiyonlarında negatif etkileri olacağına dair kanıtlar mevcuttur (84).

Literatür ayrıntılı şekilde incelendiğinde kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde calcaneusun sağlıklı kişilere kıyasla daha inversiyonda olduğu ve yine kronik ayak



bileği instabilitesi olan kişilerin yuruyuş sırasında ayak bileği dorsi fleksiyon açısının daha az olduğu gözlemlenmektedir (88). Bizim alışmamamızda farklı olarak etkilenmemiş ve etkilenmiş ayakların kıyaslamasında etkilenmiş ayağın ilk temas ve ilk 150 ms' deki en yüksek inversiyon değerlerinin etkilenmemiş ayaktan daha yüksek çıkmasının değerlendirme şeklinin farklı olmasından kaynaklandığını dşunmekteyiz.

Çalışmamızda bazı kısıtlılıklar bulunmaktadır. Çalışmamız sadece kinematik incelemeyi barındırmaktadır, daha ileri çalışmalarda EMG eşliğinde peroneal sinir aktivitesi ve yer reaksiyon kuvveti de dahil edilerek daha kapsamlı değerlendirmeler yapılması sonuçların kanıt dzeti açısından daha faydalı olabilir. Çalışmamızda sadece esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamaları yapıldı bunlara ek olarak breyste eklenebilirdi. Ayrıca sıçramadan yere iniş yüksekliğinin 30 cm'den daha yüksek olması sportif aktivite ve yaralanma mekanizmasına daha yakın veriler ortaya çıkmasını sağlayabilirdi fakat bir takım etik endişelerden dolayı güvenli sınır olan 30 cm yükseklik kullandık.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Etkilenmiş ayağın sıçrama sonrası yere inişte değeri ilk temas anında ve ilk temastan sonraki ilk 150 ms' de ayak bileği inversiyon açısı değeri etkilenmemiş ayağa göre daha büyüktür. Bu sonuç:

- Lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde inversiyon yönünde dinamik bir eklem hareket kısıtlılığı olabileceğini düşündürmektedir. Lateral ayak bileği yaralanması geçiren ve buna bağlı olarak instabilite oluşan hastalarda klinik yaklaşımda ayak bileğinde inversiyon hareket kısıtlılığı göz önüne alınarak tedavi planı çizilmesinin daha iyi olabileceğini düşünmekteyiz. Etkilenmiş ayağa uygulanan esnek bantlama, esnek olmayan bantlama ve hiçbir bantlama uygulaması yapılmadan gerçekleştirilen sıçrama sonrası yere inişlerde ayak bileği kinematiki arasında bir fark görülmemiştir. Bu sonuç:
- Bantlama materyalleri arasında kinematik açıdan fark oluşmadığını yani sportif aktiviteler sırasında koruyucu olarak kullanılan bantlama uygulamalarının kinematik açıdan yeterli koruyucu özellik sağlamayabileceğini düşündürmektedir.
- Bu durum kronik ayak bileği yaralanması olan bireylerin ve sporcuların rehabilitasyon programlarında perturbasyon eğitimi, nöromusküler egzersizler gibi diğer koruyucu uygulamaların devam etmesinin hastaların tekrarlayan yaralanma riskini azaltmada yardımcı olabileceğini düşünmekteyiz.
- Esnek olmayan atletik bantlama ve esnek bir bant çeşidi olan kinezyo bantlama uygulamasının sıçrama sonrası yere inişte biyomekanik olarak inceleyen bir başka çalışma bulunmamaktadır. Lateral ayak bileği yaralanmasının günümüzde çok sık görülmesi ve yaralanma sonrası uygulanan esnek ve esnek olmayan bantlama yöntemlerinin sıklıkla tercih edilmesine rağmen bu konuda yeterli çalışma bulunmaması çalışmamızın hem bilimsel hem klinik anlamda önemini ortaya koymaktadır.

## 7. KAYNAKÇA

1. English E. Fractures and soft tissue injuries of the foot and ankle. *Canadian Family Physician* 31: 585-590, 1985.
2. Baxter DE. Ankle injuries. *Baxter's The Foot and Ankle in Sport*(David A. Porter, Lew C. Schon. ed.) First edition. St Louis, United States, Mosby, 147-169, 1995.
3. Safran MR, Benedetti RS, Mandelbaum BR, et al. Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Med Sci Sports Exerc* 31: 429–437, 1999
4. Abu-Laban RB, Ho K. Ankle and Foot. *Rosen's Emergency Medicine: Concepts and Clinical Practice*(Marx JA, Hockberger RS, Walls RM, et. all, ed). 8<sup>th</sup> edition. Canada, Philadelphia: Elsevier. Vol 1, 677-678, 2010
5. Hartwig WC. *Fundamental Anatomy*. First edition , Philadelphia, United States. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008
6. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Clinically Oriented Anatomy*. 6<sup>th</sup> edition. Baltimore, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
7. Tortora GJ, Nielsen MT. *Principles of Human Anatomy*.12<sup>th</sup> edition. New Jersey, John Wiley and Sons, 2012.
8. Stephenson DR, Charlton TP, Thordarson DB. Ankle instability. *International Advances in Foot and Ankle Surgery* (Saxena A, ed). First edition. London, Springer. Vol. 1, 169, 2012.
9. Thacker SB, Stroup DF, Branche CM, et al. Prevention of ankle sprain in sports: a systematic review of the literature. *Am J Sports Med* 27: 6, 1999.
10. Bates B. Scientific basis of human movement. *J Phys Educ Recreation* 48: 70, 1977.
11. Dufek JS, Bates BT. Lower extremity performance models for landing. *Hum Mov Sci* 11: 299-318, 1992.
12. Fu TC, Chou, SW, Pei YC, et al. Effect of kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport* 11: 198-201, 2008.

13. Eiff MP, Smith AT, Smith GE. Early mobilization 20. versus immobilization in the treatment of lateral ankle sprains. *Am J Sports Med* 22: 83-88, 1994
14. Kerkhoffs GM, Rowe BH, Assendelft WJ. Immobilisation for 43. acute ankle sprain: a systematic review. *Arch Orthop Trauma Surg* 121: 462-471, 2001.
15. Ege R. Ayak bileği yaralanmaları. *Ayak ve Ayak Bileği Sorunları* (Ege R, ed). 2' inci baskı. Ankara, Türk Hava Kurumu Basımevi. 707-795, 1997.
16. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi 1.Cilt. 3'üncü baskı*. Ankara, Güneş Tıp Kitabevi, 2001.
17. Moore KL, Persaud TVN. *İnsan Embriyolojisi. 6<sup>th</sup> edition*. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2002.
18. Richard LD, Wayne A, Mitchell M. *Gray's Anatomy For Students. 2<sup>th</sup> edition*. New York, United States, Churchill Livingstone/Elsevier, 2009.
19. Ege R. Ayak ve ayak bileği anatomisi. *Ayak ve Ayak Bileği Sorunları* (Ege R, ed). 2' inci baskı. Ankara, Türk Hava Kurumu Basımevi. 17-47, 1997.
20. Jahss MH. Examination. *Disorders of the Foot and Ankle: Medical and Surgical Management* (Jahss MH, ed). Second edition. Philadelphia, W.B. Saunders, Vol 1, 41-51, 1992.
21. Wood GW, Whittle AP. Fractures of Lower Extremity. *Campbell's Operative Orthopedics* (Canale ST, ed). 10<sup>th</sup> edition. St. Louis, Mosby. Vol. 3, 2725-2872, 2003.
22. Margetić P, Pavić R. Comparative assessment of the acute ankle injury by ultrasound and magnetic resonance. *Coll Antropol* 36: 605-610, 2012.
23. Wainright WB, Spritzer CE, Lee JY, et al. The effect of modified brostrom-gould repair for lateral ankle instability on in vivo tibiotalar kinematics. *Am J Sports Med* 40: 2099-2104, 2012.
24. Mccollum GA, Kerkhoffs GM, Calder JD, et al. Syndesmosis and deltoid ligament injuries in the athlete. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7: 1328-1337, 2012.
25. Anne MG, Brian R, Lawrence MR. *Anatomi Atlası. First edition*. New York, Palme Yayıncılık, 2010
26. Netter FH. In *Atlas of Human Anatomy. 5<sup>th</sup> edition*, New York, Philadelphia, 2011

27. Oatis CA. Kinesiology the mechanics and pathomechanics of human movement. Second edition. US, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
28. Hamilton N, Luttgens K. Kinesiology. 10<sup>th</sup> edition. London, mcgraw-Hill, 2002.
29. Tang Y, Zhang CC, Zhang YT, et al. Surgical treatment for posterior malleolus in complicated external rotation ankle fracture. *Zhongguo Gu Shang* 25: 430-432, 2012.
30. Bozkurt M, Doral MN. Anatomic factors and biomechanics in ankle instability. *Foot Ankle Clin* 11: 451-463, 2006.
31. Marsh JL, Saltzman CL. Ankle fractures. *Rockwood and Green's Fractures in Adults* (Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, ed). 6<sup>th</sup> edition. Philadelphia, Lippincott. Vol.2, 2148-2249, 2006.
32. Carr JB. Malleolar fractures and soft tissue injuries of the ankle. *Skeletal Trauma* ( Browner BD, Jupiter BJ, Levin MA, at al., ed). Third edition. Philadelphia, Saunders. Vol.2, 2307-2374, 2003.
33. Donatelli R. Normal biomechanics of the foot and ankle. *J of Ortho Sports Phsical Therapy*. 7: 91-96, 1985.
34. Lindsjö U. Operative treatment of ankle fracture-dislocations. A follow-up study of consecutive cases. *Clin Orthop* 199: 28-38, 1985.
35. Trafton PG, Bray TJ, Simpson LA. Fractures and soft tissue injuries of the ankle. *Skeletal trauma* (Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, ed). First edition. Philadelphia, W.B. Saunders. Vol. 2, 1871-1957, 1992.
36. Cerezal L, Abascal F, Canga A, et al. MR imaging of ankle impingement syndromes. *AJR American Journal of Roentgenology* 181: 551-559, 2003.
37. Tillman MD, Hass CJ, Brunt D, et al. Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of sports science & medicine* 3: 30, 2004.
38. Konradsen L, Voigt M. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability :a cadaver study of simulated gait. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 12: 329-336, 2002.
39. Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training* 44: 350, 2009.

40. Nyska M, Mann G. Unstable Ankle. First edition. London, Human Kinetics Publishers, 2002.
41. Mahaffey D, Hilts M, Fields KB. Ankle and foot injuries in sports. Clin Fam Pract 1: 233-250, 1999.
42. Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, et al. Risk factors for syndesmotomic and medial ankle sprain: role of sex, sport, and level of competition. Am J Sports Med 39: 992-998, 2011.
43. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. J Bone Joint Surg Br 47: 678-685, 2005.
44. Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System. First edition. Missouri, Mosby, 2002.
45. Bayraktar B, Yücesir İ. Ayak ve ayak bileği bölgesinde spor yaralanmaları ve tedavisi. Türkiye Fiziksel Tıp Rehabilitasyon Dergisi 3: 69-77, 2010.
46. Kılıçoğlu Ö, Sporcularda ayak ve ayak bileği sorunları. Klinik Gelişim 22: 78-87, 2009.
47. Ivins D. Acute ankle sprain: an update. Am Fam Physician 74: 1714-1720, 2006.
48. Hintermann B, Knupp M, Pagenstert GI. Deltoid ligament injuries: diagnosis and management. Foot Ankle Clin N Am 11: 625-637, 2006.
49. Mattacola CG, Dwyer M. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. J Athl Train 37: 413-429, 2002.
50. Beals TC, Junko JT, Amendola A, et al. Minimally invasive distraction technique for prone posterior ankle and subtalar arthroscopy. Foot Ankle: 31, 316-319, 2010.
51. SooHoo NFMS, Fleming LL. Evaluation of the AOFAS clinical rating system. Foot and Ankle International 24: 50-55, 2003.
52. Roos EBS, Karlsson J. Validation of the foot and ankle out-come score for ankle ligament reconstruction. Foot and Ankle International 22: 788-794, 2001.
53. Tegner YLJ. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clinical Orthopaedics and Related Research 196: 43-49, 1985.

54. Halasi TKA, Tallay A, Berkes I. Development of a new activity score for the evaluation of ankle instability. *American Journal of Sports Medicine* 32: 899-908, 2004.
55. Williams GN, DeBerardino TM, Arciero RA, et al. Evaluation of the sports ankle rating system in young athletic individuals with acute lateral ankle sprains. *Foot and Ankle International* 24: 274-282, 2003.
56. Martin RLII, Burdett RG, Conti SF, et al. Evidence of validity for the foot and ankle ability measure. *Foot and Ankle International* 26: 968-983, 2005.
57. Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL, et al. Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument. *Journal of Athletic Training* 41: 154-158, 2006.
58. McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability. *J Athl Train* : 43, 305-315, 2008.
59. Peters W, Trevino SG, Renstrom PA. Chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int* 12: 182, 1991.
60. Freeman MA. Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br* 47: 661-668, 1965.
61. Kalichman L, Vered E, Volchek L. Relieving symptoms of meralgia paresthetica using Kinesio taping: a pilot study. *Arch of Phys Med and Rehab* 91: 1137-1139, 2010.
62. Chen CH, Huang TS, Chai HM, et al. Two stretching treatments for the hamstrings: proprioceptive neuromuscular facilitation versus kinesio taping. *J Sport Rehab* 22: 59-66, 2013.
63. Slupik A, Dwornik M, Bialoszewski D, et al. Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja* 9: 644-651, 2007.
64. Cools AM, Witvrouw EE, Danneels LA, et al. Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders?. *ManTher* 7: 154-162, 2002.
65. Aminaka N, Gribble PA. A systematic review of the effects of therapeutic taping on patellofemoral pain syndrome. *J of Athlet Train* 40: 341-351, 2005.

66. Revill SI, Robinson JO, Rosen M, et al. The reliability of a linear analogue for evaluating pain. *Anaesthesia* 31: 1192-1198, 1976.
67. Ohnhaus EE, Adler R. Methodological problems in the measurement of pain: a comparison between the verbal rating scale and the visual analogue scale. *Pain* 1: 379-384, 1975.
68. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. *Journal of Foot and Ankle Research* 1: 1, 2008.
69. Morrison SC, Durward BR, Watt GF, et al. A literature review evaluating the role of the navicular in the clinical and scientific examination of the foot. *British Journal of Podiatry* 7: 5, 2004.
70. Wells KF, Dillon EK. The sit-and-reach test-A test of back and leg flexibility. *Research Quarterly* 23: 115-118, 1952.
71. Adams MA, Dolon P, Marx C, et al. An electronic inclinometer technique for measuring lumbar curvature. *Clin Biomech* 1: 130-134, 1986.
72. Kolber MJ, Cleland JA. Strengthtestingusinghand-helddynamometry. *PhysTherRev* 10: 99-112, 2005. 41) Mahaffey D, Hiltz M, Fields KB. Ankle and foot injuries in sports. *Clin Fam Pract* 1: 233-250, 1999.
73. Akarcalı İ. Tugay N, Erden Z. Patellofemoral ağrı sendromunda kas kuvveti ve yumuşak doku gerginliklerinin incelenmesi. *Acta Orthop Traumatol Turcica* 34: 23-27, 2000.
74. Anderson KJ, LeCocq JF, LeCocq EA. Recurrent anterior subluxation of the ankle joint; a report of two cases and an experimental study. *J. Bone Joint Surg* 34: 853-860, 1952.
75. Bosien WR, Staeples OS, Russel SW. Residual disability following acute ankle sprains. *J. Bone Joint Surg* 37: 237-243, 1995.
76. Yumeng Li, Jupil KO, Shuqi Z, et al. Biomechanics of ankle giving way: a case report of accidental ankle giving way during the drop landing test. *Journal of Sport and Health Science* 20: 15-55, 2018.
77. Eric B, Robert G. American Orthopaedic Foot & Ankle Society. Erişim:(<http://www.aofas.org/footcaremd/Pages/About-Us.com>). Erişim tarihi: 01/10/2018.



78. Macdonald R. Pocketbook of Taping Techniques Rose(Acute ankle sprain – field Wrap). First edition. Britain, Churchill Livingstone, 2010.
79. Yen SC, Folmar E, Friend KA, Wang YC, Chui KK. (2018). Effects of kinesiotaping and athletic taping on ankle kinematics during walking in individuals with chronic ankle instability: A pilot study. *Gait Posture*,(66), 118-123.
80. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res.*, 24(10), 1991-2000.
81. Ulm HM, Windsor B, Dedrick G, Powell DW, Comparison of ankle taping and bracing on ankle biomechanics during landing in functional ankle instability, *Central european of sports sciences and medicine*, vol 11 ,5-14,2015
82. Hall EA, Simon JE, Docherty CL. Using ankle bracing and taping to decrease range of motion and velocity during inversion perturbation while walking. *J Athl Train*. 2016;51(4):283-290.
83. Alison N. Agres, Peter C. Raffalt, The effect of ankle bracing on kinematics in simulated sprain and Ddrop landings, *The American Journal of Sports Medicine* ,2019, 47(6):1480-1487,2019
84. J.P. Ambegaonkar, C.J. Redmond, C. Winter, N. Cortes, S.J. Ambegaonkar, B. Thompson, S.M. Guyer, Ankle stabilizers affect agility but not vertical jump or dynamic balance performance, *Foot Ankle Spec* 46 :354–360, 2011.
85. S.D. Fayson, A.R. Needle, T.W. Kaminski, The effect of ankle Kinesio tape on ankle muscle activity during a drop landing, *J. Sport Rehabil* 244:391–397,2015.
86. Shin YJ, Kim MK, Immediate effects of ankle balance taping with kinesiology tape for amateur soccer players with lateral ankle sprain: a randomized cross\_over design, *Med Sci Monit* 23: 5534–5541,2017.
87. Lisa Chinn, Jay Dicharry, Josept M. Hart, Susan Saliba, Robert Wilder, Jay Hertel. *Journal of Athletic Training*, 49(3):322-330,2014.

88. Bart Dingenen, Kevin Deschamps, Frauke Delchambre, Evelien Van Peer, Filip F. Staes, Giovanni A. Matricali, *Journal of Science and Medicine in Sport* 20:835-840,2017.

## 8. EKLER

**EK-1**

### Foot Posture Index (6-item) Datasheet

*Patient name*

*ID number*

	COMPONENT	PLANE	SCORE 1		SCORE 2		SCORE 3	
			Date _____		Date _____		Date _____	
			Comment _____		Comment _____		Comment _____	
		<i>Left</i> (-2 to +2)	<i>Right</i> (-2 to +2)	<i>Left</i> (-2 to +2)	<i>Right</i> (-2 to +2)	<i>Left</i> (-2 to +2)	<i>Right</i> (-2 to +2)	
Rearfoot	Talar head palpation	<i>Transverse</i>						
	Curves above and below lateral malleoli.	<i>Frontal/ trans</i>						
	Inversion/eversion of the calcaneus	<i>Frontal</i>						
Forefoot	Bulge in the region of the TNJ	<i>Transverse</i>						
	Congruence of the medial longitudinal arch	<i>Sagittal</i>						
	Abduction/adduction of the forefoot on the rear foot (too-many-toes).	<i>Transverse</i>						
	<b>TOTAL</b>							



**BAŞKENT** 25.  
**ÜNİVERSİTESİ** Yılı

Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu



TS-EN-ISO 9001  
KALİTE SİSTEM BELGESİ



Sayı : 94603339-604.01.02/ 15509  
Konu : Proje Onayı

22/04/2019

### SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında görev yapmakta olan Prof. Dr. Seyhan Sözcay'ın yürütücülüğünde, Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı öğrencisi Süleyman Korkusuz'un sorumluluğunda yürütülecek olan KA18/359 nolu "Lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği fonksiyon, kinetik ve kinematikleri üzerine etkinliğinin karşılaştırılması" başlıklı araştırma projesi Başkent Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 21/12/2018 tarih ve 18/85 sayılı kararı ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumunun 27/03/2019 tarihli onayı ile Kurulumuz tarafından uygun görülmüştür. Projenin başlama tarihi ile çalışmanın sunulduğu kongre ve yayınlandığı dergi konusunda Kurulumuza bilgi verilmesini rica ederim.

**e-imzalıdır**

Prof. Dr. Hakan ÖZKARDEŞ  
Kurul Başkanı

Not: Çalışma bildiri ve/veya makale haline geldiğinde "Gereç ve Yöntem" bölümüne aşağıdaki ifadelerden uygun olanının eklenmesi gerekmektedir.

— Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no:...) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

— This study was approved by Baskent University Institutional Review Board and Ethics Committee (Project no:...) and supported by Baskent University Research Fund.

### DAĞITIM

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne  
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim  
Dalına

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

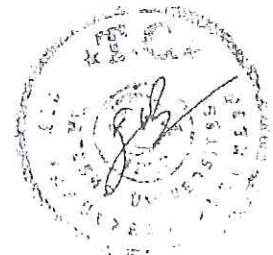


## BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği fonksiyon, kinetik ve kinematiki üzerine etkinliğinin karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	KA18/359

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	Taşkent Caddesi 77. Sokak No:11 06490 Bahçelievler/ANKARA
	TELEFON	(0 312) 212 90 65
	FAKS	(0 312) 221 37 59
	E-POSTA	etikkurul@baskent.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Seyhan SÖZAY			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Başkent Üniversitesi Ankara Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-			
	DESTEKLEYİCİ	Başkent Üniversitesi			
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input checked="" type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tam cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	



Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Meral TUNCER  
İmza:



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği fonksiyon, kinetik ve kinematiki üzerine etkinliğinin karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	KA18/359

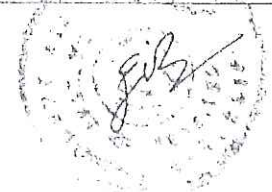
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	17/12/2018	2.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	17/12/2018	3.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU	09/11/2018	1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama					
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>					
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>					
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>					
	İLAN	<input type="checkbox"/>					
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>					
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>					
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>					
DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/>	KINESIO Bant CE Belgesi Güvenli Sınır olan (sıçramanın gerçekleşeceği atlama yüksekliği) 30 cm'lik yükseklik için Referanslar					
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 18/85	Tarih: 21/12/2018					
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.						

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Meral TUNCER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Meral Tuncer Başkan	Tıbbi Farmakoloji AD	Başkent Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>M. Tuncer</i>
Prof. Dr. Feride I. Şahin Başkan Yardımcısı	Tıbbi Genetik AD	Başkent Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	<i>F. Şahin</i>
Prof. Dr. Remzi Erdem Üye	Tıbbi Farmakoloji AD	Başkent Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>R. Erdem</i>
Prof. Dr. Sıdıka Esra BASKIN Üye	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD/ Nefroloji BD	Başkent Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	<i>S. Baskin</i>
Prof. Dr. Derya Aldemir Üye	Tıbbi Biyokimya AD	Başkent Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	<i>D. Aldemir</i>
Prof. Dr. Hamdi Akan Üye	İç Hastalıkları AD/ Hematoloji BD	Ankara Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>H. Akan</i>

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Meral TUNCER  
İmza:



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Lateral ayak bileği yaralanması olan kişilerde esnek ve esnek olmayan bantlama uygulamalarının sıçrama sonrası yere inişte ayak bileği fonksiyon, kinetik ve kinematiği üzerine etkinliğinin karşılaştırılması							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		KA18/359							
Prof. Dr. Neslihan B. Tütüncü Üye	İç Hastalıklar AD / Endokrinoloji ve Metabolizma BD	Başkent Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mete Üngör Üye	Diş Hekimliği Fakültesi / Endodonti AD	Başkent Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Bülent Öztürk Üye	Üroloji AD	Başkent Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Armağan Altun Üye	Kardiyoloji AD	Başkent Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmış
Doç. Dr. Jale K. Karabulut Üye	Biyoistatistik AD	Hacettepe Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İsmail Cengiz Koçun Üye	Biyo-medikal Mühendisliği	Başkent Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ezgi Aygün Eşitli Üye	Hukuk Fakültesi	Başkent Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Rifat Vedat Yıldırım Üye	Tıp Tarihi ve Etik AD	Başkent Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Filiz Cangöz Üye	Emekli Bankacı	Sivil Üye	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmış

\*:Toplantıda Bulunma



Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Meral TUNCER  
İmza: