



T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AMATÖR FUTBOL OYUNCULARI İLE AMATÖR DÖVÜŞ
SPORCULARININ AYAK BİYOMEKANİK YAPISI İLE STATİK
DENGE BECERİLERİ ARASINDAKİ İLİŞKİ**

Ertuğrul ÇAKIR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Nurper ÖZBAR

Düzce, 2017

KABUL VE ONAY

**Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Yüksek Lisans Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan
“Amatör Futbol Oyuncuları ile Amatör Dövüş Sporcularının Ayak Biyomekanik Yapısı ile Statik
Denge Becerileri Arasındaki İlişki”**

adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 03/01/2018

TEZ SINAV JÜRİSİ



Doç. Dr. Nurper ÖZBAR
Düzce Üniversitesi
Başkan



Doç. Dr. Ertuğrul GELEN
Sakarya Üniversitesi
Üye



Yrd. Doç. Dr. Ayla TAŞKIRAN
Düzce Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 10/01/2018 tarih ve 2018/1 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Adnan ÖZÇETİN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

3 Ocak 2017



"Ertuğrul ÇAKIR"

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans öğrenimimde ve bu tezin hazırlanmasında gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı danışman hocam Doç. Dr. Nurper ÖZBAR'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca değerli katkılarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Safinaz ATAÖĞLU'na şükranlarımı sunarım.

Bu çalışma boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen sevgili eşim Doç.Dr. Ernaz ALTUNDAĞ ÇAKIR'a ve katkılarından dolayı çalışma arkadaşım Fizyoterapist Hasan TOK'a teşekkürlerimi sunarım.

3 Ocak 2017

Ertuğrul ÇAKIR

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
BEYAN.....	II
TEŞEKKÜR.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	1
KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ	4
ŞEKİL LİSTESİ.....	5
RESİM LİSTESİ	6
TABLolar LİSTESİ.....	7
ÖZET	8
ABSTRACT	9
1. GİRİŞ ve AMAÇ	10
2. GENEL BİLGİLER	11
2.1. Ayak ve Ayak Bileği Segmentinin Yapısal ve Fonksiyonel Organizasyonu .11	
2.1.1. Kapalı kinetik zincir hareket modeli veAAS.....	11
2.1.2. Yürüme aktivitesi ve ayağın fonksiyonel konfigürasyonu	12
2.2. Ayak Kemikleri ve Fonksiyonel Ayak Bölümleri	13
2.3. AAS'nin Osteokinematığı.....	15
2.4. Ayak-Ayak Bileği Segmenti Kasları ve İnervasyonları.....	17
2.5. Ayak Ark Yapıları	21
2.6. Ayak Yüklenme Konfigürasyonu	22
2.7. Ayak-Ayak Bileği Segmenti Proprioseptif Girdisi.....	24
2.8. Denge Kavramının Biyomekaniği	25

2.9. Denge Becerisinin Nöromusküler Yapısı	26
2.9.1. Serebral korteks.....	26
2.9.2. Beyin sapı.....	27
2.9.3. Spinal kord	27
2.9.4. Serebellum	27
2.9.5. Somatosensorial sistem.....	28
2.10. Denge Stratejileri	29
2.10.1. Ayak bileği stratejisi	29
2.10.2. Kalça stratejisi.....	29
2.10.3. Adım alma stratejisi.....	30
2.11. Denge Becerisini Değerlendirmek	30
2.12. Dengenin Değerlendirilmesinde Test Seçimi ve Flamingo Denge Testi	32
2.13. Kas Kuvveti ve Denge Kompleksi İlişkisi	35
2.14. Ayak-Ayak Bileği Segmenti ve Denge Becerisi	36
2.15. Dövüş Sporları, Futbol ve Denge	38
2.16. Ayak-Ayak Bileği Segmenti Sakatlıkları ve Segmentin Biyomekaniği	39
2.16.1. Plantar fasiit	39
2.16.2. Aşil tendiniti	40
2.16.3. Ayak bileği burkulmaları.....	40
2.16.4. Kalf kasları yırtığı.....	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1. Çalışmanın Yapıldığı Yer	42
3.2. Çalışma Süresi.....	42
3.3. Katılımcılar.....	42
3.4. Değerlendirme Yöntemleri.....	42

3.4.1. Antropometrik ölçümler	43
3.4.2. Flamingo statik denge testi.....	44
3.4.3. Ayak bileği plantar-dorsal fleksiyon açılarının ölçümü.....	45
3.4.4. Statik ayakta subthalar pozisyon açısının ölçümü	46
3.4.5. Pasif subthalar inversiyon eversiyon açısının ölçümü.....	47
3.4.6. Navicula düşme testi	48
3.4.7. İsokinetik dinamometre istemli maksimum konsentrik diz ve ayak bileği fleksiyon ve ekstansiyon tork ölçümü	49
3.4.8. İstatistiksel analiz.....	52
4. BULGULAR	53
4.1. Katılımcıların Demografik Özellikleri.....	53
4.2. Katılımcıların Denge Becerisi Dağılımları ve Denge Skorlarının Karşılaştırılması.....	54
4.3. Katılımcıların AAS Biyomekanik Parametrelerinin Dağılımları ve Flamingo Test Sonuçları Arasındaki İlişki.....	54
4.4. Katılımcıların Ayak Postürü Dağılımları ve Ayak Postürü ile Flamingo Test Sonuçları Arasındaki İlişki	56
4.5. Katılımcıların İsokinetik Maksimum İstemli Konsentrik Kontraksiyon Tork Değerleri (İMİKKTD)	57
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	60
6. KAYNAKLAR.....	64
ÖZGEÇMİŞ	71

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

ASS	Ayak-ayak bileği segmenti
KKHM	Kapalı kinetik hareket modeli
proks.	Proksimal
inf.	İnferior
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
İMİKKTĐ	İzokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri
AAB	Ayak-ayak bileği
BKİ	Beden Kitle İndeksi
BİA	Bioelektrik İmpedans Analiz



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Yürüme Fazları Sırasında AAS Yapısal Fonksiyonu.....	13
Şekil 2.2. Kırmızı çizgilerle belirtilen kemikler lateral, siyah çizgilerle belirtilen kemikler medial longitudinal arkı oluştururlar.....	22
Şekil 2.3. Sensoriomotor sistem görüldüğü üzere tüm aferent girdilerin sereberal kortekse ulaşımı ve girdilerin entegrasyonu ve eferent tepkilerin oluşumunu içerir [22]......	26
Şekil 2.4. Tüm hislerin algılanması somatosensoriyal sistemin fonksiyonudur.....	28
Şekil 2.5. Şekil A: Normal duruşta temas noktaları, B: flamingo testi sırasında temas noktalar [32].....	34
Şekil 2.6. Ayak Tabanına Uygulanan Vibrasyon Uyarısının Ayak Tabanı Üzerinde Baskı Merkezinin Değişimi [33].....	37

RESİM LİSTESİ

Sayfa No

Resim 2.1. Alt ekstremitte kalça, diz ve ayak-ayak bileği segmentlerinin kapalı kinetik halka modelince çömelme (squat) hareketinde birbirlerinin segmental eklem hareket açıklığı pozisyonundan etkilenmeleri.....	11
Resim 2.2. Vücut ağırlığının ayak-ayak bileği segmenti üzerinden zemine iletimi, b: Yer reaksiyon kuvvetlerini karşılama, b: Ayak-ayak bileği segmentinin distalde destek yüzeyi oluşturma, d: Ayak esnek yapısının düz olmayan hareketli zemine adaptasyonu	12
Resim 2.3. Ayak kemikleri [10]	14
Resim 2.4. Arka ayak eklemleri [10]	14
Resim 2.5. Ön ayak ve orta ayak eklemlenmeleri	15
Resim 2.6. Ayak bileği plantar ve dorsal eklem hareket açıklıkları [10].....	16
Resim 2.7. Subtalar eklemden meydana gelen inversiyon (a) eversiyon (b) hareket açıklığı[10]	17
Resim 2.8. AAS'yi kontrol eden bacak kasları (önden görünüş) [10]	18
Resim 2.9. Ayak intrinsik kasları plantar görünümü [10].....	20
Resim 2.10. AAS'nin inervasyonu [10]	21
Resim 2.11. Resim 2'de AAS Üzerinde Yüklenme Yok Resim 1'de AAS Üzerine Yüklenme Sonrası Navicular Kemik Yüksekliğinde Azalma Görülüyor ...	23
Resim 2.12. Calcaneus ve 1. metatarsal kemikler arasında uzanan plantar fascia	23
Resim 2.13. Sağ ve sol subtalar eklem yüklenme sonrası oluşturduğu calcaneal pozisyon	24
Resim 2.14. a. Ayak Bileği Stratejisi b. Kalça Stratejisi c. Adım Alma Stratejisi [25].	30
Resim 2.15. İzokinetik kas kuvveti ölçümü yapan Isomed 2000 cihazı	36
Resim 3.1. Seca marka stadiometre.....	43
Resim 3.2. Tanita vücut-yağ analiz cihazı	44
Resim 3.3. Flamingo denge testi uygulaması (FDT-U)	45
Resim 3.4. Ayak bileği plantar fleksiyon açısı ölçümü.....	45
Resim 3.5. Ayak bileği dorsal fleksiyon açısı ölçümü	46
Resim 3.6. Statik ayakta subtalar pozisyon açısı ölçümü.....	46
Resim 3.7. Pasif subtalar inversiyon açısı ölçümü	47
Resim 3.8. Pasif Subtalar İnversiyon Açısı Ölçümü	47
Resim 3.9. Navicular Düşme Testi Yük Aktarımsız Ölçüm	48
Resim 3.10. Navicular Düşme Testi Yük Aktarımlı Ölçüm	49
Resim 3.11. Diz fleksiyon -ekstansiyon ölçümü	50
Resim 3.12. Ayak bileği dorsal-plantar fleksiyon ölçümü	51
Resim 3.13. İsokinetik dinamometre veri seti	51

TABLolar LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1: Amatör dövüş sporcularının demografik özellikleri.....	53
Tablo 4.2: Amatör futbolcuların demografik özellikleri.....	53
Tablo 4.3: Flamingo Denge Testi Sonuçları	54
Tablo 4.4: Ayakta Calcaneal Valgus Açılı ve AAS Pasif Pronasyon ve Supinasyon Açılı	54
Tablo 4.5: AAS dorsal- plantar fleksiyon açılı	55
Tablo 4.6: Amatör dövüşçüler ile amatör futbolcuların sağ AAS'nin biyomekanik parametreleri ile sağ ekstremite flamingo test sonuçları arasındaki ilişki.....	55
Tablo 4.7: Amatör dövüşçüler ile amatör futbolcuların sol AAS'nin biyomekanik parametreleri ile sol ekstremite flamingo test sonuçları arasındaki ilişki	56
Tablo 4.8: Navicular düşme testine göre ayak postürü dağılımı	56
Tablo 4.9: Ayak postürünün denge becerisi üzerine etkisi	57
Tablo 4.10: Normalize edilmiş alt ekstremite diz ekstansiyon ve fleksiyonisokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTĐ).....	57
Tablo 4.11: Normalize edilmiş alt ekstremite ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyon isokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTĐ).....	58
Tablo 4.12: Amatör dövüşçülerin ve amatör futbolcuların sağ alt ekstremite (İMİKKTĐ) değerleri ile flamingo test sonuçları arasındaki ilişki.....	58
Tablo 4.13: Amatör dövüşçülerin ve amatör futbolcuların sağ alt ekstremite (İMİKKTĐ) değerleri ile denge becerileri arasındaki ilişki.....	59

ÖZET

AMATÖR FUTBOL OYUNCULARI İLE AMATÖR DÖVÜŞ SPORCULARININ AYAK BİYOMEKANİK YAPISI İLE STATİK DENGE BECERİLERİ ARASINDAKİ İLİŞKİ

Ertuğrul ÇAKIR

Düzce Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi
Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nurper ÖZBAR

Ocak 2017, 63 sayfa

Amatör futbol oyuncularını ile amatör dövüş sporcularında ayak biyomekanik parametrelerinin statik denge ilişkisini değerlendirmek amacıyla hazırlanan bu çalışma Haziran 2017– Ağustos 2017 tarihleri arasında Düzce Üniversitesi Sağlık Araştırma ve Uygulama Merkezi Rehabilitasyon Ünitesinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya 20 amatör futbol oyuncusu (yaş 21.5 ± 1.7 yıl, boy 177.3 ± 5.6 cm, vücut ağırlığı 71.5 ± 6.9 kg) ve 20 amatör dövüş sporcusu (yaş 21.5 ± 1.7 yıl, boy 177.3 ± 5.6 cm, vücut ağırlığı 71.5 ± 6.9 kg) gönüllü olarak katılmıştır. Katılımcıların Ayak-Ayak Bileği Segmenti (AAS) biyomekanik parametreleri olan ayak tipi navicular düşme testi ile saptanırken, aktif ayak bileği eklem hareket açıklığı dereceleri, pasif subthalar eklem hareket açıklığı dereceleri, ayakta rahat duruşta calcaneal pozisyon metal gonyometri kullanılarak ölçülmüştür. Katılımcıların statik denge becerileri Flamingo Denge Testi kullanılarak skorlanmıştır. Bunun yanında denge becerisi ile kas kuvveti arasındaki ilişkiyi karşılaştırmak üzere katılımcıların uyluk ve kalf kasları izokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTD) İsomed 2000 cihazı kullanılarak monitorize edilmiştir. Çalışmamızın sonucunda katılımcıların AAS biyomekanik parametreleri ile statik denge skorları arasında Spearman korelasyon testine ($p < 0.05$) göre istatistiksel açıdan anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Ayak tiplerinin denge becerisi üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığı Kruskal Wallis tek yönlü varyans analizi kullanılarak ($p < 0.05$) bulgulanmıştır. Ayrıca Spearman korelasyon testine ($p < 0.05$) katılımcıların İMİKKTD değerleri ile statik denge skorları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Farklı branştaki katılımcıların denge skorları karşılaştırıldığında Mann Whitney U-Testi gereğince istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanamamıştır ($p < 0.05$).

Anahtar sözcükler: Ayak-ayak bileği segmenti, biyomekanik, statik denge, izokinetik

ABSTRACT

RELATIONSHIP BETWEEN FOOT-ANKLE BIOMECHANIC STRUCTURE AND STATIC BALANCE ABILITY OF AMATEUR FOOTBALL PLAYERS AND COMBAT SPORTS ATHLETES

Ertuğrul ÇAKIR

Düzce University, Department of Physical Education and Sports

Master's Thesis

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Nurper ÖZBAR

January 2017, 63 pages

The study was conducted in Rehabilitation Unit of Düzce University Health Research and Practice Center in July 2017– August 2017 to investigate relationship between Biomechanical Parameters of Ankle-foot Segment and Static Balance Skill in amateur football players and amateur fight sportsmen. 20 amateur football players (age 21.5 ± 1.7 years, height 177.3 ± 5.6 cm, body mass 71.5 ± 6.9 kg) and 20 amateur fight sportsmen (age 21.5 ± 1.7 years, height 177.3 ± 5.6 cm, body mass 71.5 ± 6.9 kg) participated to the study voluntarily. As Ankle-foot segment biomechanical parameters; foot types were classified using Navicular Drop Test, Active Ankle Range of Motion Degrees, Passive Subthalar Range of Motion Degrees and in Relaxed Standing Calcaneal Position were measured using metal goniometer. Static Balance Skill of participants was scored using Flamingo Balance Test. Furthermore to evaluate relationship between muscle force and static balance skill maximum voluntary concentric contraction torque of thigh and calf muscles scores were monitored using Isomed 2000 device. As a consequence of our study, it is found that there is no significant relationship between Ankle-foot biomechanical parameters and static balance skill according to Spearman correlation test results ($p < 0.005$). According to Kruskal Wallis one way variance analysis there isn't any significant difference between average scores of static balance scores of foot types ($p < 0.005$). According to Spearman correlation analysis there isn't any significant relationship between maximum voluntary concentric contraction torque values and static balance scores ($p < 0.005$). Between amateur football players and fight sportsmen, there isn't any significant difference in static balance scores according to Mann Whitney U-Test ($p < 0.05$).

Key words: Ankle-foot segment, biomechanics, static balance, isokinetic

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Statik postüral kontrol bir sporcunun denge becerisinin bir yansımasıdır ve yapılan çalışmalarla denge becerileri ile sakatlanma riski arasında pozitif bir korelasyon saptanmıştır [1]. Vücut, denge becerisini ortaya koyarken yapısındaki segmentlerin oryantasyonu ile postüral kontrolü sağlar. Postüral kontrolü gerçekleştiren segmentlerden biri olan ayak-ayak bileği segmenti (AAS) ve bu segmentin konfigürasyonu gibi dengeyi etkileyecek her türlü faktör doğrudan sakatlanma riskinide belirlemektedir [2]. Bu segmentin biyomekanik varyasyonlarının denge becerisi üzerindeki etkileri sıklıkla çalışılan konulardan biridir ve biyomekanik parametrelerin statik denge üzerinde çalışmaları literatürde mevcuttur [3, 4]. Bu çalışmaların amacı AAS'nin biyomekanik parametrelerinin denge becerisi üzerindeki katkısını ortaya koyarak sporcuların ve denge becerisi zayıf bireylerin denge becerilerini geliştirmek için AAS'nin biyomekanik parametrelerinde modifikasyonlar yolu ile bireylerin denge becerilerini iyileştirme veya arttırmaya yönelik yeni çalışmaların önünü açmaktır.

Çalışmamızın amacı farklı branşlarda sporculardan alınan kesitsel örneklemeler üzerinde sporcuların AAS biyomekanik parametreleri ile statik denge becerilerinin arasında ilişkiyi tanımlamaktır. Çalışmamız sonucu ortaya çıkabilecek herhangi pozitif veya negatif ilişkinin sporcuların alt ekstremite kas kuvvetinden kaynaklanıp kaynaklanmadığını değerlendirmek için sporcuların alt ekstremite kas kuvveti ile statik denge becerileri karşılaştırılmıştır. Bunun yanında farklı branşlarla uğraşan sporcuların denge becerilerini karşılaştırarak spor branşının sporcunun denge becerisi üzerinde bir katkısı olup olmadığı değerlendirilmiştir.

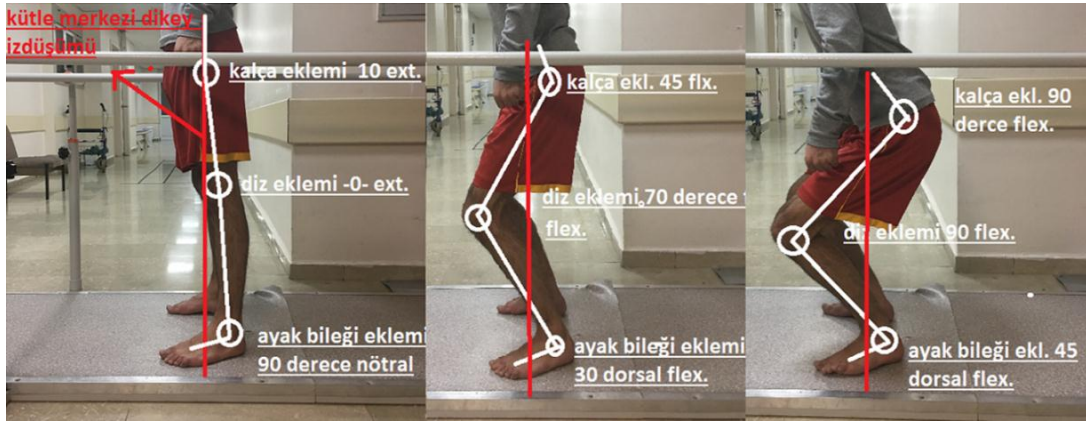
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak ve Ayak Bileği Segmentinin Yapısal ve Fonksiyonel Organizasyonu

Ayak-ayak bileği segmenti (AAS) kompleks bir anatomiye ve biyomekanik yapıya sahip bir segmenttir. Kompleks niteliği, AAS'nin pek çok alt bileşenden oluştuğu ve bu alt bileşenlerin her birinin segmentin fonksiyonunda etkin rol oynadıklarını vurgular.

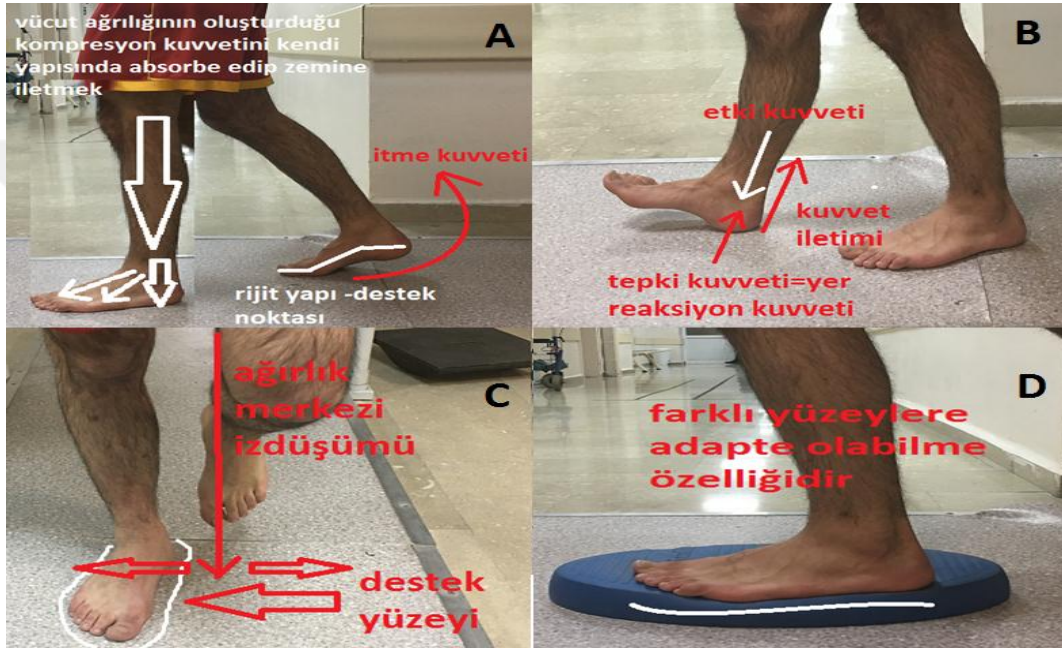
2.1.1. Kapalı kinetik zincir hareket modeli ve AAS

İnsan vücudu hareketi sırasında yer ile temas etmek zorundadır. Yer ile temas halinde iken hareketi sağlayan segmentlerin (eklemler) bir zincirin halkalarının birbirine bağlı olması ve her bir halkanın hareketinin diğer halkalar üzerinde etkili olmasını andıracak şekilde birbirinin hareketlerinden etkilenmesi ve bu etki altında hareket paterni (hareket dizisi) içinde pozisyon alması kapalı kinetik hareket modeli (KKHM) olarak tanımlanmıştır [5]. Dolayısıyla kapalı kinetik halka modelince yer ile temas halinde ekstremitelerden açığa çıkan hareketlerde hareket bütününden bağımsız olarak bir segmenti değerlendirmek söz konusu değildir. Resim 2.1.'de görüldüğü üzere çömelme sırasında tüm segmentler üzerinde açısal değişim meydana gelmektedir.



Resim 2.1. Alt ekstremite kalça, diz ve ayak-ayak bileği segmentlerinin kapalı kinetik halka modelince çömelme (squat) hareketinde birbirlerinin segmental eklemler hareket açıklığı pozisyonundan etkilenmeleri

AAS kapalı kinetik halka modelince en distalde bulunur. Yer ile vücut arasında temas halinde olan segment vücut ağırlığının zemine uygulayacağı kuvveti iletirken aynı zamanda zeminin bu kuvvete karşı oluşturduğu zıt reaksiyon kuvvetinin emilimi (absorbsiyonu) ve üst segmentlere iletimini sağlar (Resim 2.2.b). Bu fonksiyonu kimi zaman esnek (Resim 2.2.d) kimi zaman katı (Resim 2.2.a) bir yapıya dönüşerek en uygun şekilde yapıp düzgün, akıcı ve dengeli (Resim 2.2.c) hareketin açığa çıkmasında etkin bir rol oynar [6].

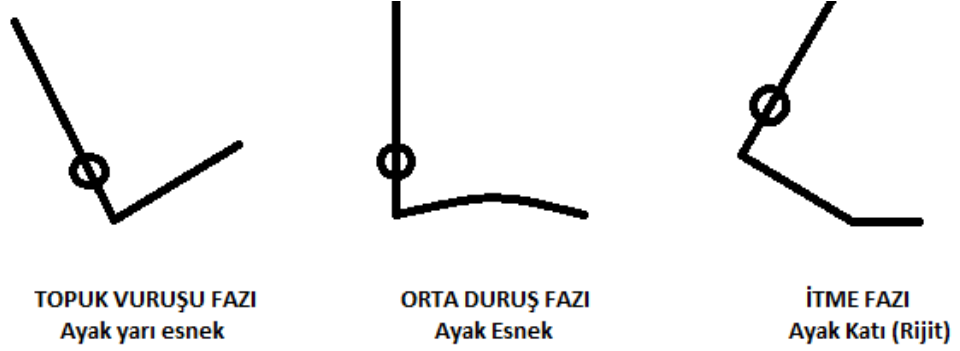


Resim 2.2. Vücut ağırlığının ayak-ayak bileği segmenti üzerinden zemine iletimi, b: Yer reaksiyon kuvvetlerini karşılama, b: Ayak-ayak bileği segmentinin distalde destek yüzeyi oluşturması, d: Ayak esnek yapısının düz olmayan hareketli zemine adaptasyonu

2.1.2. Yürüme aktivitesi ve ayağın fonksiyonel konfigürasyonu

Yürüme döngüsü sallanma ve duruş fazı olarak 2 ana bölümden oluşur. Adım almak üzere ekstremitenin yerle teması olmayan faz sallanma fazıdır ve döngünün % 40'ını oluşturur. Ayağın yerle temas halinde olduğu duruş fazı döngünün %60'ını oluşturur. Duruş fazı ise topuk vuruşu, orta duruş fazı ve topuk kalkışı fazı olan 3 alt fazdan oluşur (Şekil 2.1). Bu 3 faz sırasında ayağın fonksiyonel konfigürasyonu birbirinden oldukça farklıdır. AAS'nin konfigürasyonu ambulasyon (hareketlenme) sırasında biyomekanik parametreleri

doğrultusunda fonksiyonel modifikasyonudur. Topuk vuruşu fazında AAS yarı rijit bir yapı, orta duruş fazında oldukça esnek ve adaptif, topuk kalkışı fazında ise katı esnemez bir kuvvet kolu gibi fonksiyon görür [7].

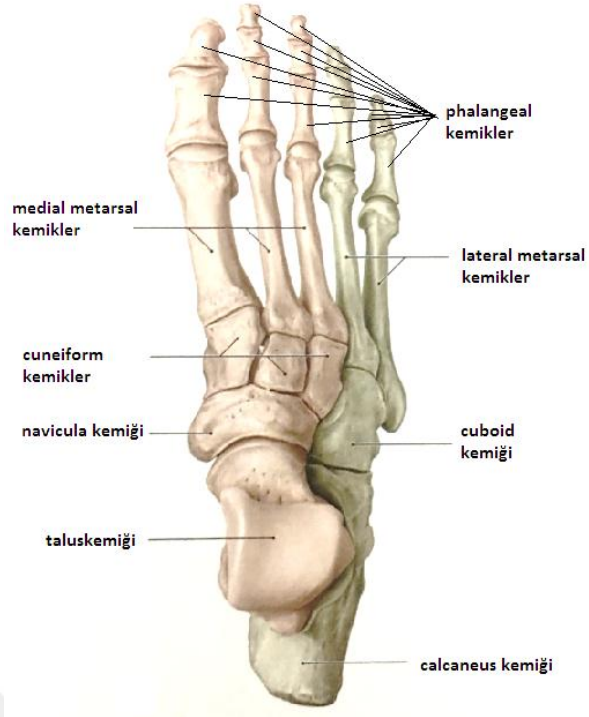


Şekil 2.1. Yürüme Fazları Sırasında AAS Yapısal Fonksiyonu

Elbette ki böylesine fonksiyonel olan ve yoğun kuvvetlere maruz kalan bir segmentin sakatlanma olasılığı özellikle sportif aktivitelerde yüksek bir yüzdeyle karşımıza çıkmaktadır [8].

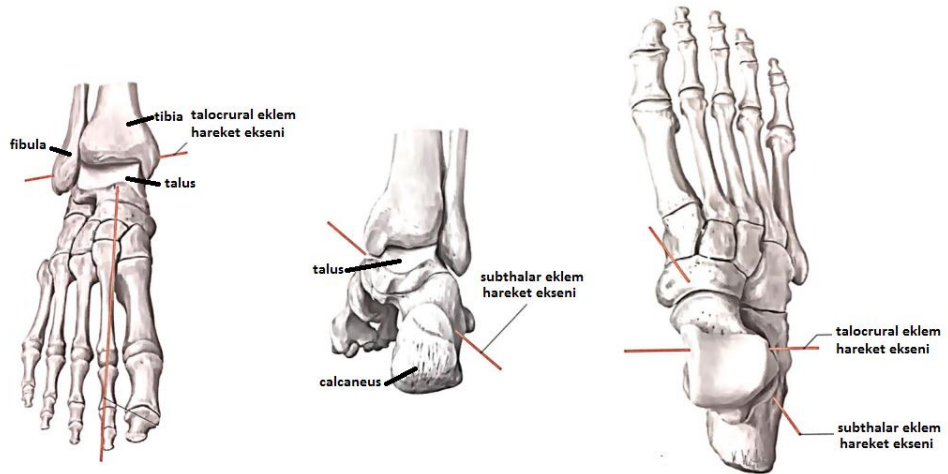
2.2. Ayak Kemikleri ve Fonksiyonel Ayak Bölümleri

Ayak anatomik olarak, arka ayak fonksiyonel bölümünü oluşturan talus, calcaneus, tibia ve fibula, orta ayak fonksiyonel bölümünü oluşturan navicula, 3 cuneiform ve cuboid ve ön ayak fonksiyonel bölümünü oluşturan 5 metatarsal ve 14 phalangeal kemiklerden oluşur (Resim 2.3). Bunun yanında 1. metatarsophalangeal eklemin altında 2 adet küçük sesamoid kemik bulunmaktadır [9].



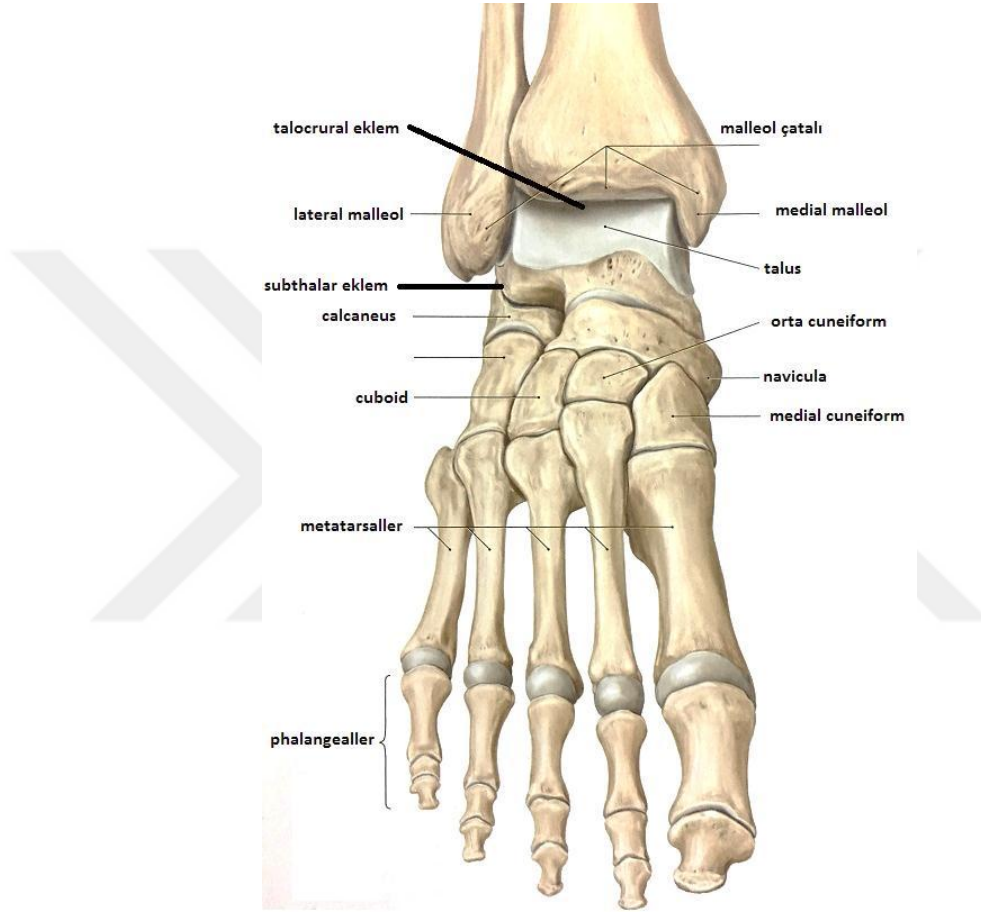
Resim 2.3. Ayak kemikleri [10]

AAS kemikleri kendi aralarında tibia ile fibulanın distalde yaptığı tibiofibular eklem, talus üst arka yüzeyi ve tibia ile fibulanın distal yüzeyleri arasında talocrural eklem ve talusun alt yüzeyi ile calcaneusun üst yüzeyi arasındaki subthalar eklem ile arka ayak fonksiyonel bölümünü oluşturur [11].



Resim 2.4. Arka ayak eklemleri [10]

Arka ayak ile orta ayak arasında talonavicular, calcaneocuboid eklemleri mevcuttur ve orta ayakta navicula, cuneiformlar ve cuboid arasında eklemlenmeler mevcuttur (Resim 2.4). Ön ayak ile orta ayak arasında 3 cuneiform ile ilk 3 metatarsal ve cuboid ile son 2 metatarsal eklem yapar (Resim 2.5). Ön ayakta ise metatarsallar ile phalangealler ve phalangealler ise kendi aralarında eklemlenirler [11].



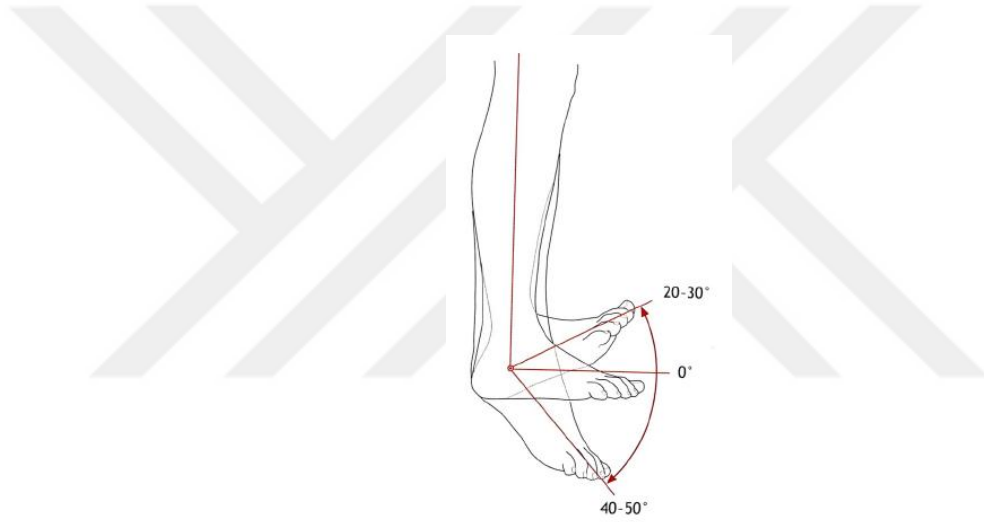
Resim 2.5. Ön ayak ve orta ayak eklemlenmeleri

Ortaya 3 fonksiyonel bölüm çıkar ve bu fonksiyonel bölümlerin aralarındaki kinematik ilişki ile AAS'nin esnek, adaptif ve rijit yapıya bürünmesi sağlanır.

2.3. AAS'nin Osteokinematığı

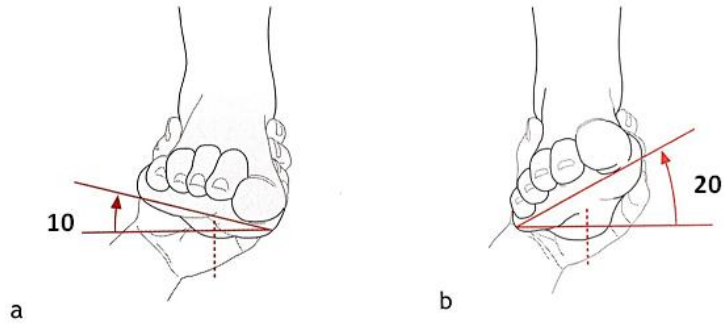
Ayak bileğinin ortalama 20-30 derecelik dorsal ve 40-50 derecelik plantar fleksiyonunu meydana getiren talocrural eklem, zıvanalı menteşe tipi bir eklemdir (Resim 2.6). Dorsal

ve plantar fleksiyonun yanında minimal adduksiyon ve abduksiyon hareketini açığa çıkartan eklem,subthalar eklemin 20 derecelik pronasyon ve 40 derecelik supinasyonu ile birlikte 3 düzlemlı inversiyon ve eversiyon hareketlerini meydana getirerek ayağın farklı yüzeylere kolayca uyumunu sağlar. AAS'nin primer stabilizasyonunu sağlayan arka ayak medial ve lateral ligamentlerinden fibulayı talusa bağlayan anterior ve posterior talofibular ligamentler ve fibulayı kalkaneusa bağlayan fibulacalcaneal ligament ayak bileğinin aşırı inversiyonunu önler. Medialdeki tibiayı talusa bağlayan anterior ve posterior ligamentleri tibiayı calcaneusa bağlayan tibioalcaneal ligament ve talusu naviculaya bağlayan talonavicular ligamentler güçlü bir medial stabilizatör yapı olarak ayak eversiyonunu sınırlarlar [12].



Resim 2.6. Ayak bileği plantar ve dorsal eklem hareket açıklıkları [10]

Orta ayağı arka ayağa bağlayan talonavicular, calcaneocuboid, orta ayak transver tarsal eklemler ve tarsometatarsal eklemler eversiyon-inversiyon (Resim 2.7) ve plantar fleksiyon hareketleri açığa çıkartarak ayağın yer ile teması sırasında zemine uygun şeklin alınmasında ayak arklarının esnekliğini sağlarlar. Metatarsophalangeal eklemler ise fleksiyon hareketiyle ayağın zemini kavrayışı ve ekstansiyon hareketi ile plantar aponeurosis gererek ayak bileği eklemine kilitleyip, medial longitudinal arkı sabitleyip tüm ayağı tek bir rijit yapı halinde kaldıraç şekline sokarak yürümenin itme fazında gerekli olan kuvvet kolu görevini yerine getirir [9].

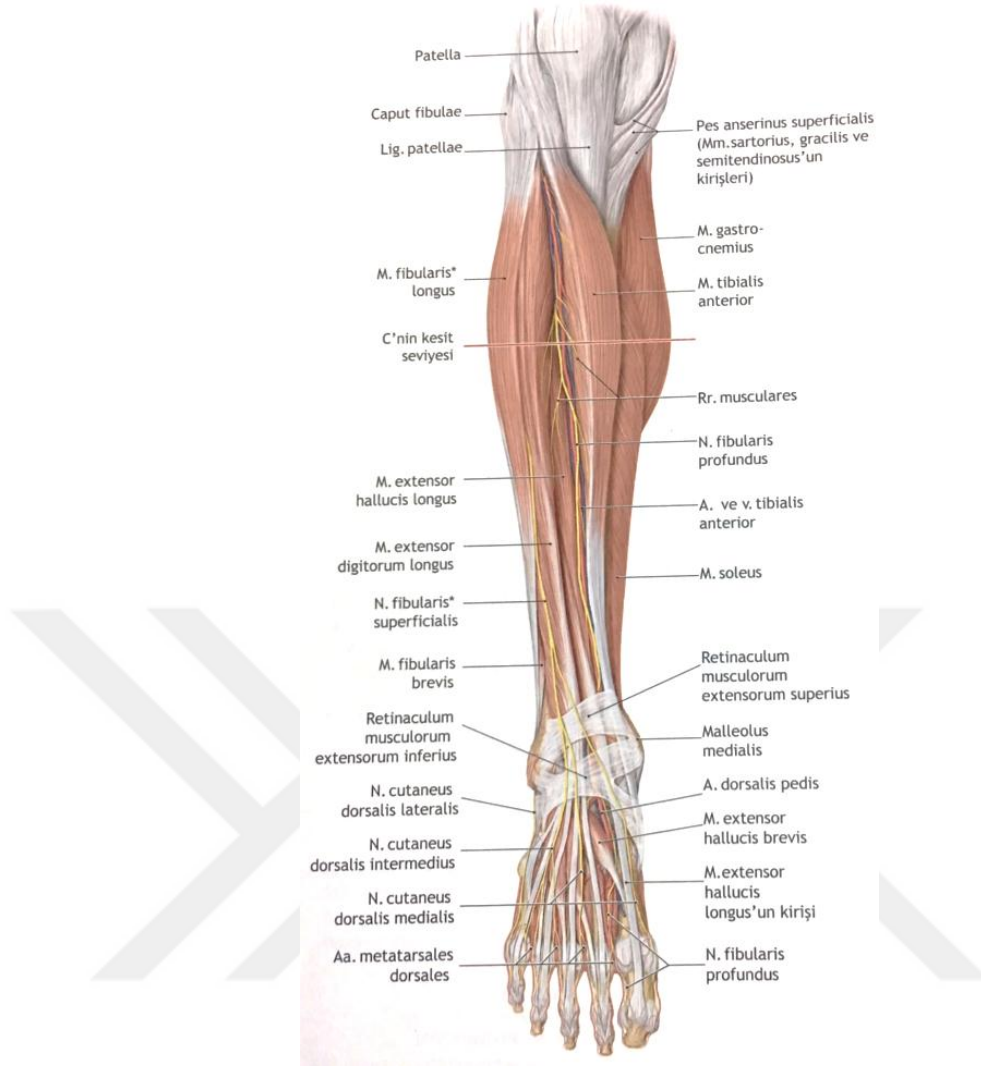


Resim 2.7. Subtalar ekleminde meydana gelen inversiyon (a) eversiyon (b) hareket açıklığı[10]

2.4. Ayak-Ayak Bileği Segmenti Kasları ve İnervasyonları

Kaslar ayağın hem dinamik stabilizatörleri hem de fonksiyonel mobilizatörleridir. İki bölümde incelenir. Bir üst segmentten (diz eklemi – femur, tibia, fibula orjinli) orjinlenmiş ve alt ekstremitenin bacak bölümü boyunca uzanan ekstrinsik kaslar ve segmente katılım bölgeleri:

- Gastro-soleus kas kompleksi(Calcaneus arka tabanı)
- Tibialis anterior kası (Medial cuneiformun tabanı ve 1. metatarsal kemiğin baş kısmının altı)
- Tibialis posterior kası (2-3-4. Metatarsal başlarının alt tabanı, 2-3. cuneiform alt tabanı ve cuboid alt tabanı)
- Peroneal brevis kası(Fibula başı, 5.metatarsal başı)
- Peroneus longus kası (Fibula başı, cuboid laterali)
- Ekstansor hallucis longus kası (1. Ayak distal phalangeal dorsumuna)
- Ekstansor digitorum longus kası (2-5 Medial, distal phalangeal dorsumuna)



Resim 2.8. AAS'yi kontrol eden bacak kasları (önden görünüş) [10]

Ayağın kendi yapısı içinde bulunan internal dinamik stabilizasyonunu sağlayan intrinsik kasları (Resim 2.9);

1. tabaka

- Abductor hallucis kası (calcaneus, 1.proksimal phalangeal)
- Fleksor digitorum brevis kası (calcaneus, 2-5. distal phalangealler)
- Abductor digiti minimi kası (calcaneus, 5.proksimal phalangeal)

2. tabaka

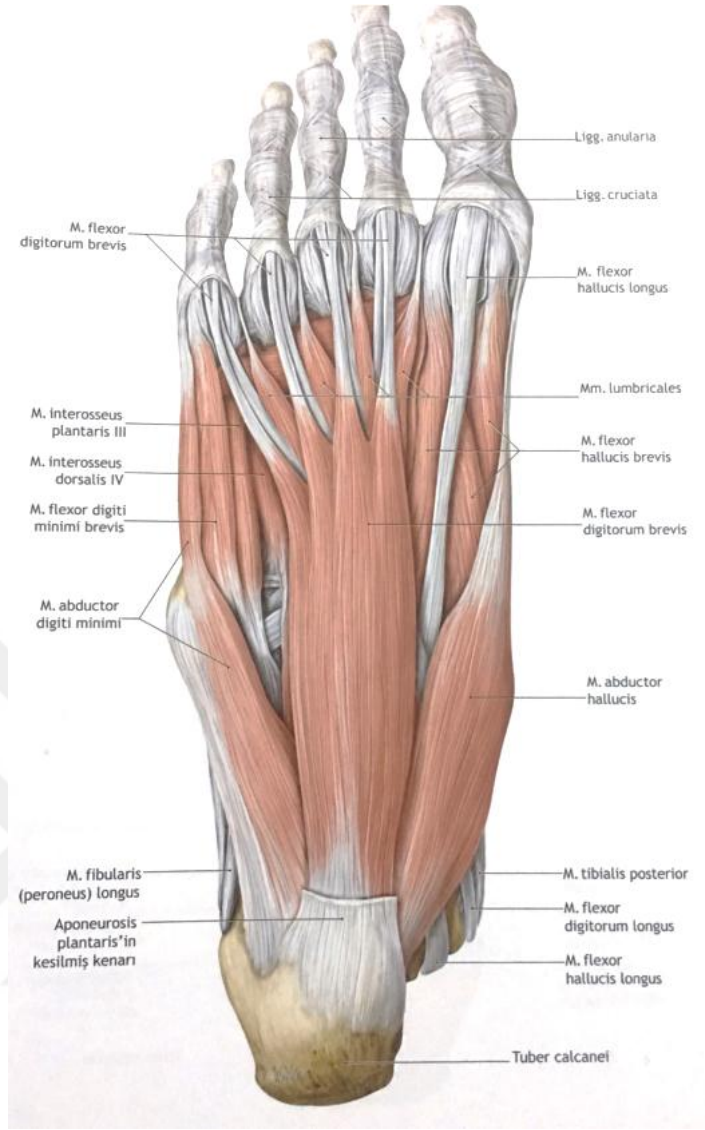
- Lumbricalis kası (fleksor digitorum longus tendonu 2-5 distal phalangealler)
- Qadratus plantarekası (Calcaneus inf. – fleks. dig. longus tendonu)

3. tabaka

- Adductor hallucis transerve-oblik kasları (1.proks. phalangeal laterali, 2-3-4 metatarsophalangeal ligament, 2-3-4 metatarsal, lateral 1. proks. phalangeal)
- Fleksor hallucis brevis kası (1. proks. phalangeal taban – lateral cuneiform, cuboid tabanları)
- Fleksör digiti minimi kası (5. metatarsal medial – 5. proks. phalangeal)

4. tabaka

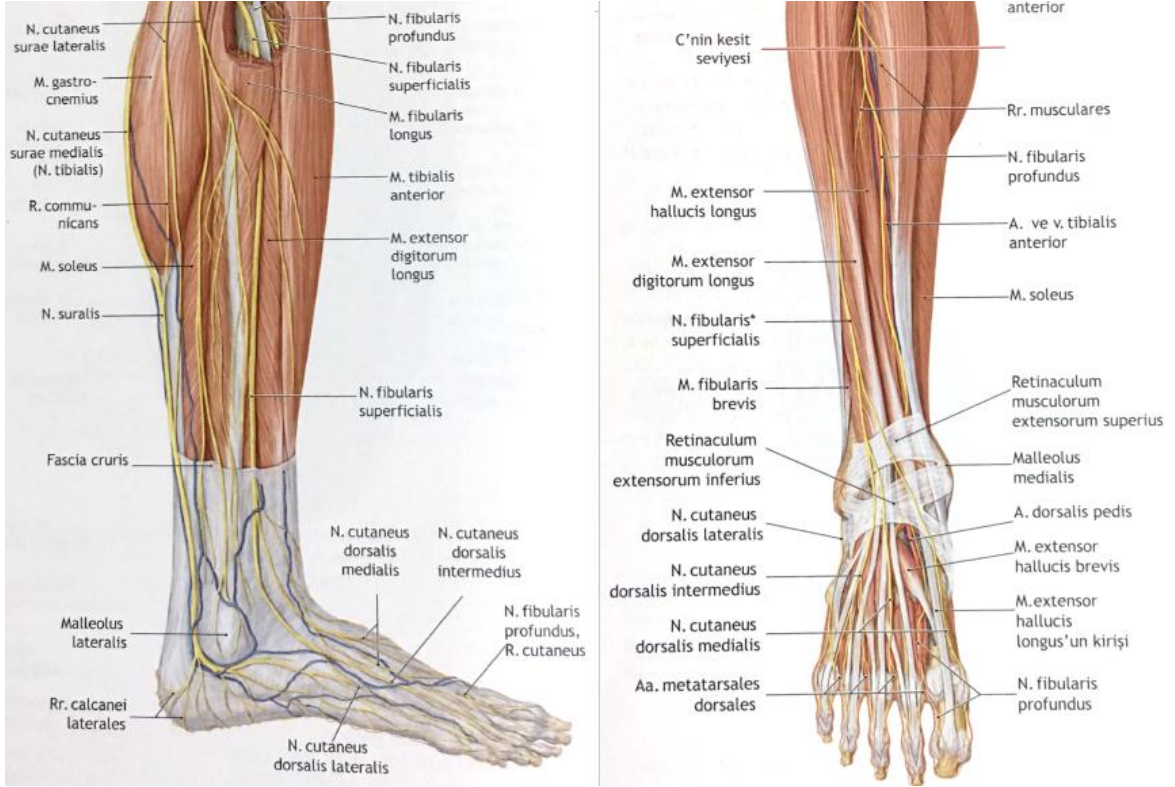
- Plantar ve dorsal interossei (1-5 metatarsaller - 2-5 proksimal phalangealler)



Resim 2.9. Ayak intrinsik kasları plantar görünümü [10]

Siyatik sinirin uzantısı olan tibial sinir bacağıın arka kısmındaki kalf kaslarını inerve ederek distale seyredip medial malleolun altından ayağın tabanına yayılır ve ayağın posteriorundaki tüm yapıları kontrol eder. Popliteal bölgede siyatik sinirden orjinlenen ortak fibular sinir fibulanın proksimal başının hemen arkasından yüzeysel ve derin fibular sinir olarak distala doğru seyreder (Resim 2.10). Yüzeysel fibular sinir bacağıın lateral kompartmanında bulunan ayağın primer dinamik s.tabilizatör ve mobilizatörleri olan peronal kaslarını ve ayağın dorsumunun anteriorunu kontrol eder. Derin fibular sinir bacağıın ön kompartmanda anterior tibial kası inerve ederek ayağın 1. ve 2. parmağı

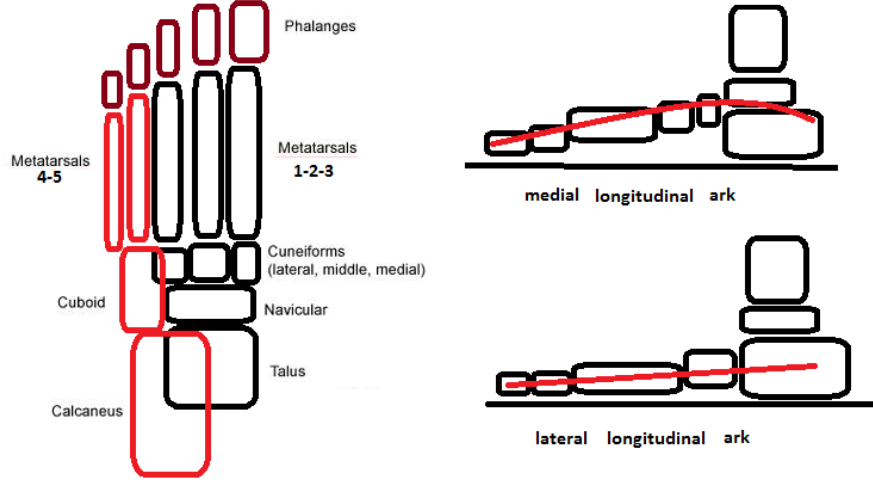
arasındaki bölgenin cuteneal inervasyonunu yapar. Femoral sinirin dalı olan saphaneus sinir ayağın medial bölgesinin cuteneal inervasyonundan sorumluyken tibial sinirin dalları olan medial ve plantar sinirler buldukları tarafların intrinsik kaslarını inerve eder [10].



Resim 2.10. AAS'nin inervasyonu [10]

2.5. Ayak Ark Yapıları

Ayak-ayak bileği segmenti eğer katı esnemeyen, eklem yapısı bakımından sınırlı hareket imkânı sağlayan bir segment olsaydı vücudun yerle her temasında büyük ölçüde streslere maruz kalıp çok kolay bir şekilde dejenerasyona uğrayacaktır. Bununla birlikte esnek bir segment olsaydı yeterli kuvvet oluşumuna izin vermeyecekti dolayısıyla yürüme ve koşma sırasında vücuda itme momenti kazandırmak olanaksız olacaktı. AAS'nin her iki özelliği taşıması, yapısında bulunan ark sistemleri tarafından sağlanır. ASS arkları ayak kemiklerinin kendi aralarında meydana getirdikleri fonksiyonel konfigürasyonlardır.



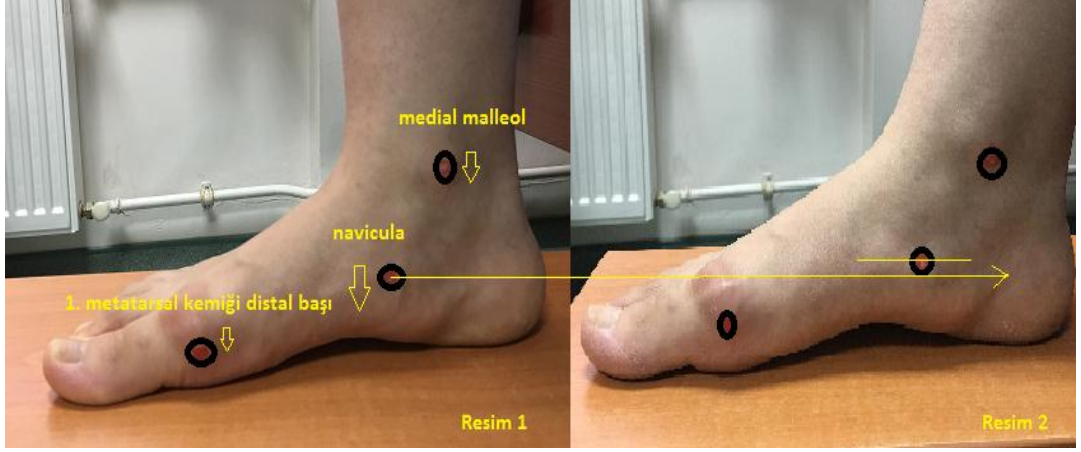
Şekil 2.2. Kırmızı çizgilerle belirtilen kemikler lateral, siyah çizgilerle belirtilen kemikler medial longitudinal arki oluştururlar

Şekil 2.2’de görüldüğü üzere medial ve lateral longitudinal (uzamsal) arklar ayak fonksiyonel yapısını oluşturur. Medial ark calcaneus, talus, navicula, medial middle ve lateral olmak üzere 3 cuneiformdan ve medial 3 metatarsal kemikten oluşurken lateral ark calcaneus, cuboid ve lateral 2 metatarsal kemikten oluşur. Birde metatarsal ile proksimal pahalankslar arasında eklemlenmeden meydana gelen transvers ark vardır [13].

AAS’ne yük vermeden, ayak tabanın medial ve lateraldan baktığımızda gördüğümüz konveks eğriler medial ve lateral arklardır. Bu arklar ayağa kalktığımızda ayak üzerine binen vücut ağırlığımız sebebiyle bir miktar düzelirler. Vücut ağırlığının ayak üzerindeki dağılımı ayak kas iskelet yapısını tekrar şekillendirir.

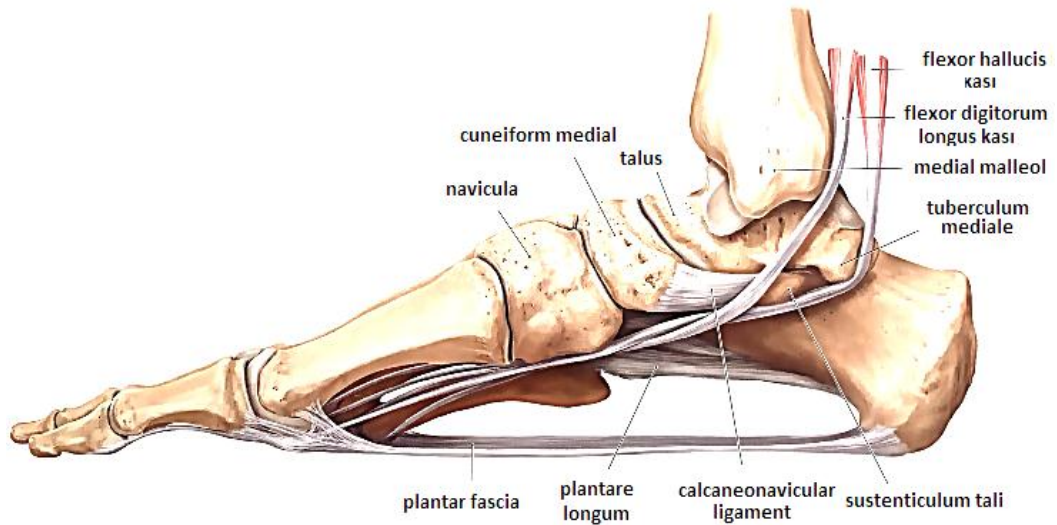
2.6. Ayak Yüklenme Konfigürasyonu

Ayakta dururken (statik duruş) vücudun ağırlığı ayak üzerinde kompresif (baskılayıcı) kuvvetler ve ayağın plantar kısmında gerim (parçalayıcı) kuvvetleri oluşturur. Ayak üzerinde etkin kuvvetler ayak üzerinde yeni bir konfigürasyona neden olur (Resim 2.11). Bu yeni uyumlamayı sağlayan yapılar, arkları oluşturan kemik yapılar ve aralarındaki eklemlerle onları destekleyen kas ve ligamentlerdir.



Resim 2.11. Resim 2’de AAS Üzerinde Yüklenme Yok Resim 1’de AAS Üzerine Yüklenme Sonrası Navicular Kemiğin Yüksekliğinde Azalma Görülüyor

Ayak tabanında bulunan ve arkların çökmesini engelleyerek AAS stabilitesini koruyan başlıca statik yapılar uzun ile kısa plantar ligamentler ve plantar kalın fasciadır [9]. Statik ayakta duruş pozisyonunda ayak üzerine binen yükler arkların tavanı olan navicula ve cuboidin yere olan yüksekliğin azalmasına bağlı olarak, ayak tabanında bulunan Plantar aponeurosisin gerimine sebep olur (Resim 2.12). Plantar aponeoristeki bu gerilme ayak üzerine binen kuvvetlerin %60’ını absorbe eder, bunun yanında kısa ve uzun plantar ligamentler de kuvvet absorpsiyonu sırasında gerilir [14].

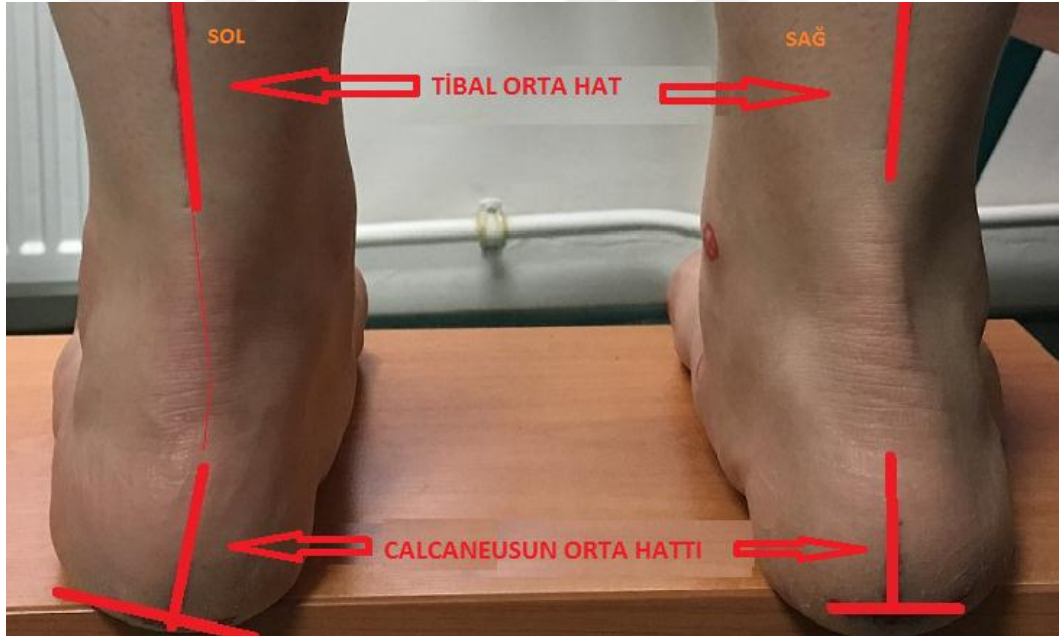


Resim 2.12. Calcaneus ve 1.metatarsal kemikler arasında uzanan plantar fascia

Talus ve calcaneus'tan oluşan arka ayak, yer reaksiyon kuvvetlerini üst segmentlere ileten ve tersine vücudun oluşturduğu kuvvetleri ayağa ve yere yansıtan talocurural ve subthalar eklemlerden oluşur. Achill tendonunun yapıştığı ve kaldıraç kolu olarak kullandığı ayağın posteriorunda bulunan ayağın büyük kemiği calcaneus, yapısı ve konumu gereği kompresif, tensil (uzatıcı kuvvet) ve bükücü kuvvetlere maruz kalır [13].

Bilindiği gibi ayağın yerle teması sonucu açığa çıkan kapalı kinetik zincir modeli gereğince AAS ve üst segmentler arasında arthrokinematik bir ilişki oluşur. Aynı ilişki ayak ön ve arka ayak arasında da mevcuttur [15].

Arka ayakta oluşan inversiyon ve eversiyon olarak adlandırılan calcaneal pozisyon (Resim 2.13) ayağın üzerinde yüklenme sırasında ön ayağın arthrokinematiğini belirleyen faktördür [16].



Resim 2.13. Sağ ve sol subthalar eklemi yüklenme sonrası oluşturduğu calcaneal pozisyon

2.7. Ayak-Ayak Bileği Segmenti Proprioseptif Girdisi

Proprioseptif bilgilendirme kas ve eklem reseptörlerinden orijinlenen uyarıların MSS'de motor kontrolü sağlayan üst merkezleri segmental hareket ve pozisyon hakkında anlık

duyusal verilerle besleyen somatosensorial sistemin (afferent sistem) bileşenleridir. Dolayısıyla hareket esnasında veya durağan pozisyonda ayak tabanındaki, eklem ve ligamentlerindeki kaslar ve fasciada bulunana mekanareseptörler AAS stabilizasyonunda önemli rol oynarlar [17].

Ayak-ayak bileği yaralanmaları sonrasında görülen yumuşak dokulardaki dejenerasyon veya fibroz doku oluşumu segmentin proprioseptif kapasitesini azaltmakta, somatosensorial sistem için önemli bir kaynak olan eklem mekanareseptörleri yanında yüzeysel duyuşal girdilerde defisitler meydana gelmektedir [18].

AAS dinamik stabilizasyonundan sorumlu kaslar için proprioseptif girdi, segment üzerine etkili eksternal kuvvetler ile vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyi içindeki değişimi hakkında verileri merkezi sinir sistem vasıtasıyla yorumlayarak uygun kas aktivasyonları oluşturmak için kullanır.

Yapılan çalışmalarda AAS'de meydana gelen proprioseptif defisitler ayak bileği ekleminde bir instabilite meydana getirirken segment üzerinde etkili kaslarda da refleks aktivasyon latenslerini (gecikme aralığı) arttırmaktadır [19].

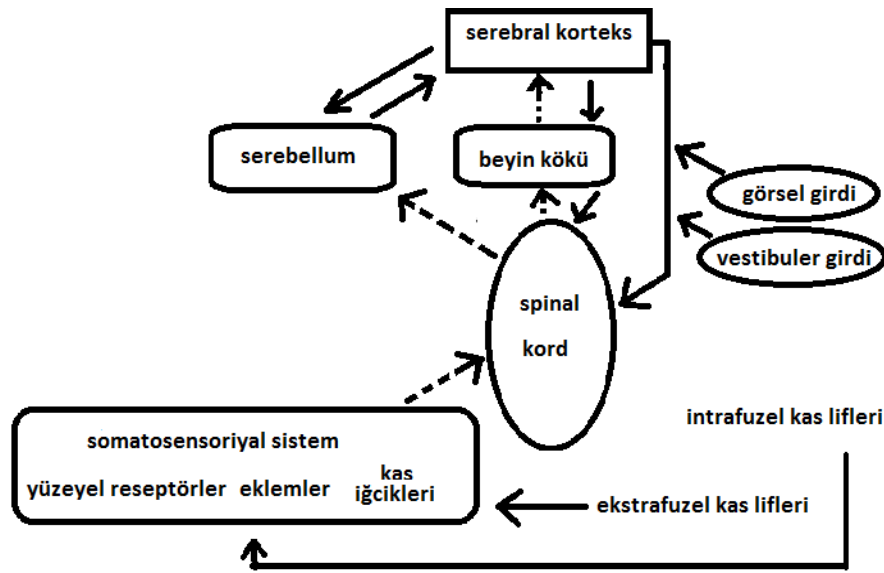
2.8. Denge Kavramının Biyomekaniği

İnsanın vücudunun lokomasyonu (hareket edebilmesi), bu lokomasyonun bipedal (çift ayak üzerinde) gerçekleştirilmesi ve insan vücudunun ağırlık merkezinin destek yüzeyleri olarak kullandığımız ayaklara olan uzaklığı (destek yüzeyinden vücudun dik duruş pozisyonunda uzunluğunun 2/3 oranında yukarısında, normal ayakta duruş pozisyonunda lumbal 2-3 vertebra düzeyinde) en ufak ağırlık merkezi konum değişiminin yaratacağı kuvvetin vücudun dengesi üzerinde olumsuz etkisine karşı insan vücudunu oluşturan tüm segmentlerin (ekstremit eklemleri) birbirleriyle oryante ve uyumlu olarak konumlanması en komplike aktiviteleri yapmasının arkasında yatan denge kavramını ortaya çıkarır [20].

Denge kavramı, temel olarak vücut ağırlık merkezinin dikey vektörel izdüşümün vücut destek yüzeyi içinden geçmesidir. Bu vektörel kuvvet destek yüzeyinin dışına düştüğü durumda vücut destek yüzeyi üzerinden bir döndürme momenti oluşturarak tanımladığımız dengesizlik eylemini ortaya çıkarır [21].

2.9. Denge Becerisinin Nöromüsküler Yapısı

Denge becerisi yani postüral kontrol, karmaşık bir dizi sistemin kendine özgü spesifik fonksiyonunu ortaya koymasıyla gerçekleşir. Denge, kavram olarak homeostazis kavramına da karşılık gelir yani vücudun denge olarak kabul ettiği durumun içsel ya da dışsal kuvvetler tarafından bozunumunu önleyecek tepkiler geliştirmesi becerisine denge becerisi ve bu beceriyi açığa çıkaran tüm sistemlerin bileşimine Sensörimotor Sistem denir [17].



Şekil 2.3. Sensoriomotor sistem görüldüğü üzere tüm aferent girdilerin serebral kortekse ulaşımı ve girdilerin entegrasyonu ve eferent tepkilerin oluşumunu içerir [22].

Sensoriomotor sistem Şekil 2.3’de görüldüğü üzere birbiriyle ilişik alt sistemlerden oluşmuştur. Bu sistemlerin her birinin denge becerisini ortaya çıkmasında kendine has fonksiyonları vardır. Bu sistemlerin fonksiyonlarına kısa bir bakış denge becerisinin komplike altyapısını ortaya çıkarır.

2.9.1. Serebral korteks

Kas kontraksiyonlarını başlatan, kompleks hareketlerin arkasındaki motor planı tasarlayan ve kontrol eden üst merkez serebral kortektir. İnsan vücudundaki spinal

kortta bulunan ve kasları inerve eden ve motor nöronları harekete geçiren serebral korteksin bu nöronlarla doğrudan veya dolaylı olarak bağlantı halinde olan 3 fonksiyonel bölümü vardır.

- Primer Motor Korteks: Periferden gelen, hareket hakkında tüm duyuşal verilerin işlendiği ve bu veriler ışığında hareketin planlanıp ilgili kasları aktive eden kortekstir.
- Premotor Bölge: Periferden yoğun duyuşal veri alan ve karmaşık hareket paternlerin organizasyonu sürecinde aktif olan bölgedir.
- Tamamlayıcı Motor Bölge: Karmaşık motor hareketlerde kas aktivasyon sırasını programlayan alandır [22].

2.9.2. Beyin sapı

Direkt motor korteks altında fonksiyon gösteren beyin sapı serebral korteksten gelen uyarıları serebellum, vestibular sistem ve somatosensöriyal sistem kaynağından gelen duyuşal veriler eşliğinde düzenler ve modüle eder. Spinal kord üzerinden aksiyal kasları (yüz, boyun, gövde) ve ekstremitelelerin proksimal ve distal kaslarını alfa ve beta motor nöronlar üzerinden inerve eder ve infant dönemimizde aktif olan spinal reflekslerin inhibisyonunu veya eksitasyonunu sağlar. Bu fonksiyonları ile postüral kontrol üzerinde etkindir [17].

2.9.3. Spinal kord

Üst merkezlere duyuşal verileri ileten ve üst merkezlerden gelen motor uyarıları kaslara ileten spinal sinirlelerin orjinlendiği yapıdır. Spinal kord seviyesinde bulunan spinal refleksler postüral kontrolde oldukça etkindir. Spinal sinirleler yoluyla spinal korda gelen duyuşal girdiler üst merkezlere iletilirken spinal seviyede bulunan internöronlar vasıtasıyla agonist ve antagonist motor nöronlarla sinapşlar yaparak postüral kontrolü spinal seviyede refleks yollar ile etkiler. Mono-sinaptik germe refleksi, respirokale inhibisyon spinal seviyede hareketin gecikmesiz, ani kontrolünde önemlidir [17].

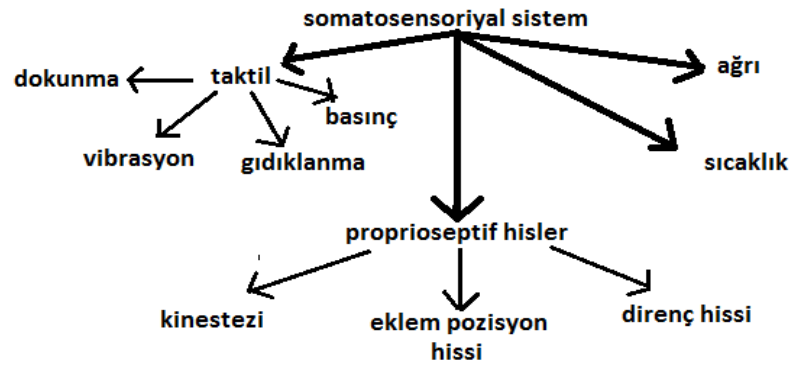
2.9.4. Serebellum

Temel olarak serebellumun fonksiyonu motor hareketleler sırasında kasların koordinasyonu sağlamaktır. Postüral kontrol sırasında açığa çıkan her motor hareket tüm duyuşal verilerin değerlendirilmesi sonucu motor planlama ile entegre edilir ve daha sonra bu entegrasyon akıcı, düzgün, bütünleşik bir motor hareket olarak ortaya

çıkar. Serebellum tüm sistemlerden duyuşal veri olarak bu verileri kendi yapısında değerlendirir. Vestibular sistemden gelen veriler; vücutun uzaydaki konumlaması sonucu yürüme ve ayakta durma sırasında dengeyi sağlayan aksiyel kasların kontrolünde, başın konumuna göre baş, boyun bölgesi kasların koordinasyonunda önemli rol oynar. Spinal seviyeden gelen duyuşal veriler, kortikal motor alanlardan gelen motor plan verileri değerlendirilerek motor korteksten periferik inen motor hareketlerin akıcılığı, düzgünlüğü ve koordinasyonunu sağlar [23].

2.9.5. Somatosensöriyal sistem

Sensöriyal sistemin somatosensöriyal bölümü vücut segmentlerinde gelen tüm afferent verilerin yukarı merkezlere taşınmasından sorumludur. Somatosensöriyal sistemde kendi içinde alt afferent sistemlerden oluşur. Segmentin taktil reseptörleri (dokunma, basınç, vibrasyon) nosiseptörleri (ağrı), termoreseptörleri (ısı) ve proprioseptörleri (segmentin pozisyonu, eklem hareket açıklığı değişimi, karşılaştığı ve ürettiği tork değerleri) afferent uyarımlarla segment hakkında veri sağlar.



Şekil 2.4. Tüm hislerin algılanması somatosensöriyal sistemin fonksiyonudur

Proprioseptif verilerin kaynağı kaslarda, tendonlarda, ligamentlerde ve eklem kapsüllerinde bulunan mekanoreseptörlerdir. Vücut segmentlerinde meydana gelen her türlü mekanik olay proprioseptif sistem üzerinden üst merkezlere iletilir (Şekil 2.4) başka bir ifadeyle segmentin statik ve dinamik postürü üst merkezler tarafından izlenir.

Segmentlerin özellikle denge becerimizin başta motor komponentleri olan alt ekstremite segmentlerinin proprioseptif algıları denge kompleksinin önemli bir bileşenidir [17].

2.10. Denge Stratejileri

İnsan vücudu sahip olduğu postüral stabiliteyi korumak adına bazı nöromusküler paternler geliştirmiştir. Bu motor hareket paternlerinin amacı dışsal ve içsel kuvvetler sonucu değişmeye zorlanan vücut ağırlık merkezinin dikey izdüşümünü destek yüzeyi içinde tutmak için alt ekstremite eklemleri vasıtasıyla ortaya konan motor hareketlerdir [21].

2.10.1. Ayak bileği stratejisi

Özellikle AAS kontrol stratejisi vücut üzerindeki eksternal veya internal minimal kuvvetler sonucu meydana gelen denge bozunumlarında (denge pertürbasyonu) AAS'yi kontrol eden kaslar tarafından kütle merkezi dikey izdüşümünü (trajeksiyonunu) destek yüzeyinde tutmaktır (Resim 2.14.a). Destek yüzeyinin dışına çıkan vücut ağırlık merkezi trajeksiyonunun meydana getirdiği ayak bileği eklemi üzerinde döndürme kuvvetini (tork) yenmek amacıyla bu döndürme kuvvetini dengeleyecek kassal torkun oluşturulması sonucu tekrar ağırlık merkezi destek yüzeyi içinde kalır. Bu sırada dengeyi sağlamak üzere açığa çıkan kassal kontraksiyonlar destek yüzeylerine yerin uyguladığı reaksiyon kuvvetleri bileşkesinin yer değişmesine sebep olur. Bu değişim çok ufak kaymalar şeklinde olduğu için yalnızca dijital kuvvet platformlarında niceliksel olarak izlenebilmektedir. Vücut bu stratejide ters çevrilmiş bir sarkaç model ile temsil edilir. Ayak bileği eklemi bu sarkacın pivot noktasıdır ve tüm vücut bir sütun tarzında hareket eder [21].

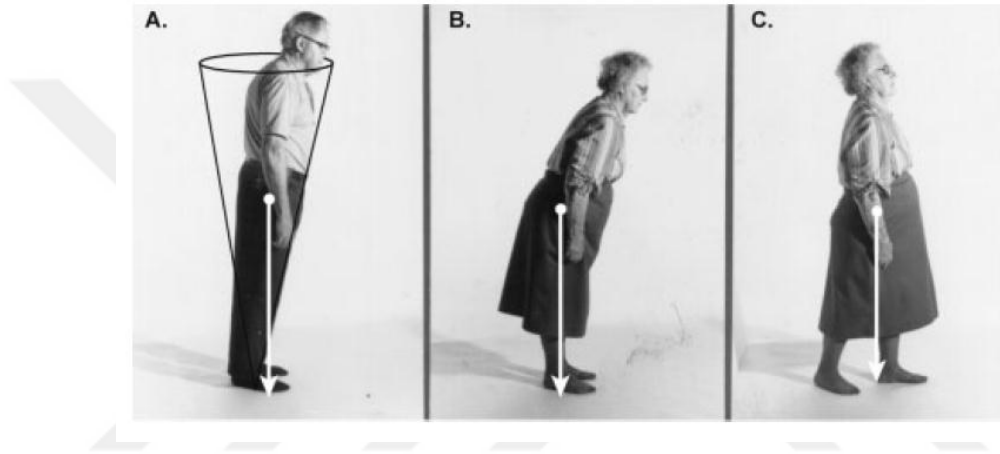
2.10.2. Kalça stratejisi

Kalça stratejisi, ayak bileği stratejisinin kontrol edemediği vücut pertürbasyonlarında (kontROLSÜZ salınımlar) kütle merkezini tekrar destek yüzeyi içerisinde tutmak için kalça eklemi eksenli vücut kütle merkezinin lineer (doğrusal) olarak yer değiştirilmesidir (Resim 2.14.b). Burada özellikle dışarıdan gelen denge bozucu kuvvet veya çok küçük destek alanı vücut kütle merkezinin antero-postero (öne arkaya) yönde kontrolü için kullanılan geniş segmentli bir stratejidir. Bu stratejide aksiyal segmentlerin hızlı

hareketine ve böylelikle görsel-vestibular girdilere ihtiyaç duyulması bu stratejinin özellikle zayıf alt ekstremitte kasları olan veya visual ve vestibular sistem disfonksiyona sahip bireylerde açığa çıkmasını zorlaştırır [24].

2.10.3. Adım alma stratejisi

Ayak bileği stratejisi ve kalça stratejisinin postüral kontrolü sağlayamadığı durumlarda bir koruyucu refleks olarak alt ekstremitede açığa çıkan adım alma hareketi (Resim 2.14.c) ile destek yüzeyinin değiştirilmesidir [25].



Resim 2.14. a. Ayak Bileği Stratejisi b. Kalça Stratejisi c. Adım Alma Stratejisi [25].

2.11. Denge Becerisini Değerlendirmek

Denge becerisini değerlendirmede kullanılan temel ölçüt vücudun belirli bir postüral pozisyonu değiştirmeden mümkün olduğunca uzun bir süre kontrol edebilmesidir. Elbette bu postüral pozisyon vücudun postüral kontrolünü sağlarken kullandığı denge kompleksi içeriğinde olan görsel girdileri azaltmak için gözleri kapalı tutmak, vücudun destek yüzeyini instabil bir yüzey üzerinde tutarak somatosensorial girdileri değiştirerek veya ağırlık merkezini destek yüzeyi dışında konumlandırmaya zorlayan tek ayak üzerinde durmak gibi stres altında tutulan postüral pozisyonlardır [26].

Denge becerisinin ölçümünde postüral pozisyonun korunumu üzerine ve denge kompleksini oluşturan sistemler üzerine ayrı ayrı stres yüklenebilir. Örneğin tek ayak üzerinde duran bireyin gözleri kapatılırsa bu görsel sistemin devre dışı kalması ve diğer sistemlerin bu devre dışı kalan sistemi ne kadar kompanse edebileceği ölçülebilir. Ayrıca, denge durumunda postüral kontrol sırasında vücut üzerine vücudun ağırlık merkezinin trajeksiyonunun destek yüzeyinin dışına çıkmasını sağlayacak bir kuvvet ile vestibular sistemi aktive etmek de mümkün olabilir. Bunlara ek olarak destek yüzeyini daha instabil bir düzlem haline getirip devamlı değişen bir proprioseptif girdi ile somatosensör girdi üzerinde dinamik hareketlilik meydana getirerek daha çok somatosensoryal orjinli bir denge değerlendirmesi de yapılabilir. Tüm sistemleri tam anlamıyla birbirinden izole ederek değerlendirmek elbette mümkün değildir. Tüm periferik sinir sisteminin anlık girdisi merkezi sinir sisteminde entegre edilerek gerekli motor hareketin koordineli şekilde açığa çıkarılması sağlandığı için sistemler bütünlük bir sensorimotor sistem kavramı adı altında tanımlanır [26].

Aslında, belirli bir postüral kontrol zaman süreci boyunca korunsun da bireylerin dengelerini korumak adına kullandıkları stratejiler farklı olabilir. Bundan dolayıdır ki denge değerlendirmeleri ayrıca bir kinematik analiz gerektirmektedir. Bu şansa sahip olamayan bir araştırmada önemli olan bireylerin farklı stratejiler geliştirmesine imkân vermeyen testleri seçmektir [26].

F.B. Horak ve arkadaşlarının [26] vestibuler sistem ve ayak-ayak bileği segmentinin somatosensoryal sistemin denge üzerindeki rollerine dair karşılaştırmalı bir analiz yaptıkları çalışmada iki sistemde de meydana gelen defisitlerin (kusurların) kişilerin dengelerini korumada aşırı zorluk çekmediklerini yalnızca dengelerini koruma sürecinde yapılan kinematik analizde farklı denge stratejileri kullandıkları belirlenmiştir. Özellikle AAS somatosensoryel blokaj sonrası bireylerin ayakta duruş pozisyonunda daha çok ayak bileği stratejisi yerine kalça stratejileri geliştirdiği görülmüştür.

Bahsi geçen çalışmada afferent girdileri oluşturan sistemlerin herhangi birinin defisiti veya disfonksiyonu sonrası sensorimotor sistemin denge için farklı motor stratejiler geliştirdiğini söyleyebiliriz. AAS'indeki biyomekanik karakteristiklerin farklı olması bireyin dengesini korurken farklı stratejiler ortaya koymasıyla örneğin ayak bileği yerine kalça stratejisi kullanması gibi kompanse edilebilir. Örneğin kullanılan testte

kalça stratejisinin kullanımının dengeyi sağlamada etkinliğinin az olacağı ve değerlendirmemizin ayak bileği stratejisi üzerine yoğunlaşması ASS biyomekanik profili ile statik denge üzerinde bir korelasyon kurmamıza olanak verecektir.

2.12. Dengenin Değerlendirilmesinde Test Seçimi ve Flamingo Denge Testi

Denge testi seçiminde denge becerilerini sınırlayan kullanılacak test katılımcıların denge becerilerini sahip oldukları karakteristiklere göre ayrıştıracak nitelikte olmalıdır [27].

Cohen ve arkadaşlarının (1993) yaptığı farklı karakteristiklere sahip (normal fiziksel uygunluğa sahip olma, geriartık yaş aralığı içinde olma ve vestibular sistem disfonksiyonuna sahip olma) bireylere uygulanan denge becerisini değerlendiren klinik test sonucunda testin istenilen seviyede sınıflayıcı özelliğinin olmaması denge testlerinin uygulanmasında testin niteliğini öne çıkarmaktadır. Burada denge becerisini değerlendirirken testin amacını yerine getirmesi için özellikle aynı karakteristiklere sahip bireyler için daha uygun olması sonucunu çıkarabiliriz.

Bunun yanında dinamik dengeyi değerlendirmede kullanılan vücuda mevcut postüral stabilitesini bozacak beklenmedik eksternal kuvvetler uygulanır. Böylece baş-boyun segmentinin eylemsizliği sonucu vestibular sistem aktive olur. Vücudun uzayda oryantasyonu değerlendirilirken aynı zamanda dengeyi korumak adına uygun motor cevaplar geliştirilmesi özellikle kalça ve adım alma stratejilerinin ortaya konmasını sağlayacaktır. Vestibular sisteminde vücuttaki bu ani ivmelenmeyle birlikte aktive olması somatosensorial sistemin denge kompleksi içinde örtük kalmasına neden olacaktır. Yani bir anlamda dinamik denge testlerinde vestibular sistem vücudun dengesini korumak adına somatosensorial sistemin yanında aktif bir sistem olarak üst merkezlerde rol oynayacaktır [28].

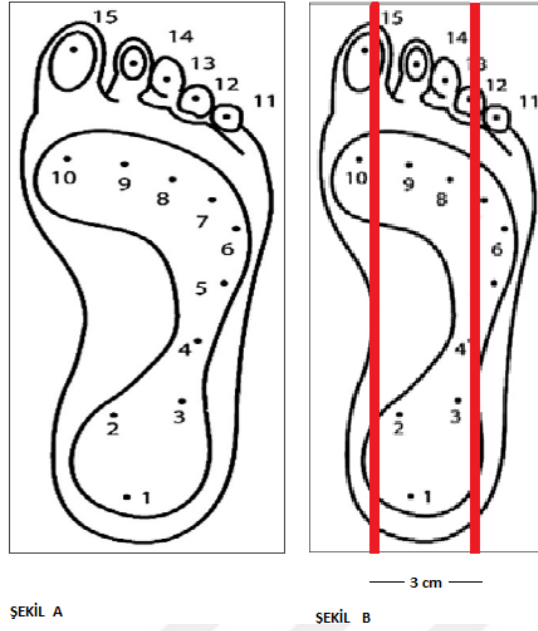
Day B.L. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada destek yüzeyi küçültülmüş ayakta duruş pozisyonunda görsel girdilerin kesilmesiyle gravite merkezinin değişmesinin daha çok AAS düzeyinde refleks kontraksiyonlar ile kontrol edildiğini buna karşı gözler açık olarak yapılan değerlendirmede ayak-ayak bileği segmental denge kontrolünde somatosensorial nöral katılımının zayıf olduğunu tespit etmiş olması segmentlerin proprioseptif becerisini değerlendirilmesi için amaçlanan çalışmalarda kullanılan testlerin gözler kapalı olarak yapılması ya da gözleri belli bir noktaya sabitleyerek denge testinin gerçekleştirilmesi görsel girdilerin denge becerisi içindeki aktif katılımını

azaltıp eklem ve kas duyularının rolünü arttırır diyebiliriz [29].

Denge becerisini ölçerken statik denge testi uygulamamız AAS'nin denge kontrolündeki rolünü de öne çıkaracaktır. Kua ve arkadaşları yaptıkları çalışma sonucu ayak bileğinin denge kontrolü sırasında yerçekim merkezinin lineer ivmelenmiş hareketine karşı ayak bileğinin yeterli dengeleyici tork üretemeyeceğini bulgulamıştır. Bu tespit ayak stratejilerinin denge kontrolünü sağlayamadığı durumları betimlemektedir. Dolayısıyla dinamik denge testleri daha çok vücut kütle merkezi eylemsizliği üzerinden bir denge pertürbasyonu (bozunumu) meydana getireceği için adım alma veya kalça stratejileri daha dominant stratejilerdir. Statik denge testi sırasında postüral pozisyonun yaratacağı stresin vücut ağırlığıyla sınırlı kalması ayak stratejisi kullanımını diğer stratejilere göre bir adım öne çıkaracaktır [30].

1988 yılında Avrupa Spor Gelişim Konsülü tarafından fiziksel uygunluğu değerlendirmek üzere tanıtılan Eurofit Test Bataryasında denge becerisini ölçmek üzere Flamingo Denge Testi tasarlanmıştır. Bireylerin test pozisyonu 5 cm'lik yüksekliği ve 3 cm'lik eni olan 50 cm uzunluğundaki test çubuğu üzerinde ayakkabısız tek ayak üzerinde diğer alt ekstremitte ipsilateral el ile ayak bileği hizasından tutulmuş olarak maksimum diz fleksiyonu sağlanmıştır [31].

Test uygulanan kişiden gözlerini 5 metre uzağa yerleştirilmiş sabit bir noktaya sabitlemesi istenir. Sporcu bir eli ile ölçüm yapacak eğitmenin elinden tutarken eğitmen baş komutuyla birlikte kronometreyi çalıştırıp aynı anda sporcunun elini bırakır. 60 saniye boyunca sporcunun hataları sayılır. Kronometre, her seferinde, sporcunun ayağını bırakması veya vücudunun herhangi bir parçasının yere değmesi sonucu bozulmasıyla durdurulur. Her denge bozulmasını takiben testi uygulayan sporcunun kendisini test pozisyonuna sokması için katılımcıya yardım eder. Bu hatalar çubuktan, el ile tutulan ayağın bırakılması veya eğitmene el veya kol ile dokunarak destek almaktır. Daha sonra diğer ayakla test edilir. Eğer ilk 30 sn içinde 15 hata yapılırsa test sonlandırılır ve sıfır değeri verilerek test 2 dk sonra tekrar edilir. Toplamda 3 test yapılarak ortalama değer kaydedilir. Puanlama olarak 60 sn boyunca yapılan hata sayısı alınır. Test gözler açık ve kapalı olarak yapılır [31].



Şekil 2.5. Şekil A: Normal duruşta temas noktaları, B: flamingo testi sırasında temas noktalar [32]

Flamingo testinin klinik kullanımda bir avantajı kullanılan destek yüzeyinin ayak plantar tabanı ile temas yüzeyini azaltarak ayak tabanı üzerindeki basınç, sıcaklık, dokunma gibi taktik uyarıları azaltarak daha çok proprioseptif uyarım üzerine yukarı merkezlere giden verilerin işlenmesini ön plana çıkarmasıdır (Şekil 2.5). Kavounoudias ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada taktik uyarımların nöromüsküler kontrolü etkilediği belirlenmiştir [33].

Burada ayak tabanı vibrasyonel taktik uyarımlara maruz bırakılarak kas tonusları izlenmiştir. Elbette denge için bir bileşen olan taktik uyarımlar proprioseptif kas, eklem ve ligament geri bildirimleri ile ortak ekseninde somatosensorial sistem içinde değerlendirilir. Taktik uyarımların azalması proprioseptif segmental uyarımların somatosensorial geri bildirim safhasında segmental durum için daha dominant durum almasını sağlayacaktır. Bu ayak-ayak bileği segmental deviasyonların denge üzerinde etkisini daha belirgin hale getireceğini teorik olarak söylemek hatalı olmaz.

2.13. Kas Kuvveti ve Denge Kompleksi İlişkisi

Ekstremiteler kaslarının kuvveti ile vücudun denge becerisi arasındaki anlamlı bir ilişki olacağı ve denge becerisi üzerine olumlu etki yaptığını [34, 35] varsayılsa da, bazı çalışmalar anlamlı bir ilişki saptayamamıştır [36].

McCurdy ve arkadaşlarının [36] yaptığı çalışmada alt ekstremiteler kuvvet değerlendirmesi tek ayak üzerinde barbell 1 maksimum tekrarlı squat ve denge becerisini değerlendirmek için stork testi ve denge tahtası kullanılmıştır. Üniversite öğrencileri katılımlı bu çalışmada denge becerisi skorları ile alt ekstremiteler kuvvet değerleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır [36]. Bir diğer çalışmada ise kuvvet parametresi squat aktivitesi üzerinden değerlendirilerek denge becerisini ölçen kinestetik denge cihazı kullanılmış ve sonuç olarak yine anlamlı bir ilişki saptanmamıştır [37].

Karadenizli'nin [34] yaptığı çalışmada bireyler polimetrik egzersizler üzerinden kuvvet gelişimi programına tabi tutulmuşlar ve çalışma sonucunda statik ve dinamik dengelerinde anlamlı bir artış meydana gelmiştir. Bunun yanında Lord ve arkadaşlarının [35] yaptığı çalışmada; bireyleri bir yıllık egzersiz programına alıp tüm motor becerileri arttırmaya yönelik çalışmada her ne kadar bireylerin kuvvet ve dengesinde bir iyileşme görülse de bunun günlük yaşamlarında karşılaştığı yaralanma risklerini azaltmadığı görülmüştür.

Kuvvet ve denge arasında ilişkinin değerlendirilmesinde yukarıda bahsi geçen çalışmalarda kuvvet fonksiyonel egzersizler veya kuvvet antrenmanları üzerinden dengeye katkısı irdelenmiştir. Oysa günümüzde kuvvet niceliksel olarak monitorize edilebilmekte böylelikle kesitsel çalışmalarda kuvvet denge ilişkilerinin değerlendirilme imkanı vardır.

Eklemlerin oluşturduğu maksimum momentum yani döndürme kuvveti deyince; günümüzde kas kuvveti hakkında nicel değerlendirmeler yapmak amacıyla geliştirilmiş izokinetik cihazlar eklemlerin sabit açısal hızlarda ortaya çıkarılan döndürme kuvvetini monitorize edebilmektedir. Döndürme kuvvetinin yanında bu kuvveti kontrol eden antagonist kasın eksantrik potansiyeli hakkında da veriler elde edilebilir. Daha çok kas agonist antagonist kas kuvvet oranları hesaplamalarında, düşük açısal hızlarda motor kontrol ve aerobik kapasiteyi artırma, yüksek açısal hızlarda kuvvet antrenmanlarında

da kullanılan izokinetik cihazı bir eklemin açığa çıkaracağı maksimum kuvveti belirlemede de kullanılır [38].



Resim 2.15. İzokinetik kas kuvveti ölçümü yapan Isomed 2000 cihazı

2.14. Ayak-Ayak Bileği Segmenti ve Denge Becerisi

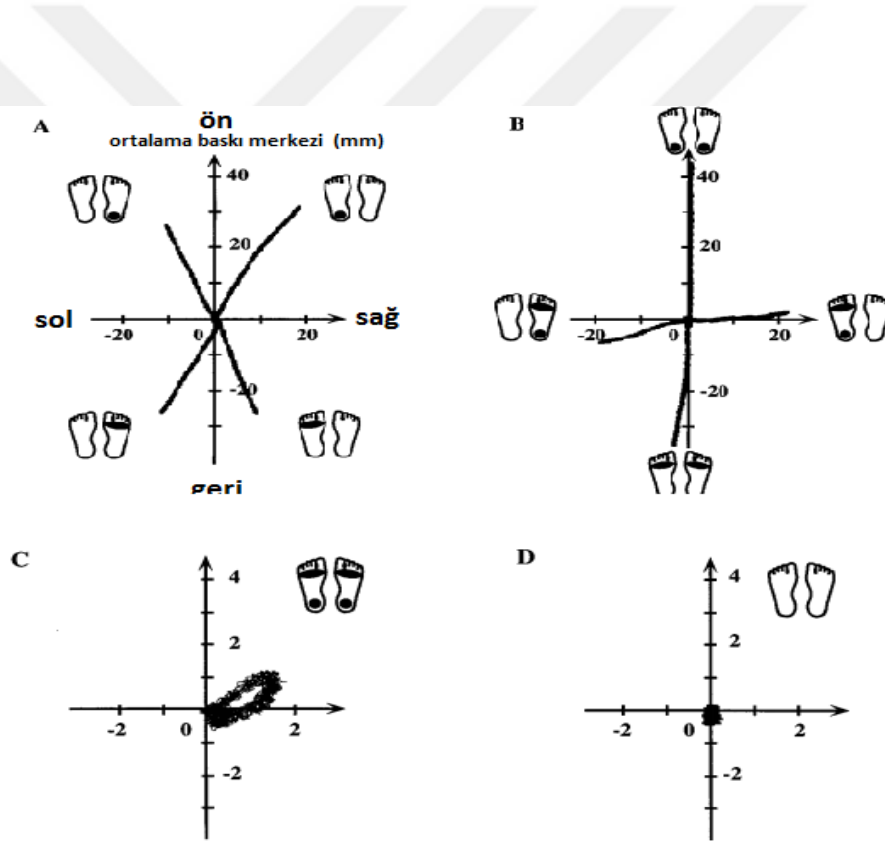
Dengemizi korumak yani ağırlık merkezi dikey vektörünü destek alanı içinde tutmak için kullandığımız kalça, diz ve ayak bileği stratejileri vardır. Vücut postürümüzü bozacak, ağırlık merkezimizi destek alanından çıkarmaya yönelik küçük eksternal kuvvetlere karşı vücut ters bir sarkaç şeklinde hareket eder. Burada ayak-ayak bileği segmenti aktif rol oynar [21].

AAS'deki kronik instabilitenin getirdiği denge kayıpları ve aynı zamanda ayak postürünün denge üzerindeki AAS'nin biyomekanik yapısının denge becerisi üzerinde etkili olacağını göstermektedir [39]. Sakatlanmalar sonrası sporcularda görülen rezidüel semptomları olarak tanımlanan AAS'nin biyomekanik parametrelerinde olan değişim ve denge becerisinde görülen azalma sıklıkla karşılaşılan bulgulardır [40].

AAS'nin postüral yapısının denge üzerinde etkinliğini karşılaştırma çalışmalarına destek olması açısından ortezleme yoluyla AAS'nin biyomekanik yapısının değişimi sonrası denge becerileri üzerine etkisinin incelendiği çalışmalarda ortezleme sonucu ayak postürü üzerinde devisyonlarla ayak biyomekanik yapısında meydana gelen

iyileştirmeler (düşük medial arkı desteklemek ve de ayak medial yüksek arkı subthalar supinasyonları azaltacak tabanlık modifikasyonları) statik ve dinamik denge becerileri üzerinde gelişmelere yol açmıştır [41].

Kavounous ve arkadaşlarının ayak plantar tabanın dinamometrik haritası ve postüral kontrol isimli çalışmasında ayak plantar yüzeyinin destek yüzeyi ile temasının alt ekstremite nöromüsküler kontrol karakteristiğini değişimi üzerine yaptığı çalışma ayak biyomekanik yapılarının değişiminin motor kontrol üzerindeki etkisini açıkça vurgulamıştır. Yukarıda bahsedilen ortotik yaklaşımların, ayak biyomekanik yapısı üzerindeki değişimin ayak plantar yüzeyi ve destek yüzeyi arasındaki temas alanının değişimine sebep olduğu ve farklı nöromüsküler kontrol karakteristiği oluşturduğunu net olarak ifade edilebilir [33].



Şekil 2.6. Ayak Tabanına Uygulanan Vibrasyon Uyarısının Ayak Tabanı Üzerinde Baskı Merkezinin Değişimi [33]

2.15. Dövüş Sporları, Futbol ve Denge

Dövüş sporu antrenmanlarında kullanılan kata gibi kareyografik hareket paternleri sporun teknik kısmını oluşturur. Bu süreçte sporcuların teknik antrenmanlarda ve müsabakalarda ortaya koyduğu performans fiziksel ve mental olarak denge ve koordinasyon becerilerini geliştirmektedir [42]. Özellikle dövüş sporlarının yumuşak formu olan Tai-chi, yaşlı bireylerin yaşlanma ile ortaya çıkan zayıflayan motor becerilerini arttırarak, yaralanma risklerini azaltmak ve koordinasyonlarını iyileştirmek için kullanılırken [43], kickboks ve karate gibi orta seviye dövüş sporları tüm motor becerileri kapsayan fiziksel uygunluğu arttırmak için kullanılmaktadır [44].

Futbol antrenman programlarının bireylerin denge ve koordinasyon becerilerini arttırıp arttırmadığına yönelik çalışmaların literatürde bulunmamasının yanında spesifik denge egzersizlerinin futbolcuların denge becerilerini arttırdığına dair çalışmalar mevcuttur [44]. Bunun yanında futbolcuların performanslarının denge becerileri ile ilişkileri de ayrıca araştırılmıştır [45]. Dolayısıyla performansın gelişimi veya iyileştirilmesi için düzenlenen antrenman programları diğer motor becerilerin gelişmesini hedeflediği gibi denge ve koordinasyon becerilerini geliştirmeyi de içine almaktadır.

Spor bilimlerinin temel konularından biri de oluşan sakatlanmaların ortaya çıkardığı sorunların sporcuları spor yaşamından uzak tutmasını engellemek adına sağlık bilimleri ile multidisipliner çalışarak sakatlanma risklerini tespit edip bu riskleri en aza indirmedir.

Sakatlanmaların patomekaniğinin çıkış noktası hareket sırasında kas-iskelet sistemi yapılarının tolere edebildiklerinden fazla strese maruz kalmalarıdır. Bu stresler eksternal kuvvetler tarafından meydana geldiği gibi vücut biyomekaniğindeki düzensizlikler nedeniyle dışarıdan müdahaleye maruz kalmaksızın intrinsik faktörlerle de ortaya çıkabilir. İntrinsik faktörler arasında kas kuvveti, eklem hareket açıklıkları, nöromusküler reaksiyon zamanları ve koordinasyon, biyomekanik ekstremite profilleri sayılabilir [46, 47].

İntrinsik sakatlanma riskleri olarak tanımlanan bu bileşenlerin zayıflığının veya asimetresinin sakatlanmaya zemin hazırlaması aynı zamanda bu bileşenlerin bir üst boyutu olan denge becerisindeki zayıflamadan kaynaklanmaktadır.

Dengeyi tek başına bir predispozisyon olarak ele alan çalışmalarda ise özellikle ayak-bileği ligament sakatlanmalarında denge becerisinin zayıflığının sakatlanma faktörü olduğu belirlenmiştir [2].

Aslında denge becerisindeki zayıflığın segmentlerin karşılaştığı streslerin uygun bir şekilde tolere edilerek dağıtılmasının projeksiyonu olduğunu söyleyebiliriz. Dengenin alt bileşenleri olan reaksiyon zamanı, segmental stabilite, kas kuvveti gibi bileşenlerin zayıflığı vücudun internal ve eksternal kuvvetlere karşı uygun denge stratejileri geliştiremedikleri için segmentleri sakatlanmaya açık bir durumda bıraktıklarını söylenmektedir [48].

Vücudun postüral oryantasyonunu ya da anlık dengesini bozacak kuvvetlerin dağıtılması veya birtakım hareket paterni stratejileri ile dengenin korunumu sağlanarak bu kuvvetlerin tolere edilmesi vücut segmentlerinin karşılaşacağı aşırı streslerden koruyan sağlıklı bir süreçtir. Bu süreçte yukarıda bahsettiğimiz bileşenler aktif rol oynarlar. Sakatlık sonrası bu sağlıklı sürecin tekrar yapılandırılması veya var olan nöromusküler fonksiyon eksikliğinin saptanmasında denge antrenmanları uygulanır [49].

2.16. Ayak-Ayak Bileği Segmenti Sakatlıkları ve Segmentin Biyomekaniği

2.16.1. Plantar fasiit

Plantar fascia ayak biyomekanik yapısının primer bileşenlerinden biridir. Medial arkın yapısal bütünlüğünün korunmasında absorbe ettiği kompresyon stresinin yoğunluğu fascianın dejenerasyona karşı korunması için onu yapısal olarak kuvvetli kılsa da özellikle yüksek efor gerektiren aktivitelerde fascianın aşırı yüklenmesine sebebiyet vermektedir.

Klinik semptomu sporcunun özellikle sabahları fascianın sert ve daha az esnek olduğu sırada aktivite sırasında gerilmesiyle sporcunun topuğunda keskin bir ağrı karakterize olan plantar fasiit aktivitenin devamıyla birlikte bölgenin ısisının artması ve fascianın esnemesi ile dejenerasyon bölgesine binen germe stresi azalır ve ağrı kaybolur. Sakatlığın kronik bir durum alması ile birlikte egzersiz başlangıcında görülen ağrı günlük aktivitelerde de görünmeye başlar [50].

Aşırı subthalar pronasyonun ayak medial arki üzerinde yoğun stres yarattığı ve plantar fascia üzerine binen parçalayıcı kuvveti artırdığı belirlenmiştir [51].

Medial longitudinal arkın düşüklüğü (pes planus) arkın üzerine binen stresin artmasına ve fascianın daha fazla gerim kuvvetine maruz kalmasına ve zamanla gelişen mikro yırtıklara neden olmaktadır [52].

2.16.2. Aşil tendiniti

Yapılan çalışmalarda plantar fasiit şikayeti olan sporcularda subthalar pronasyonun yanında dorsi fleksiyon eklem hareket aralığında azalma belirlenmiştir. Dorsal yönde eklem aralığının sınırlanmasıyla birlikte kalf kasları tendonu aşilin patofizyolojik değişiklikler meydana gelir [51].

Sınırlı eklem hareket aralığı ve subthalar pronasyonun aşil tendonu üzerinde yarattığı stres özellikle yoğun efor gerektiren aktivitelerde tendon üzerinde tekrarlı mikro inflamasyonlar oluşturarak zamanla tendonun gücünü, elastikiyet özelliğini azaltacaktır. Özellikle sporcuların derin suquat sırasında iki ayak-ayak bileği segmenti arasındaki asimetri ayak-ayak bileği biyomekaniğin getirdiği limitasyon fark edilir. Özellikle subthalar pronasyonu yüksek ayak bileği olan ekstremitelerde sınırlı dorsifleksiyon fark edilecektir.

Özellikle ayak varus postürü orta duruş fazında aşil tendonu üzerine binen parçalayıcı stresi artırır. Orta duruş fazında medial longitudinal arkin stabilitesindeki zayıflık ayak-ayak bileği segmentini kontrol eden kaslarda daha fazla efora zamanla tendonlarında biriken kümülatif streslerde tendon dejenerasyonlarına, zayıflamasına sebep olur.

Pes kavus ayak postürü, medial arkin üzerinde etkin olan plantar fascianın gerginliği sonucu calcaneusu varus pozisyona alınması ayağı daha rijit bir yapıya dönüştürür. Plantar fascianın gerginliği özellikle topuk vuruşu fazı ile başlayan yürümenin ayağın yerle temas evresinde yer reaksiyon kuvvetlerin ayak-ayak bileği segmentindeki absorpsiyonunu azaltır. Bu ayak bileği ve üst segmentlere aktarılan yer reaksiyon kuvvetlerini artırır. Bu aşil tendonun lateral hattı boyunca daha fazla stres ile karşılaşmasını sağlar. Bunun yanında pes cavus ile birlikte görülen kalf, hamstring kas gruplarının kısılalığı da başka bir biyomekanik deviasyona yani eklem hareketleri üzerindeki limitasyonlara sebep olarak segmentlerin fonksiyonunu azaltacaktır [53].

2.16.3. Ayak bileği burkulmaları

Ayak-ayak bileği sakatlanmaları deyince akla gelen genelde sık görülen ayak bileği inversiyon sakatlanmalarıdır ve ayak bileği inversiyon sakatlanmaları söz konusu olunca akla gelen ilk kavram instabil ayak bileğidir. İnstabil ayak bileği ayağın tüm pasif ve dinamik faktörlerinin uyumlu bir şekilde çalışmasıdır. Burada pasif stabilizasyon deyince ayağın biyomekanik parametreleri karşımıza çıkar. Her ne kadar dinamik stabilizatörler

olan bacak kaslarının reaksiyon zamanları ve kas kuvvetleri stabil bir ayak-ayak bileği segmentinde etkin rol oynasa da ayak bileği eklem açıları ve ayak postürü önemli bileşenlerdir. Ayak-ayak bileği fleksibil özelliği üzerine binen streslerin tolere edilmesinde nasıl önemli bir etken ise bu özelliğin kaynağı olan subthalar inversiyon eversiyon açısı ve ayak arkının fleksibilitesi de göz önüne alınmalıdır [19].

Ayak bileği inversiyon sakatlanmalarının önemi iyileşme sonrası devam eden reziduel semptomlardan kaynaklanır [54]. Özellikle sporcu için spora dönüş sonrası ayak-ayak bileği segmentinin karşılaşıacağı stresler stabil ve güçlü bir segmenti gerekli kılmaktadır.

2.16.4. Kalf kasları yırtığı

Dikey sıçrama özellikle popüler olan basketbol, voleybol, futbol gibi takım sporlarında önemli olan bir beceri olarak kabul edilir. Alt ekstremitelerin kabaca patlayıcı gücünün yansması olan bu fiziksel becerinin ortaya konmasında alt ekstremit segmentlerinin kinezyolojisi yanında ayak-ayak bileği segmentinin fonksiyonel yapısı da öne çıkmaktadır. Bu tür dinamik aktivitede distal segmentlerin toplamda vücut kütleini desteklemesi ve gereken itme gücünü oluşturan kaslarının bu gücün vücutta bir ivme kazandırması ve segment içinde absorbe olmadan dikey yönde bir kuvvet vektörü oluşturması için distal segmentlerde absorbe olup dağılmaması gerekir [55].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmanın Yapıldığı Yer

Çalışma Düzce Üniversite Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Ünitesinde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, Düzce Üniversitesi Tıbbi Etik Kurulu tarafından (B.30.2.PAÜ.0.20.05.09/90) onaylanmıştır (Ek-1).

3.2. Çalışma Süresi

Bu çalışma, Haziran 2017– Ağustos 2017 tarihleri arasında yapılmıştır.

3.3. Katılımcılar

Çalışmamıza Düzce Üniversitesi erkek futbol takımı sporcularından 20 kişi ile dövüş takımı sporcularından 20 kişi olacak şekilde toplam 40 kişinin gönüllü katılımı ile gerçekleştirilmiştir.

Gönüllü Katılımcıların Araştırmaya Dâhil Edilme Kriterleri:

1. 18-24 yaş aralığında erkek olması
2. Testleri engelleyecek nörolojik veya ortopedik bir problemi olmaması
3. Testleri engelleyecek görme ya da işitme kusurunun olmaması
4. Son 6 ay içinde bir sakatlık geçirmemiş olması
5. Kronik ağrılı kas-iskelet problemi olmaması

Gönüllü Katılımcıların Araştırmadan Çıkarılma Kriterleri:

1. Testler sırasında herhangi bir sakatlık durumu yaşanması
2. Belirlenen testleri tamamlayamaması
3. Araştırma çalışma planına uyulmaması

3.4. Değerlendirme Yöntemleri

Katılımcıların demografik verileri, bir form oluşturularak kaydedilmiştir. Katılımcıların yaşı, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, dominant alt ekstremitesi kaydedilmiştir. Katılımcıların dominant alt ekstremiteleri; futbolcularda “Topa önce hangi ayakla vurursunuz?” sorusu, dövüş sporcularına ise “tekme atarken en çok hangi ayağınızı kullanırsınız” sorusuna alınan cevaba göre belirlenmiştir. Ölçümlerden önce

uygulanacak testler hakkında katılımcılara bilgi verilmiştir. Test pozisyonları katılımcılara anlatıldıktan sonra çalışmayı yürüten fizyoterapist tarafından uygulamalı olarak gösterilmiştir.

Her testten önce katılımcıların ölçüm aracına alışmaları ve öğrenme etkisini azaltmak amacıyla birer kez deneme yapmalarına izin verilmiştir. Ayrıca her test arasında 5 dakika dinlenme süresi verilerek yorgunluk faktörü en aza indirilmeye çalışılmıştır.

3.4.1. Antropometrik ölçümler

Katılımcıların boy ölçümleri çıplak ayakla ve sadece spor malzemesi giymesi sağlanarak Seca marka stadiometre ile ayakta dik pozisyonda dururken skalanın üzerindeki kayan kaliper sporcunun başının üzerine dokunacak şekilde ayarlanarak uzunluk 1mm hassasiyetle ölçülmüştür.



Resim 3.1. Seca marka stadiometre

Vücut ağırlığı, vücut yağ %'si ve beden kitle indeksinin (BKİ) değerlendirilmesinde ayaktan-ayağa bioelektrik impedans analiz (BİA) yöntemi uygulanmıştır (Tanita vücut yağ analiz cihazı, model SC-330). Katılımcıların Tanita cihazı üzerindeki ölçümleri çıplak ayakla ve spor malzemesi giyilmesi sağlanarak, ayakta dik pozisyonda, ayak tabanları tartının metal bölümüne tam temas edecek şekilde gerçekleştirilmiştir [56].



Resim 3.2. Tanita vücut-yağ analiz cihazı

3.4.2. Flamingo statik denge testi

Tek ayak statik postüral kontrol becerisi Eurofit Test Bataryası bileşeni olan Flamingo Denge Testi kullanılarak değerlendirilir. Test ekipmanı olarak bir kronometre, 50 cm uzunluğunda 5' e 3 cm kalınlığında tahta bir blok kiriş kullanılır. Gözler kapalı ve açık yapılan test, gözler açık daha sonra gözler kapalı ve ilk önce sağ ayak daha sonra sol ayak üzerinde yapılır.

Test sırasında sporcunun ilk önce sağ ayağı üzerinde tahta şerit üzerinde sol ayağını yerden kaldırarak ipsilateral eliyle dizini maksimum fleksiyona getirip tutması ve gözlerini 5 metre uzağa yerleştirilmiş bir noktaya sabitlemesi istenir. Sporcu bir eli ile ölçüm yapacak eğitmenin elinden tutarken eğitmen baş komutuyla birlikte kronometreyi çalıştırıp aynı anda sporcunun elini bırakır. 60 saniye boyunca sporcunun hataları sayılır.

Kronometre, her seferinde, sporcunun ayağını bırakması veya vücudunun herhangi bir parçasının yere değmesi sonucu bozulmasıyla durdurulur. Her denge bozulmasını takiben eğitmen sporcunun kendisini doğru pozisyona sokması için yardım eder. Bu hatalar kirişten el ile tutulan ayağın bırakılması veya eğitmene el veya kol ile dokunarak destek almaktır. Daha sonra diğer ayakla test tekrarlanır. Eğer ilk 30 sn içinde 15 hata yapılırsa test sonlandırılır ve sıfır değeri verilerek test 2 dk sonra tekrar edilir. Toplamda 3 test yapılarak ortalama değer kaydedilir. Puanlama olarak 60 sn boyunca yapılan hata sayısı alınır [57].



Resim 3.3. Flamingo denge testi uygulaması (FDT-U)

3.4.3. Ayak bileği plantar-dorsal fleksiyon açılarının ölçümü

Talocrural eklemin primer osteokinematığı olan plantar ve dorsal yönde fleksiyon açıları alınırken sporcu sırtüstü yatırılır. Diz 180° ekstansiyon derecesinde ve ayaklar topuk kısmından yataktan sarkıtılmıştır. Gonyometre kullanılarak sabit kol fibulanın lateral kenarı boyunca, hareketli kol 5. metatarsın şaftı boyunca yerleştirilir. Sporcudan ayak bileğini dizini ekstansiyon derecesinde sabit tutarak ayağını kendine çekmesi istenerek dorsal fleksiyon itmesi istenir ve plantar fleksiyon açıları ölçülür. Ölçüm her iki ayak için 3 kez tekrarlanır ve ortalama değer kaydedilir [58].



Resim 3.4. Ayak bileği plantarfleksiyon açısı ölçümü



Resim 3.5. Ayak bileği dorsal fleksiyon açısı ölçümü

3.4.4. Statik ayakta subthalar pozisyon açısının ölçümü

Sporcu yüz üstü yatar pozisyonda iken bacak arka kısmını 2 eşit parçaya bölen aşil tendonu boyunca bir çizgi çizilir ardından arka ayakta kalkaneusu 2 eşit parçaya ayıran bir çizgi daha çizilir. Sporcu bir basamak üzerine ters duracak şekilde statik ayakta dururken gonyometrenin sabit kolu kalkaneal çizgi hareketli kolu bacak çizgisine yerleştirilip subthalar açısı alınır. Ölçüm 3 kez tekrar edilip ortalama değeri kaydedilir [59].



Resim 3.6. Statik ayakta subthalar pozisyon açısı ölçümü

3.4.5. Pasif subthalar inversiyon eversiyon açısının ölçümü

Sporcu yüzükoyun yatırılır. Kalça ve diz ekstansiyon pozisyonundadır. Bacak arka bölgesi 2 eşit parçaya ayıran ve ayak arkasında kalkaneusu 2 eşit parçaya ayıran çizgiler çizilir. Gonyometrenin sabit kolu bacak çizgisi üzerine yerleştirilir hareketli kol ise kalkaneal çizgiye yerleştirilir. Hareketli kol kalkaneusun hareket son noktası pasif inversiyon ve eversiyon açıları saptanır. Ölçüm 3 kez tekrarlanır ve en yüksek açı kaydedilir [58].



Resim 3.7. Pasif subthalar inversiyon açısı ölçümü



Resim 3.8. Pasif Subthalar İnversiyon Açısı Ölçümü

3.4.6. Navicula düşme testi

Ayak postürünü pes rektus (normal ayak), pes planus (aşırı pronasyonda) ve pes cavus (aşırı supinasyonda) olarak sınıflandırmada kullanılan Navicula düşme testi, sporcu bir sandalye üzerinde dizleri 90° olacak şekilde ayaklarına herhangi bir yük aktarmaksızın oturur. Eğitimci ilk önce sağ sonra sol ayak olmak üzere başparmağı ile talusun medial malleolunun inferior-anterior yönündeki başını, işaret parmağı ile talusun lateral malleolunun inferior anterior yönündeki başını palpe eder ve her iki noktayı arka ayağın inversiyon ve eversiyon hareketlerini kullanarak eşit seviyeye getirerek subthalar nötral pozisyonu elde eder. Navikular tüberkülü işaretleyip bir cetvelle mm cinsinden zemin ile arasındaki en kısa mesafeyi ölçer.

Sporcu ayakları omuz mesafesinde açık olacak şekilde ayakta statik durumdayken her iki ayağın navikular tüberkülünü işaretleyerek zemine olan mesafesini yine aynı yöntemle ölçer. Her bir ayak için ölçümler arası değişim 5-9 mm arasında ise pes rektus ayak, 4 mm veya düşükse pes kavus, 10 mm veya yüksekse pes planus ayak olarak sınıflandırılır. Ölçüm 3 kez tekrar edilir ve ölçülen değerlerin ortalaması üzerinden sınıflandırma yapılır [60].



Resim 3.9. Navicular Düşme Testi Yük Aktarımsız Ölçüm



Resim 3.10. Navicular Düşme Testi Yük Aktarımlı Ölçüm

3.4.7. İsokinetik dinamometre istemli maksimum konsentrik diz ve ayak bileği fleksiyon ve ekstansiyon tork ölçümü

Test öncesi herhangi bir spazma veya sakatlığa yol açmamak için sporcular, 5 dakika dirençsiz fitness bisikletinde ısındırılırlar.

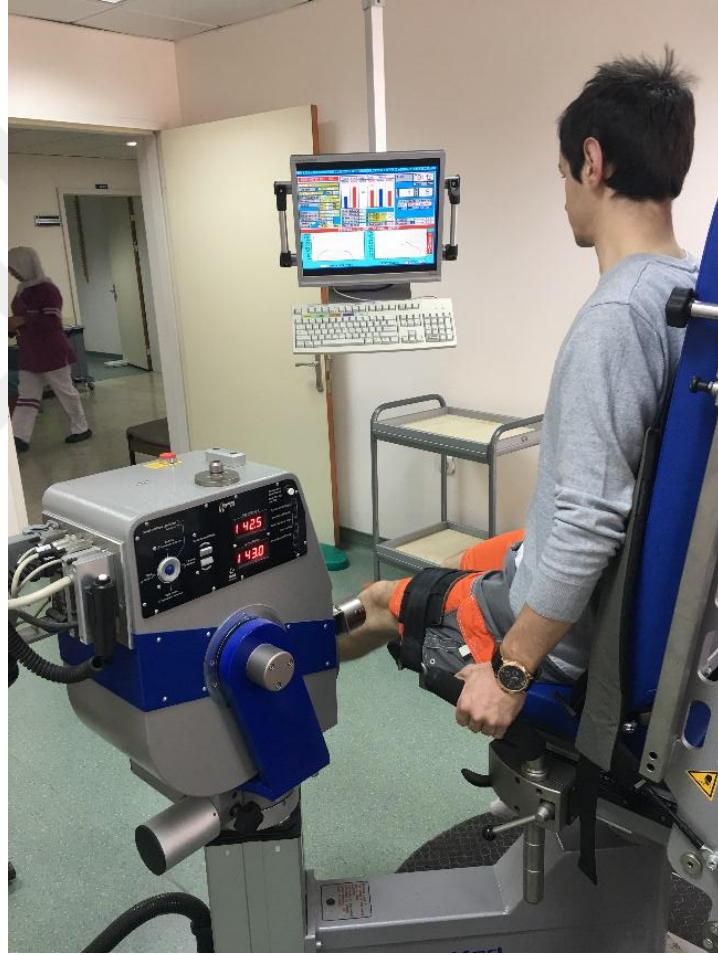
Diz ölçümü için sporcu İzomed 2000 cihazının koltuğuna kalçaları 85-90 fleksiyon derecesinde gövdesi dik olarak oturtulur. Dinamometrenin kaldıraç kolu pedi malleolların 2-3 cm yukarisından test edilecek ekstremitenin bacağına sabitlenir. Kaldıraç kolu hareket eksenini ile lateral femoral kondil dinamometre kaldıraç kolu hareket eksenini üzerinde bulunan lazer pointer ile eşleştirilir. Sporcunun gövdesi kemerle sabitlenir ve test sırasında gövde ve kalçasından aşırı hareketlilik istenmediği belirtilir.

Sporcu destek almak amacıyla koltuğun her iki yanında bulunan destek barlarını tutar. Ölçüm 60 derece/saniye açısal hızında yapılır. 10 tekrarlı maksimum istemli konsentrik fleksiyon ve ekstansiyon hareketi 10 derece ekstansiyon ve 90 derece fleksiyon hareket aralığında diz 90 derece fleksiyon pozisyonunda başlayarak uygulanır. Ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyon maksimum istemli konsentrik tork kuvvetini ölçmek için İzomed 2000 koltuğu yatay pozisyona getirilir. Sporcu sırtüstü pozisyonlanır. Sporcunun diz hareketleri diz destekleyici aparat ile sınırlanır, böylelikle ayak bileği hareketlerine dizin hareketleri ile maniple edilmesi engellenmiş olur.

Dinamometrenin ayak bileği ölçümleri için tasarlanmış aparatı spor ayakkabılı sporcuların test edilecek ayağına sabitlenir ve kaldıraç kolu hareket eksenini lateral

malleol ile eşleştirilir. 10 tekrarlı maksimum istemli konsentrik ayak bileği dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi 12 derece dorsal fleksiyon ve 35 derece plantar fleksiyon hareket aralığında ayak bileği nötral pozisyonundan başlayarak uygulanır.

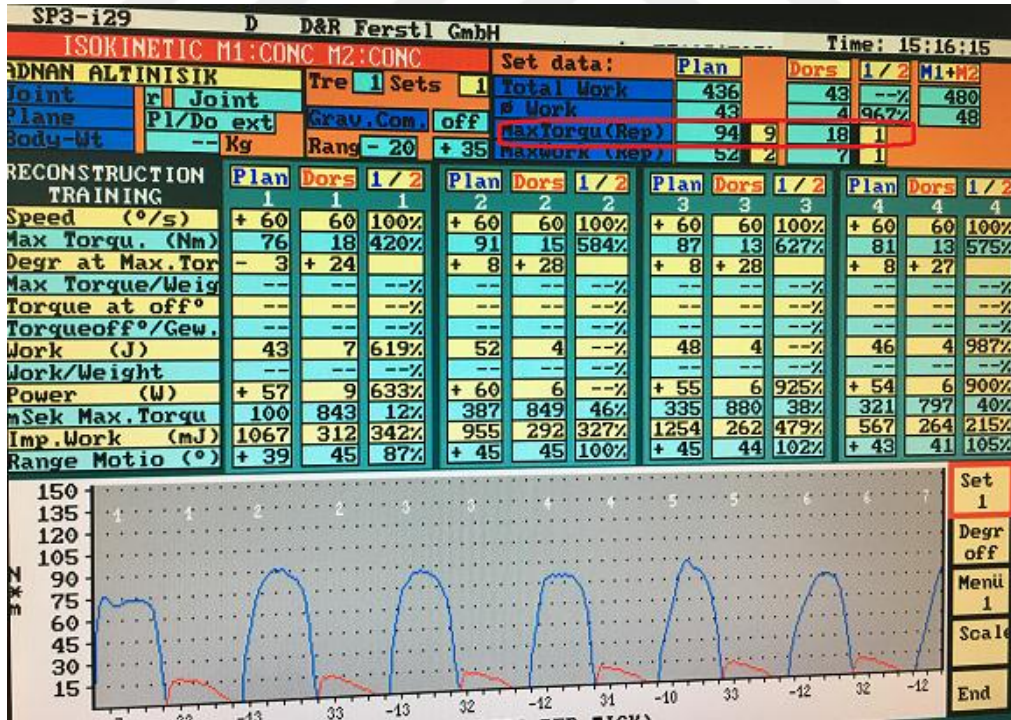
Sporcu test sırasında uyguladığı tork değerlerini monitörden eş zamanlı olarak takip eder. Aynı zamanda daha yüksek tork oluşturması için sözlü komutlarla sporcu motive edilir. Testler her iki ekstremite için yapılır, elde edilen maksimum tork değeri sporcunun kilosuna bölünüp 100 ile çarpılarak normalize edilir [61].



Resim 3.11. Diz fleksiyon -ekstansiyon ölçümü



Resim 3.12. Ayak bileği dorsal-plantar fleksiyon ölçümü



Resim 3.13. İsokinetik dinamometre veri seti

3.4.8. İstatistiksel analiz

Çalışmadan elde edilen verilerin analizi IBM SPSS 21. istatistiksel analiz paket programı kullanılarak yapıldı. Bağımsız değişkenler olarak kullanılan ayak tipi, aktif ayak bileği eklem hareket açıklığı dereceleri, pasif subthalar eklem hareket açıklığı dereceleri, ayakta rahat duruşta calcaneal pozisyon ve alt ekstremitte uyluk ve bacak kasları kuvvet değerleri, bağımlı değişken olarak statik denge becerisi skorları kullanılmıştır.

Ayak tipi dışında bulunan bağımsız değişkenler ile denge skorları arasındaki ilişkinin düzeyini incelemek üzere değişkenlerin normal dağılım gösterdiği durumda Pearson, normal dağılım gösterdiği durumda ise Spearman korelasyon katsayıları kullanılarak korelasyon analizleri yapılmıştır. Ayak tipi grupları arasında denge becerisi skorları arasında anlamlı bir farklılık olup olmadığı Kruskal Wallis tek yönlü varyans analizi ile hesaplanmıştır. Farklı branşlardaki sporcuları denge skorları ortalamalarını karşılaştırmak için ise Man Whitney U-Testi kullanılmıştır. Testlerde önemlilik düzeyi $p < 0.005$ olarak alınmıştır [62].

4. BULGULAR

4.1. Katılımcıların Demografik Özellikleri

Çalışmaya yaş ortalaması 20.7 ± 1.9 yıl olan 40 amatör sporcu katıldı. Katılımcıların boy ortalaması 176.4 ± 6.1 cm, vücut ağırlığı ortalaması 71.9 ± 10.6 kg olarak bulunmuştur (Tablo 4.1, 4.2).

Tablo 4.1. Amatör dövüş sporcularının demografik özellikleri

Değişkenler	n=20	
	$\bar{x} \pm SS$	min.- max.
Yaş (yıl)	19.9 ± 1.8	18-24
Boy uzunluğu (cm)	175.4 ± 6.5	163-188
Vücut ağırlığı (kg)	72.4 ± 13.5	52-100

Min=Minimum, Max=Maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

Tablo 4.2: Amatör futbolcuların demografik özellikleri

Değişkenler	n=20	
	$\bar{x} \pm SS$	min.- max.
Yaş (yıl)	21.5 ± 1.7	19-26
Boy uzunluğu (cm)	177.3 ± 5.6	168-188
Vücut ağırlığı (kg)	71.5 ± 6.9	60-87

Min=Minimum, Max=Maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

4.2. Katılımcıların Denge Becerisi Dağılımları ve Denge Skorlarının Karşılaştırılması

Katılımcıların flamingo denge testi sonuçları Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3: Flamingo Denge Testi Sonuçları

Flamingo Denge Testi (FDT) dk'dakihata sayısı	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.	p
n=20 Amatör Futbolcular Sağ Ayak	5.8±2.7	1-11	0,16
n=20 Amatör Dövüşçüler Sağ Ayak	7.2±3.5	0-13	
n=20 Amatör Futbolcular Sol Ayak	5.8±2.3	2-9	0,17
n=20 Amatör Dövüşçüler Sol Ayak	7.3±2.9	2-12	

p=Anlamlılık Düzeyi, * ($p<0.05$) n=katılımcı sayısı, min=minimum, max=Maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

4.3. Katılımcıların AAS Biyomekanik Parametrelerinin Dağılımları ve Flamingo Test Sonuçları Arasındaki İlişki

Katılımcıların ayakta calcaneal valgus açıları ve AAS pasif pronasyon ve supinasyon açıları ile ilgili veriler Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4: Ayakta Calcaneal Valgus Açılı ve AAS Pasif Pronasyon ve Supinasyon Açılı

Değişkenler	Ayakta Calcaneal Valgus Açılı		Pasif Pronasyon Açılı		Pasif Supinasyon Açılı	
	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.
Amatör Futbolcular Sağ Ayak n=20	6±2.7	0-12	7±5.1	0-20	26.4±7.9	15-45
Amatör Futbolcular Sol Ayak n=20	7±4.7	0-15	5±4.5	0-15	24.8±7.4	15-40
Amatör Dövüşçüler Sağ Ayak n=20	7.2±3.5	0-13	6±4.6	0-15	26.1±9	10-40
Amatör Dövüşçüler Sol Ayak n=20	7.3±2.9	2-12	7.1±5.2	0-16	27.7±10.9	12-65

n=katılımcı sayısı, min.=minimum, max.=maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

AAS dorsal-plantar fleksiyon açıları ile ilgili veriler Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5: AAS dorsal- plantar fleksiyon açıları

Değişkenler	AAS Dorsal Fleksiyon		AAS Plantar Fleksiyon	
	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.
Amatör Futbolcular Sağ Ayak n=20	9.2±3.9	0-16	56.1±9.3	40-70
Amatör Futbolcular Sol Ayak n=20	9.6±3.4	1-15	55.7±8.3	43-72
Amatör Dövüşçüler Sağ Ayak n=20	11.6±5.1	3-20	57.6±8.2	40-70
Amatör Dövüşçüler Sol Ayak n=20	12.2±4.8	3-20	58.9±7.4	45-75

n=katılımcı sayısı, min.=minimum, max.=maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

Amatör dövüşçüler ile amatör futbolcuların sağ AAS'nin biyomekanik parametreleri ile sağ ekstremite flamingo test sonuçları arasındaki ilişki Tablo 4.6.'da, sol AAS'nin biyomekanik parametreleri ile sol ekstremite flamingo test sonuçları arasındaki ilişki ise Tablo 4.7'de gösterilmiştir.

Tablo 4.6: Amatör dövüşçüler ile amatör futbolcuların sağ AAS'nin biyomekanik parametreleri ile sağ ekstremite flamingo test sonuçları arasındaki ilişki

Değişkenler	Amatör Dövüşçülerin Flamingo Denge Testi		Amatör Futbolcuların Flamingo Denge Testi	
	p	r	p	r
AAB Dorsal Fleksiyon Açısı	0,6	0,12	0,9	-0,12
AAB Plantar Fleksiyon Açısı	0,2	-0,26	0,8	0,33
Ayakta Calcaneal Valgus Açısı	0,03	-0,48	0,9	-0,2
AAS Pasif Pronasyon Açısı	0,3	-0,52	0,5	-0,14
AAS Pasif Supinasyon Açısı	0,01	-0,22	0,3	-0,2

*p <0.05 r: Spearman Korelasyon Katsayısı

Tablo 4.7: Amatör dövüşçüler ile amatör futbolcuların sol AAS'nin biyomekanik parametreleri ile sol ekstremite flamingo test sonuçları arasındaki ilişki

Değişkenler	Amatör Dövüşçülerin Flamingo Denge Testi		Amatör Futbolcuların Flamingo Denge Testi	
	p	r	p	r
AAB Dorsal Fleksiyon Açısı	0,5	0,14	0,6	-0,09
AAB Plantar Fleksiyon Açısı	0,8	0,04	0,2	-0,01
Ayakta Calcaneal Valgus Açısı	0,5	-1,41	0,03	0,22
AAS Pasif Pronasyon Açısı	0,2	0,10	0,3	0,002
AAS Pasif Supinasyon Açısı	0,6	-0,26	0,01	-0,23

*p <0.05 r: Spearman Korelasyon Katsayısı

4.4. Katılımcıların Ayak Postürü Dağılımları ve Ayak Postürü ile Flamingo Test Sonuçları Arasındaki İlişki

Katılımcıların navicular düşme testine göre ayak postürü dağılımı verileri Tablo 4,8'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8: Navicular düşme testine göre ayak postürü dağılımı

Değişkenler	Ayak Postürü Dağılımı		
	Pes Cavus	Pes Rectus	Pes Planus
Amatör Futbolcular Sağ Ayak n=20	n=1	n=10	n=9
Amatör Futbolcular Sol Ayak n=20	n=5	n=9	n=6
Amatör Dövüşçüler Sağ Ayak n=20	n=4	n=10	n=6
Amatör Dövüşçüler Sol Ayak n=20	n=3	n=9	n=8

n=katılımcı sayısı

Katılımcıların ayak postürünün denge becerisi üzerine etkisi Tablo 4,9'da gösterilmiştir.

Tablo 4.9: Ayak postürünün denge becerisi üzerine etkisi

Ayak Postürü	Amatör Dövüşçüler		Amatör Futbolcular	
	Sağ Flamingo Test Sonucu	Sol Flamingo Test Sonucu	Sağ Flamingo Test Sonucu	Sol Flamingo Test Sonucu
Pes Rectus				
Pes Planus	0.34	0.18	0.28	0.22
Pes Cavus				

Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$

4.5. Katılımcıların İsokinetik Maksimum İstemli Konsentrik Kontraksiyon Tork Değerleri (İMİKKTD)

Katılımcıların normalize edilmiş alt ekstremitte diz ekstansiyon ve fleksiyon isokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTD) Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10: Normalize edilmiş alt ekstremitte diz ekstansiyon ve fleksiyonisokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTD)

Değişkenler	Diz Ekstansiyon		Diz Fleksiyon	
	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.
Amatör Futbolcular Sağ Ayak n=20	286±47	150-360	213±37	149-268
Amatör Futbolcular Sol Ayak n=20	282±34	213-335	204±30	144-255
Amatör Dövüşçüler Sağ Ayak n=20	259±57	150-367	172±52	23-244
Amatör Dövüşçüler Sol Ayak n=20	262±42	189-345	179±35	101-230

n=katılımcı sayısı, min.=minimum, max.=maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

Katılımcıların normalize edilmiş alt ekstremitte ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyon isokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTD) Tablo 4.11’de verilmiştir.

Tablo 4.11: Normalize edilmiş alt ekstremitte ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyon isokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTD)

	Dorsal Fleksiyon		PlantarFleksiyon	
	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.	$\bar{x} \pm SS$	min.-max.
Amatör Futbolcular Sağ Ayak (n=20)	26±7	15-38	148±23	108-200
Amatör Futbolcular Sol Ayak (n=20)	30±6	18-43	150±24	113-213
Amatör Dövüşçüler Sağ Ayak (n=20)	23±9	13-52	148±34	70-201
Amatör Dövüşçüler Sol Ayak (n=20)	32±22	15-121	145±27	90-183

n=katılımcı sayısı, min.=minimum, max.=maksimum, SS=Standart Sapma, \bar{x} =ortalama

Amatör dövüşçülerin ve amatör futbolcuların sağ alt ekstremitte (İMİKKTD) değerleri ile flamingo test sonuçları arasındaki ilişki Tablo 4.12’de verilmiştir.

Tablo 4.12: Amatör dövüşçülerin ve amatör futbolcuların sağ alt ekstremitte (İMİKKTD) değerleri ile flamingo test sonuçları arasındaki ilişki

Değişkenler	Amatör Dövüşçülerin Flamingo Denge Testi		Amatör Futbolcuların Flamingo Denge Testi	
	p	r	p	r
Dorsal Fleksiyon(İMİKKTD)	0,58	-0,12	0,95	-0,01
Plantar Fleksiyon(İMİKKTD)	0,40	*-0,46	0,31	0,23
Diz Fleksiyon(İMİKKTD)	0,16	-0,32	0,73	-0,08
Diz Ekstansiyon(İMİKKTD)	0,28	0,22	0,68	-0,09

*p <0.05 r:Spearman Korelasyon Katsayısı

Amatör dövüşçülerin ve amatör futbolcuların sağ alt ekstremitte (İMİKKTD) değerleri ile denge becerileri arasındaki ilişki Tablo 4.13’de gösterilmiştir.

Tablo 4.13: Amatör dövüşçülerin ve amatör futbolcuların sağ alt ekstremitte (İMİKKTD) değerleri ile denge becerileri arasındaki ilişki

Değişkenler		Amatör Dövüşçülerin Flamingo Denge Testi		Amatör Futbolcuların Flamingo Denge Testi	
		p	r	p	r
Dorsal (İMİKKTD)	Fleksiyon	0,06	-0,42	0,26	0,26
Plantar (İMİKKTD)	Fleksiyon	0,10	-0,36	0,84	0,04
Diz (İMİKKTD)	Fleksiyon	0,55	-0,14	0,91	-0,02
Diz (İMİKKTD)	Ekstansiyon	0,46	-0,17	0,89	-0,03

*p <0.05 r:Spearman Korelasyon Katsayısı

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada amacımız önemli bir motorik beceri olan denge becerisi ile vücudun yer ile doğrudan temasta olan AAS segmentinin biyomekanik özelliklerinin arasındaki ilişkiyi ortaya çıkarmaktı. Bununla beraber ortaya attığımız bir diğer soru da farklı branşlardaki sporcuların denge becerileri arasında fark olup olmamasıdır.

Düzce Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesinde öğrenim gören 20 amatör futbolcu ile 20 amatör dövüş sporcusu çalışmamıza gönüllü olarak katıldı. Futbolcuların yaş ortalaması 21.5 ± 1.7 yıl, boy ortalaması, 177.3 ± 5.65 cm, ağırlık ortalaması ise 71.5 ± 6.9 kg'dır. Dövüş sporcularının ise yaş ortalaması 21.5 ± 1.7 yıl, boy ortalaması 177.3 ± 5.6 cm ve ağırlık ortalaması 71.5 ± 6.9 kg'dır. Futbol ve dövüş sporcuların demografik özelliklerinin birbiriyle örtüşmesi branşları denge yönünden karşılaştırırken sonuçların anlamlı olması yönünden bir avantajdı. Bunun yanında her branşın sporcularının da demografik özelliklerinin birbirine yakın olması ve antropometrik parametrelerinin standart sapmalarının düşük olması çalışmamız için ikinci bir avantajdı.

Katılımcıların denge becerilerini değerlendirdiğimizde Tablo 4.3'de görüldüğü üzere futbolcuların denge skorları dövüş sporcularının skorlarına göre daha iyi bulunmuştur. Dövüş sporlarının özellikle son yıllarda popüler olan Tai-Chi sporunun geriatrik bireylerde, karatenin veya judonun yetişkin bireylerde denge ve postural kontrolü geliştirdiğine dair yaygın çalışmalar adeta denge ve dövüş sporunu özdeşleştirmiştir [63, 64]. Yalnız, sporcu bireylerde yapılan birtakım çalışmalar spor branşının denge becerisi açısından daha etkin olduğunu bulgularken [65] birtakım çalışmalar etkinlik konusunda anlamlı bir fark bulgulamamıştır [66, 67].

Bu sonuçlar üzerinden değerlendirme yaparsak iki varsayım ortaya öne sürebiliriz. Bunlardan birincisi dövüş sporcularının antrenman kapsamından kaynaklanan bir kusur ki dövüş sporu katılımcılarının antrenman programlarının denge üzerine çalışmalara ağırlık vermemesi, ikincisi ise futbolun dövüş sporuna göre performansında denge becerisi üzerine sandığımızdan daha fazla geliştirici bir yönünün olmasıdır. Bu varsayımların kendi kapsamları doğrultusunda araştırılması denge ve spor branşları arasındaki ilişkiyi açıkça aydınlatacağını düşünüyoruz.

Tablo 4.4 ve Tablo 4.5’de sporcuların AAS biyomekanik parametrelerinin dağılımı verilmiştir. Görüldüğü üzere sporcuların AAS biyomekanik karakterleri birbirine benzemektedir. Tablo 4.6’da tüm sporcuların biyomekanik parametreleri ile denge skorları arasında yapılan korelasyon analizinde parametreler ile denge skorları arasında olumlu ya da olumsuz yönde bir ilişki saptanmamıştır.

Katılımcılar arasında denge skorları yönünden anlamlı bir farklılık bulgulamış olsaydık biyomekanik parametrelerin değerlendirilmesini anlamlı kılacaktı. Daha önce yapılan çalışmalarda ayak bileği dorsal fleksiyon açısının denge üzerinde etkin olduğuna dair çalışmalar mevcuttur [68, 69]. Bu teknik olarak da anlaşılabilir bir durum çünkü postüral kontrol sırasında kullanılan stratejilerden biri olan ayak-ayak bileği stratejisi ayak dorsal ve plantar salınımlarını gerektirir ve olası limitasyonlar bu salınımı olumsuz yönde etkileyebilir. Diğer parametreler üzerine yapılan çalışma ise pek yok gibidir bunu nedeni ise çalışmaların daha çok ayak postürü üzerine odaklanmasından dolayıdır.

Çalışmamızın kilit noktası ayak postürleri ve denge ilişkisi arasındaki ilişkiyi irdelemektir. Şöyle ki ayak postürleri olarak sınıflanan pes rectus (normal ayak), pes cavus (yüksek arklı ayak) ve pes planus (düşük arklı ayak) birtakım ortezlerle tıbbi boyutta düzeltilebilen veya modifiye edilebilen AAS’nin biyomekanik yapısıdır. Katılımcılar içinde farklı ayak postürleri Tablo 4.8’de gösterilmiştir. Tabloda görüldüğü üzere katılımcılarda pes planus oranı daha az ve her iki grupta da pes rectus yarı yarıya oranda gözükmektedir. Bu postürlerin denge becerisi üzerinde etkinliği ise Tablo 4.9 görüldüğü üzere yapılan istatistiksel analizde farklı ayak postürleri olan bireyler arasında denge becerileri skorları ortalamaları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Farklı ayak postürleri ve benzer denge skorları bize katılımcıların denge becerilerini ortaya koyarken ayak-ayak bileği stratejisi yanında kalça stratejisini kullandıklarını düşündürmüştür. Bu katılımcıların denge performanslarını alırken testi uygulayıcının bireylerin artrokinematik davranışlarını gözlemlemesi sırasında sübjektif bir bildirim ile en azından farklı çalışmalar için bir motivasyon oluşturmuştur. Şöyle ki katılımcıların postüral kontrolü sağlarken farklı alt ekstremite açısal paternler geliştirdiği görülmüştür, bu durum farklı denge stratejileri kullandıkları anlamına gelmektedir. Dolayısıyla sadece ayak postürleri değişkeni üzerinden denge becerisini değerlendirmek sanıyoruz ki daha dar bir bakış açısı oluşturmaktadır. Birde şöyle bir şey öne sürebiliriz; eğer kalça stratejisini kitleyip katılımcının sadece ayak-ayak bileği stratejisi üzerinden bir denge

performansı değerlendirmesini yapacak şekilde testi modifiye edebilirsek çalışmanın amacını ortaya koyacak daha nitelikli bir çalışma yapabiliriz. Literatüre baktığımızda ayak postürünün denge üzerinde etkisi olduğuna dair çalışmalar mevcuttur [60, 70]. Yalnız alışmalar yetişkin ve sedanter (düzenli egzersiz yapmayan bireyler) bireyler üzerine yoğunlaşmıştır. Bunun nedeni sporcu bireylerin fiziksel antrenmanlarla postürün getireceği farklılıkların diğer sistemleri devreye sokarak kompanse etmesi olabilir.

Tablo 4.10 ve Tablo 4.11’de katılımcıların izokinetik maksimum istemli konsentrik kontraksiyon tork değerleri (İMİKKTĐ) belirtilmiştir ve tüm sporcuların diz ekstansiyon, ayak bileği dorsal ve plantar fleksiyon değerleri benzer olsa da amatör dövüş sporcularının diz fleksiyon değerleri amatör futbolculara göre daha düşük çıktı. Tablo 4.12 ve 4.13’de görüldüğü üzere yapılan korelasyon analizi kuvvet ve denge arasında negatif yada pozitif bir ilişkiyi belirtmemektedir. Çalışmamızda alt ekstremite kuvvet performans değerlerini yansıması amacıyla izokinetik kuvvet ölçümlerini almıştık. Bu ölçümler, AAS biyomekanik farklılıkların veya ayak postürü farklılığının denge becerisi üzerine etkisinin belirlendiği bir durumda bunun kas kuvvetinden kaynaklanıp kaynaklanmadığını sınamak için kullanılacaktır.

Çalışmada öngörülen bir sonuçla karşılaşılmadığı için kuvvet-denge arasındaki ilişkiyi değerlendirmek üzere karşılaştırma yapılmıştır yalnız kuvvet ve denge arasında ilişki kurulamaması bu konuda yapılan çalışmaları pekiştirmektedir [36, 37]. şunu da göz ardı etmemek gerekir ki kuvvet denge arasındaki ilişki yaş ilerledikçe daha anlamlı bir ilişkiye dönüşüyor özellikle yaşlı bireylerde kuvvet egzersizleri denge becerilerinde yani riskinin azalmasında olumlu katkıda bulunduğu da ayrı bir tartışma konusudur [71, 72]

Çalışmanın bizim için en büyük avantajı çalışmanın başında elde edilen demografik verilerin ASS biyomekanik farklılıklar açısından gruplar arası karşılaştırma yapmak için homojen olmasıydı. Bilindiği üzere kilo ve boy vücudun ağırlık merkezini etkileyeceği için doğrudan dengeyi de etkileyecektir [73]. Grupların ve bireylerin denge becerileri yönünden anlamlı bir farklılığın olması çalışmamızın avantajını dezavantaja çevirdi.

Çalışmamızda elle tutulur bir sonuç olarak dövüş sporu yapanların denge becerilerinin futbol oynayan sporcularla karşılaştırıldığında düşük çıkmasıdır. Her ne kadar istatistiksel

açıdan bir farklılık olmasa da skorlar birbirinde farklıdır. Bu sonuç bizlere spor branşlarının kendi kapsamlarında denge üzerine ne kadar etkin bir iyileştirme yaptığını göstermektedir. İleride yapılacak çalışmalar denge becerisi performansı gereksinimi yüksek olan spor branşlarında, antrenman kapsamlarını denge becerisini iyileştirme doğrultusunda değiştirmeye yönelik sonuçlar karşımıza çıkartabilir. Bunun yanında örneklem sayısını artırıp çalışmayı daha anlamlı düzeye çekmek başka bir sonuç olarak kabul edilebilir. Ayak postürü üzerinden tasarladığımız sınıflamayı denge becerisi üzerinden de gerçekleştirmek denge becerisi farklı sporcuların bu farklılığa katkı sağlayan parametreleri değerlendirmek yapılacak yeni çalışmaların daha anlamlı olmasını sağlayacaktır.



6. KAYNAKLAR

1. Kline PW, Johnson DL, Ireland ML and Noehren B. Clinical predictors of knee mechanics at return to sport following ACL reconstruction. *Medicine and science in sports and exercise*, 2016. 48(5): p. 790.
2. McGuine TA, Greene JJ, Best T and Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2000. 10(4): p. 239-244.
3. Menz HB, Morris ME and S.R. Lord, Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 2005. 60(12): p. 1546-1552.
4. McIlroy W and Maki B. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics*, 1997. 12(1): p. 66-70.
5. Andrew TL. Closed Kinetic Chain Exercise. A Comprehensive Guide to Multiple-Joint Exercises. *Journal of Chiropractic Medicine*, 2002. 1(4): p. 200-200.
6. Dawe EJC and Davis J. (vi) Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 2011. 25(4): p. 279-286.
7. AbboudRJ. (i) Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 2002. 16(3): p. 165-179.
8. GarrickJ and Requa R. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clinics in sports medicine*, 1988. 7(1): p. 29-36.
9. Riegger CL. Anatomy of the ankle and foot. *Physical therapy*, 1988. 68(12): p. 1802-1814.
10. Schumacher SM and SchünkeMU. Prometheus Anatomi Atlası. Mehmet Y, Tania Marur (Editörler) 2007, İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi. 450-460
11. Loudon JK and Bell SL. The foot and ankle: an overview of arthrokinematics and selected joint techniques. *Journal of athletic training*, 1996. 31(2): p. 173.

12. Puffer JC. The sprained ankle. *Clinical cornerstone*, 2001. 3(5): p. 38-49.
13. Abboud R. (i) Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 2002. 16(3): p. 165-179.
14. Donatelli R. Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1985. 7(3): p. 91-95.
15. Razeghi M and Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & posture*, 2002. 15(3): p. 282-291.
16. Johanson MA, Greenfeld L, Hung C, Walters R, Watson C. The relationship between forefoot and rearfoot static alignment in pain-free individuals with above-average forefoot varus angles. *Foot & ankle specialist*, 2010. 3(3): p. 112-116.
17. Riemann BL and Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of athletic training*, 2002. 37(1): p. 80.
18. Kirby JL, Houston MN, Gabriner ML and Hoch MC. Relationships between mechanical joint stability and somatosensory function in individuals with chronic ankle instability. *The Foot*, 2016. 28: p. 1-6.
19. Van Deun S, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O and Peers KH. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. *The American journal of sports medicine*, 2007. 35(2): p. 274-281.
20. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ and Paul JP. What is balance? *Clinical rehabilitation*, 2000. 14(4): p. 402-406.
21. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 1995. 3(4): p. 193-214.
22. Riemann BL and Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 2002. 37(1): p. 71.
23. Hall JE. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book*. 2015: Elsevier Health Sciences.
24. Cattaneo D, De Nuzzo C, Fascia T, Macalli M, Pisoni I and Cardini R. Risks of falls

in subjects with multiple sclerosis. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2002. 83(6): p. 864-867.

25. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age and ageing, 2006. 35 (suppl_2): p. ii7-ii11.
26. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Physical therapy, 1987. 67(12): p. 1881-1885.
27. Cohen H, Blatchly CA and Gombash LL. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. Physical Therapy, 1993. 73(6): p. 346-351.
28. Peterka R. Sensorimotor integration in human postural control. Journal of neurophysiology, 2002. 88(3): p. 1097-1118.
29. Day B, Steiger MJ, Thompson PD and Marsden CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. The Journal of physiology, 1993. 469(1): p. 479-499.
30. Kuo AD and Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. Progress in brain research, 1993. 97: p. 349-358.
31. Tsigilis N, Douda H and Tokmakidis SP. Test-retest reliability of the Eurofit test battery administered to university students. Perceptual and motor skills, 2002. 95(3_suppl): p. 1295-1300.
32. Shu L, Hua T, Wang Y, Li Q, Feng DD and Tao X. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2010. 14(3): p. 767-775.
33. Kavounoudias A, Roll R and Roll JP . The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. Neuroreport, 1998. 9(14): p. 3247-3252.
34. Karadenizli ZI. The Effects of Plyometric Education Trainings on Balance and Some Psychomotor Characteristics of School Handball Team. Universal Journal of Educational Research, 2016. 4(10): p. 2292-2299.
35. Lord SR, WardJA, Williams P and Strudwick M. The Effect of a 12-Month Exercise Trial on Balance, Strength, and Falls in Older Women: A Randomized Controlled

- Trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 1995. 43(11): p. 1198-1206.
36. McCurdy K and Langford G. The relationship between maximum unilateral squat strength and balance in young adult men and women. *Journal of sports science & medicine*, 2006. 5(2): p. 282.
37. Kılavuz G. Sağlıklı genç erkeklerde denge yeteneği ve alt ekstremitte performans düzeyi arasındaki ilişkinin incelenmesi. 2013, Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
38. Willigenburg NW, McNally MP and Hewett TE. Quadriceps and hamstrings strength in athletes, in *Hamstring and quadriceps injuries in athletes*. 2014, Springer. p. 15-28.
39. Hogan KK, Powden CJ and Hoch MC . The influence of foot posture on dorsiflexion range of motion and postural control in those with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 2016. 38: p. 63-67.
40. Brown CN and Mynark R. Balance deficits in recreational athletes with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 2007. 42(3): p. 367.
41. Olmsted, LC and Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2004. 13(1): p. 54-66.
42. Cox JC. Traditional Asian martial arts training: a review. *Quest*, 1993. 45(3): p. 366-388.
43. Wolfson L, Whipple R, Derby C, Judge J, King M, Amerman P, Schmidt J and Smyers D. Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance. *Journal of the American Geriatrics Society*, 1996. 44(5): p. 498-506.
44. Ouergui I, Hssin N, Haddan M, Padulo J, Franchini E, Gmada N and Bouhlel E. The effects of five weeks of kickboxing training on physical fitness. *Muscles, ligaments and tendons journal*, 2014. 4(2): p. 106.
45. Tracey SY, Anderson DI, Hamel KA, Gorelick ML, Wallace SA and Sidaway B. Kicking performance in relation to balance ability over the support leg. *Human movement science*, 2012. 31(6): p. 1615-1623.
46. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle

- instability. *Journal of athletic training*, 2002. 37(4): p. 364.
47. Myer GD, Ford KR, Foss KDB, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, Divine JG and Hewett TE. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clinical biomechanics*, 2010. 25(7): p. 700-707.
 48. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW and Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2006. 36(12): p. 911-919.
 49. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine*, 2007. 37(6): p. 547-556.
 50. Chandler T and Kibler W. A biomechanical approach to the prevention, treatment and rehabilitation of plantar fasciitis. *Sports Medicine*, 1993. 15(5): p. 344-352.
 51. Pohl MB, Hamill J and IS. Davis, Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2009. 19(5): p. 372-376.
 52. Wearing SC, Smeathers JE, Urry SR, Hennig EM and Hills AP. The pathomechanics of plantar fasciitis. *Sports Medicine*, 2006. 36(7): p. 585-611.
 53. Kvist M. Achilles tendon injuries in athletes. *Sports Medicine*, 1994. 18(3): p. 173-201.
 54. Schaap G, De Keizer G and Marti K. Inversion trauma of the ankle. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 1989. 108(5): p. 273-275.
 55. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW and Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *The American journal of sports medicine*, 1999. 27(5): p. 585-593.
 56. Barbosa S, Maria CG, Barros AJD, Post CLA, Waitzberg DL and Heymsfield SB. Can bioelectrical impedance analysis identify malnutrition in preoperative nutrition assessment? *Nutrition*, 2003. 19(5): p. 422-426.
 57. Kranti PB. A study to associate the Flamingo Test and the Stork Test in measuring static balance on healthy adults. 2015.
 58. Garbalosa JC, McClure MH, Catlin PA and Wooden M. The frontal plane

- relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1994. 20(4): p. 200-206.
59. Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical Therapy*, 1988. 68(12): p. 1840-1849.
60. Cote KP, Brunet ME, Bruce MG and Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*, 2005. 40(1): p. 41.
61. Grace TG, Sweetser ER, Nelson MA, YdensLR and Skipper BJ. Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. A prospective blind study. *JBJS*, 1984. 66(5): p. 734-740.
62. Alpar R. Spor, sağlık ve eğitim bilimlerinden örneklerle uygulamalı istatistik ve geçerlik-güvenirlik. 2010: Detay Yayıncılık s. 200-250.
63. Tsang WW and Hui-Chan CW. Effect of 4-and 8-wk intensive Tai Chi Training on balance control in the elderly. *Medicine and science in sports and exercise*, 2004. 36(4): p. 648-657.
64. Filingeri D, Bianco A, Zangla D, Paoli A and Palma A. Is karate effective in improving postural control? 2012.
65. GerbinoPG, Griffin ED and Zurakowski D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait & posture*, 2007. 26(4): p. 501-507.
66. Bressel E, Yonker JC, Kras J and Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *Journal of athletic training*, 2007. 42(1): p. 42.
67. Holm I, Fosdahl MA, Friid A, Risberg MA, Myklebust G and Steen H. Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2004. 14(2): p. 88-94.
68. Hoch MC, Staton GS and McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2011. 14(1): p. 90-92.

69. Mecagni C, Smith JP, Roberts KE and O'Sullivan SB. Balance and ankle range of motion in community-dwelling women aged 64 to 87 years: a correlational study. *Physical Therapy*, 2000. 80(10): p. 1004-1011.
70. Al AbdulwahabSS and Kachanathu SJ. The effect of various degrees of foot posture on standing balance in a healthy adult population. *Somatosensory & motor research*, 2015. 32(3): p. 172-176.
71. Buchner DM, Cress ME, De Lateur BJ, Esselman PC, Margherita AJ, Price R and Wagner EH. The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 1997. 52(4): p. M218-M224.
72. Fukagawa NK, Wolfson L, Judge J, Whipple R and King M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 1995. 50(Special_Issue): p. 64-67.
73. Chow DHK, Kwok M LY, Cheng JCY, Lao MLM, HolmeAD, Au-YangA, Yao FYD and Wong MS. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait & posture*, 2006. 24(2): p. 173-181.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Ertuğrul ÇAKIR
Doğum Tarihi ve Yeri : 16.03.1978Adana
Yabancı Dili : İngilizce (YDS 72)
E-posta : ecakir904@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	Hacettepe Üniversitesi	2000
Lise		Manisa Anadolu Öğretmen Lisesi	1996