



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

**DOKTORA
TEZİ**

**FUTBOLCULARDA YORGUNLUĞUN ALT EKSTREMİTE
BİYOMEKANIĞI VE PROPRIYOSEPSİYONUNA ETKİSİ**

CİHAN BAYKAL

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

EKİM 2019



**FUTBOLCULARDA YORGUNLUĞUN ALT EKSTREMİTE
BİYOMEKANİĞİ VE PROPRIYOSEPSİYONUNA ETKİSİ**

Cihan BAYKAL

**DOKTORA TEZİ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

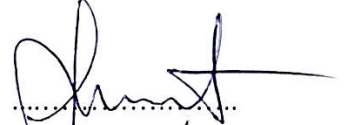
EKİM 2019

Cihan BAYKAL tarafından hazırlanan “FUTBOLCULARDA YORGUNLUĞUN ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİ VE PROPRIYOSEPSİYONUNA ETKİSİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Ömer ŞENEL

Beden Eğitimi ve Spor, Gazi Üniversitesi

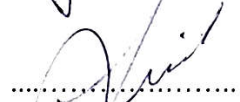
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan: Doç. Dr. Sürhat MÜNİROĞLU

Beden Eğitimi ve Spor, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Doç. Dr. Ebru ÇETİN

Beden Eğitimi ve Spor, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Doç. Dr. Velittin BALCI

Beden Eğitimi ve Spor, Ankara Üniversitesi

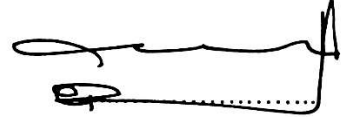
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Doç. Dr. Cengiz AKARÇEŞME

Beden Eğitimi ve Spor, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 02 / 10 / 2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Cihan BAYKAL

02 / 10 / 2019

FUTBOLCULARDA YORGUNLUĞUN ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİ VE PROPRİYOSEPSİYONUNA ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Cihan BAYKAL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2019

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, yorgunluğun futbolcuların oyun sırasında sıklıkla sergiledikleri vücut hareketlerinin kinematiğine ve propriyosepsiyona etkisini araştırmaktır. Bu amaç doğrultusunda, 15 erkek amatör futbolcunun ($21 \pm 2,47$ yaş, $71 \pm 8,30$ kg vücut ağırlığı, $179,2 \pm 5,62$ cm boy), sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve sürat koşusu eylemlerinin, bir futbola özgü yorgunluk protokolü (SAFT90) öncesinde ve sonrasında optik hareket yakalama sistemi kullanılarak 3B hareket analizleri yapılmıştır. Diz ve ayak bileği eklemi konum duyusunu (propriyosepsiyon) değerlendirmek üzere pasif konumlandırılmalı test pozisyonu ve aktif konumlandırılmalı cevaplama yöntemi kullanılmıştır. Hareket analizlerinden elde edilen kinematik veri ve eklem pozisyonu üretme hata puanlarının, yorgunluk öncesinde ve sonrasındaki değişiminin istatistiksel anlamlılığını ($p < 0,05$) test etmek için verisetine Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi uygulanmıştır. Hareket desenlerindeki değişimin, kas kuvvet ve dayanıklılık düzeyleriyle ilişkisini incelemek için katılımcıların alt ekstremite izokinetik kas kuvvet ve dayanıklılıkları bir izokinetik dinamometre kullanılarak ölçülmüştür. Elde edilen bulguların ilişkisi Spearman Korelasyon Analizi ile test edilmiştir. Yorgunlukla birlikte; hareketlerin belirli safhalarında, literatürde alt ekstremite yaralanmaları ile ilişkilendirilmiş, daha fazla diz abduksiyonu (diz valgus açısı) ve ekstansiyonu ile yere iniş, daha fazla diz ekstansiyonuyla koşma ve ani yön değiştirme ile yere inişte daha yüksek kalça fleksiyonu, diz fleksiyonu, ayak bileği dorsifleksiyonu, eversiyonu ve iç rotasyonu açısal hızları saptanmıştır. Bu kinematik değişimlerin bazılarıyla ayak bileği dorsifleksör/plantar fleksör (ayak bileği eversiyonu), diz fleksör/ekstansör (yere inişte diz ekstansiyonunun artması), kalça fleksör/ekstansör (koşuda diz ekstansiyonunun artması) ve kalça abdükör (diz valgus açısı) kas kuvvet ve dayanıklılığının ilişkisi bulunmuştur. Propriyosepsiyon değerlendirmelerinde yorgunluk sırasında diz eklem pozisyonu üretme hatasının istatistiksel olarak anlamlı artış gösterdiği bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, futbolcularda yorgunluğun alt ekstremite biyomekanik ve propriyosepsiyonuna olumsuz yönde etkisi olduğunu göstermektedir.

Bilim Kodu: 1301
Anahtar kelimeler: Futbol, yorgunluk, biyomekanik, propriyosepsiyon
Sayfa adedi: 141
Danışman: Prof. Dr. Ömer ŞENEL

THE EFFECTS OF FATIGUE ON LOWER EXTREMITY BIOMECHANICS AND PROPRIOCEPTION IN FOOTBALL PLAYERS

(Ph. D. Thesis)

Cihan BAYKAL

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

October 2019

ABSTRACT

In this study, in order to investigate the effects of fatigue on the kinematics of the body movements that football players frequently exhibit during the game and proprioception; jump and landing, sudden change of direction, shooting motion analyzes of 15 male amateur football players (21 ± 2.47 years, 71 ± 8.30 kg body weight, 179.2 ± 5.62 cm height) were performed using optical motion capture system before and after a football-specific fatigue protocol (SAFT90). Passive positioning test position and active positioning response method were used to evaluate knee and ankle joint position sense (proprioception). In order to test the statistical significance ($p < 0.05$) of the changes in the kinematic data obtained from motion analysis and joint position generation error scores before and after fatigue, Wilcoxon Signed Ranks Test was applied to the dataset. Isokinetic muscle strength and endurance of the lower extremities of the participants were measured using an isokinetic dynamometer in order to examine the relationship between changes in movement patterns and muscle strength and endurance levels. The relationship between the findings was tested with Spearman Correlation Analysis. With fatigue; associated with lower extremity injuries in certain stages of movements in the literature, landing with higher knee abduction (knee valgus angle), and extension angle, running and changing direction with higher knee extension angle, landing with higher hip flexion, knee flexion, ankle dorsiflexion, eversion, and internal rotation angular velocities were determined. Some of these kinematic changes include ankle dorsiflexor/plantar flexor (ankle eversion), knee flexor/extensor (increased knee extension at landing), hip flexor/extensor (increased knee extension in run), and hip abductor (knee valgus angle) muscle strength and endurance relationship was found. In proprioception evaluations, it was found that the error of generating knee joint position during fatigue showed a statistically significant increase. The results of this study show that fatigue has a negative effect on lower extremity biomechanics and proprioception.

Science Code: 1301
Key words: Football, fatigue, biomechanics, proprioception
Number of pages: 141
Supervisor: Prof. Dr. Ömer ŞENEL

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın oluşturulması ve gerçekleştirilmesi aşamalarında bana yol gösteren, ayrıca lisansüstü eğitimim süresince akademik anlamda bana çok önemli katkılar sağlayan tez danışmanım ve bölüm başkanım Prof. Dr. Ömer Şenel'e, çalışmanın yürütülmesine olanak veren, modern ve kapsamlı ölçüm cihazlarıyla donatılmış Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Sporda Performans ve Hareket Analizi Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı'nın kurulmasını ve bu laboratuvarıda çalışma imkanımı sağlayan fakülte dekanım Prof. Dr. Mehmet Günay'a ve fakülte yönetimine, uzun yıllardır gösterdiği güven ve dostane yaklaşımları sayesinde gerek mesleki gerek sosyal yaşantımda önemli yeri olan Prof. Dr. Zafer Çimen'e, alana ait bilgi birikimini paylaşıp, sağladığı motivasyon ve kılavuzluğu sayesinde bu zorlu araştırma sürecinin altından kalkmamda büyük pay sahibi olan Doç. Dr. Ebru Çetin'e, çalışmanın birçok aşamasında fikirlerini paylaşan, uygulanan ölçümlerde yardımını esirgemeyen arkadaşlarım Dr. Sümer Alvrdu, Dr. Oğuz Kaan Esentürk ve Okan Kamış'a, laboratuvar ve test düzenlerinin oluşturulmasında gönüllü katılımlarından dolayı Mevlüt Oğulcan Sevindik'e, araştırma grubunun oluşturulmasındaki katkılarından dolayı Derviş Şahin'e teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, hep yanımda olup beni motive eden, sonsuz sevgi ve desteğini her zaman hissettiren ve tüm kazanımlarımı borçlu olduğum sevgili ailem ile çalışmalarım süresince bana sabırla destek olan Ceyda Kuloğlu'na şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Futbolun Biyomekaniği	7
2.1.1. Şut Çekmenin Biyomekaniği	8
2.1.2. Ani Yön Değiştirmelerin Biyomekaniği	12
2.1.3. Sıçrama ve Yere İnmelerin Biyomekaniği.....	17
2.1.4. Koşu Biyomekaniği	18
2.2. Propriyosepsiyon	23
2.2.1. Sensorimotor Kontrolde Propriyosepsiyonun Rolü	24
2.2.2. Proprioseptörler.....	25
2.2.3. Değişmiş Propriyosepsiyonun Nedenleri.....	26
2.2.4. Değişmiş Propriyosepsiyonun Sonuçları	28
2.2.5. Propriyosepsiyonun Değerlendirilmesi.....	29
2.3. Yorgunluk.....	31
2.3.1. Yorgunluk ve kas aktivitesi	33
2.3.2. Futbolda Yorgunluk	35
2.4. Futbolda Alt Ekstremitte Yaralanmaları	40

2.4.1. Futbolla İlgili Yaralanmaların Biyomekaniği	41
3. YÖNTEM.....	57
3.1. Araştırma Grubu ve Çalışma Dizaynı	57
3.2. Verilerin Toplanması.....	58
3.2.1. Antropometrik Ölçümler.....	60
3.2.2. İzokinetik Kuvvet ve Dayanıklılık Ölçümleri.....	60
3.2.3. Propriyosepsiyon Ölçümleri	64
3.2.4. Hareket Analizleri	66
3.2.5. Yorgunluk Protokolü	71
3.3. Verilerin Analizi.....	73
4. BULGULAR	75
4.1. Kinematik Veri	75
4.1.1. Sıçrama ve Yere İnme.....	75
4.1.2. Ani Yön Değiştirme	77
4.1.3. Şut Çekme	77
4.1.4. Sürat Koşusu	78
4.2. İzokinetik Kuvvet ve Dayanıklılık	78
4.3. İzokinetik Kuvvet ve Dayanıklılığın Kinematik Değişikliklerle İlişkisi.....	79
4.3.1. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyonu	79
4.3.2. Diz Fleksiyon ve Ekstansiyonu.....	80
4.3.3. Kalça Fleksiyon ve Ekstansiyonu	81
4.3.4. Kalça Abdüksiyon ve Addüksiyonu	82
4.4. Propriyosepsiyon	83
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	85
KAYNAKLAR	93
EKLER.....	133
EK – 1. Etik Kurul Raporu	134

EK – 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	137
ÖZGEÇMİŞ	141

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1 Katılımcı bilgileri	57
Çizelge 3.2 SAFT ⁹⁰ ve maç sırasında kapsanan mesafeler	72
Çizelge 4.1 ÇAS hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler	76
Çizelge 4.2 TAİ hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler	76
Çizelge 4.3 YAYD hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler	77
Çizelge 4.4 ŞA hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler	77
Çizelge 4.5 SK hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler	78
Çizelge 4.6 Katılımcıların izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleri	78
Çizelge 4.7 Bilek dorsifleksör kuvvet / dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi	80
Çizelge 4.8 Bilek plantar fleksör kas dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi	80
Çizelge 4.9 Diz fleksör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi	81
Çizelge 4.10 Diz ekstansör kas kuvveti ile kinematik değişim ilişkisi	81
Çizelge 4.11 Kalça fleksör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi ...	82
Çizelge 4.12 Kalça ekstansör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi.	82
Çizelge 4.13 Kalça abdüktör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi.	83
Çizelge 4.14 Kalça addüktör kas dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi	83
Çizelge 4.15 Ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri	83
Çizelge 4.16 Ön test/son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri karşılaştırması.	84
Çizelge 4.17 Ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri ilişki testi ..	84

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Şut çekmenin evreleri. (a) geri salınım, (b) bacağın gerilmesi, (c) bacağın hızlanması ve topa teması, (d) takip	9
Şekil 2.2. YAYD hareketi. (a) yaklaşma, (b) yön değiştirme ayağının yere teması, (c) ayağı yerden kalkması, (d) yeni yönde koşu	13
Şekil 2.3. ÇAYD hareketi. (a) yaklaşma, (b) yön değiştirme ayağının yere teması, (c) ayağı yerden kalkması, (d) yeni yönde koşu	13
Şekil 2.4. Sıçrama ve yere inme. (a) ilk hareket anı, (b) maksimum diz fleksiyonu, (c) kalkış, (d) maksimum sıçrama yüksekliği, (e) iniş	17
Şekil 2.5. Koşma hareketinin evreleri. (a) ayağın yerle teması, (b) ayağın yerden kalkması, (c) diğer ayağın yerle teması, (d) ayağın yerden kalkması	19
Şekil 3.1. Kameraların yerleşimi. (a) Laboratuvarın fotoğrafı, (b) Vicon Nexus programında deney alanının görünümü	66
Şekil 3.2. Hareket yakalama kıyafeti ve işaretçilerin yerleştirildiği anatomik Pozisyonlar	66
Şekil 3.3. ÇAS görevi biyomekanik iş akışı	68
Şekil 3.4. AYD görevlerini uygulama parkurunun gösterimi	70
Şekil 3.5. ŞA görevlerinin uygulandığı alanın gösterimi	71
Şekil 3.6. Yorgunluk protokolü parkuru	72
Şekil 3.7. Yorgunluk protokolü multimedyasından ekran görüntüleri	73

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Kalça fleksör ve ekstansör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü	61
Resim 3.2. Kalça abdüktör ve addüktör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü	62
Resim 3.3. Diz fleksör ve ekstansör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü	63
Resim 3.4. Ayak bileği plantar fleksör ve dorsifleksör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü	64
Resim 3.5. Propriyosepsiyon ölçümleri. (a) ayak bileği, (b) diz	65

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklama
AYD	Ani yön değiştirme
ÇAS	Çift ayak yere inme ve sıçrama
ÇAYD	Çaprazlama adım yön değiştirme
FIFA	Uluslararası Futbol Federasyonları Birliği
EMG	Elektromiyografi
kg	Kilogram
m	Metre
MAZ	Miyosin ağır zincir
MGK	Maksimum gönüllü kasılması
mm	Milimetre
mmol/l	Milimol / litre
MSS	Merkezi sinir sistemi
MUP	Motorla uyarılmış potansiyel
Nm	Newtonmetre
ÖÇB	Ön çapraz bağ
pH	Hidrojen gücü (power of hydrogen)
SAEF	Sadece ayırt edilebilir fark
SK	Sürat koşusu
SMUP	Servikomedüller motorla uyarılmış potansiyel
sn	Saniye
TAİ	Tek ayak iniş
YAYD	Yana adım yön değiştirme
YTK	Yer tepki kuvveti

1. GİRİŞ

Futbol, dünyada katılımcı ve izleyici sayısı en yüksek spordur. Futbolun yönetim organı Fédération Internationale de Football Association (FIFA), 21. yüzyılın başında yaklaşık 265 milyon futbolcu ve futbolla ilgilenen 1,3 milyardan fazla insan olduğunu [1]; 2010'da dört ay süren Dünya Kupası finallerinin 26 milyar kez izlendiğini bildirmiştir [2]. Bu popüler oyun, top ile veya topsuz olarak çeşitli insan hareketi kalıplarını içerir. Bu hareketler nispeten basit yürüme ve koşu becerilerinden, şut çekme, yön değiştirme ve kafa vuruşu karmaşık motor becerilerine kadar değişebilir. Futbol, aerobik ve anaerobik metabolik süreçlerin sıklıkla kullanıldığı; kuvvet, dayanıklılık, sürat, hareketlilik ve koordinasyon gibi temel motorik özelliklerin performansa birlikte etkide bulunduğu; düşük, orta ve yüksek şiddetli hareketlerden oluşan; karmaşık fizyolojik gereksinimleri olan bir spor disiplindir [3].

Futbolun fizyolojik talepleri yoğun bir şekilde incelenmiştir. Elit oyuncuların bir oyun sırasında toplam 9 - 12 km'lik bir mesafeyi kapsadığı [4-10], yüksek hızdaki yaklaşık 220 koşu dahil bir oyun sırasında ortalama 1350 aktivite gerçekleştirdiği [9] gösterilmiştir. Koşmanın yanı sıra, top sürme, ikili mücadele ve kafa vuruşu gibi diğer oyunla ilgili ve enerji gerektiren aktiviteler de oyunculardaki genel taleplere katkıda bulunur [4, 11]. Bir futbol maçı yüksek yoğunluklu efor sarfiyatları ile uzun süren aktivite sürelerini (45 dakikalık devreler) içerir. Ortalama olarak, bir oyun sırasındaki aerobik yükleme, maksimum oksijen alımının yaklaşık %75'i kadardır [4, 10, 12] ve anaerobik sistem oyunun yoğun dönemlerinde yüksek oranda kullanılır [4, 9, 11, 13, 14]. Bu nedenle, bu faaliyet sadece kısa vadeli enerji kaynaklarını kullanmak ve laktat oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda enerji rezervlerini de tüketir. Ek olarak, ihtiyaç duyulan sık koşular ve sıçramalar, alt ekstremitelerdeki kuvvetleri yürümeye kıyasla artırır [15]. Yürüme sırasında dikey yer tepki kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık 1,2 katıdır. Bu değer koşu sırasındaki vücut ağırlığının 2,5 katına [16], sıçrama sırasında 4 katına çıkar [17].

Yorgunluk, kasların verilen bir görev için gerekli mekanik işi sürdürememesi olarak tanımlanabilir [18]; motor ve algısal süreçleri etkileyen performans kısıtlayıcısı olarak düşünülebilir [19-21]. Bu olumsuz etki genellikle, oyuncunun, kas kuvvet kapasitesinin azalması ve koordinasyonunun değişmesine neden olan fizyolojik ve metabolik sebeplerden dolayı, oyuna özgü eylemler gerçekleştirme yeteneğinin azalması olarak ifade edilir [19, 22,

23]. Yorgunluğun, kas kuvveti [24-27], hareket kontrolü ve propriyosepsiyon [28-32], denge ve koordinasyondaki düşüşler [33-36] yoluyla performansı azalttığı bilinmektedir. Yorgunluk aynı zamanda, biyomekanik laboratuvarında test edildiğinde ayak, ayak bileği, diz ve kalçanın konumlarında değişikliklere neden olan [37] motor kontrolündeki bir düşüşle de bağlantılıdır [38, 39]. Yorgunluğun ayrıca yaş, cinsiyet ve vücut kitle indeksi gibi diğer içsel faktörler arasında düşme ve akut yaralanma riskini artıran önemli bir faktör olduğu düşünülmektedir [40]. Bununla birlikte yorgunluk, oyuncunun oyun sırasında karar verme yetisini sınırlandırabilir ve oyuncunun çaba sırasındaki bilişsel tepki analizinde önemli bir faktördür [19-22, 41]. Kas lifleri yorgun olduklarında enerjiyi emme kapasitelerinde düşüş olur, bu da sporcuların yaralanma ihtimalini artıran daha sert bir diz ve daha büyük kuvvetleri içeren değişmiş nöromusküler işlev ile yere iniş yapmalarına sebep olur [42-44]. Bu nedenle, nöromusküler yorgunluk, dinamik eklem stabilizasyonunu ve vücudun yaralanmalardan doğal korunma yollarını etkileyebilir [26, 42, 43, 45, 46]. Önceki çalışmalar da yorgunluğun kalça, diz ve ayak bileği yaralanma riskini artırabileceğini göstermektedir [39, 47].

Belirli bir dokuya uygulanan stres (kuvvet) kritik bir sınırı (oyuncunun kapasitesini) aştığında, yaralanma meydana gelir. Futbolda sık karşılaşılan yaralanmaların, genellikle yorgunluğun olduğu dönemlerde gerçekleşiyor olması, yaralanmayla yorgunluk arasında bir ilişki olabileceği olgusunu düşündürmektedir. Futbol maçları veya antrenmanlarının sonuna doğru daha yüksek bir yaralanma oranının olduğu ve daha ağır yaralanmaların meydana geldiği görülmüştür [48, 49]. Örneğin, ayak bileği [39, 50, 51], diz [48, 52, 53], uyluk [51] yaralanmalarının yarısından fazlası, futbol maçının ilk ve ikinci yarısının son 15 dakikasına yakın bir yerde gerçekleştiği bildirilmiştir. Bu nedenle futboldaki yorgunluk, bilimsel ilgiyi artıran önemli bir faktördür [19-22, 54].

Popülerliğinin yanı sıra futbol, sporla ilgili tüm yaralanmaların dörtte biri ile yarısından sorumlu olacak düzeyde yüksek yaralanma oranına sahiptir [55-57]. Yaralanmaların finansal ve kişisel maliyetlerini ve rekabete dönüşteki gecikmeleri göz önünde bulundurarak, futbolla ilgili yaralanmaların önlenmesine ve yaralanan sporcunun rekabete güvenli bir şekilde geri dönüşünü teşvik etmek için rehabilitasyon önlemlerinin geliştirilmesine artan bir ilgi vardır. Örneğin; ön çapraz bağ (ÖÇB) hasarının yıllık insidansı yalnızca Amerika Birleşik Devletleri'nde 200 000 kadar yüksektir [58] ve ameliyat maliyetinin yılda 1-1,5 milyar dolar olduğu tahmin edilmektedir [59]. Maalesef, başarılı bir ÖÇB rekonstrüksiyonu yapılan

sporcular bile, erken diz osteoartritinin bulgularını göstermektedir [60]. ÖÇB yaralanmalarının önlenmesi amacıyla, hedeflenen popülasyonlarda değiştirilebilir nöromusküler risk faktörlerini hedef alan programlar geliştirilmiştir [61-64]. Ne olursa olsun, sporculardaki genel ÖÇB yaralanma oranlarında bir azalma olmamıştır [65]. Bu, yaralanma riskine ilişkin temel faktörlerin bu programlara dahil edilmediğini göstermektedir. Futbolcuların, müsabakalarda teknik verimliliğini koruyabilmesi ve yaralanmalardan kaçınabilmesi için bu yüksek fizyolojik ve biyomekanik talepleri karşılayabilmesi gerekmektedir. Uzun ve zorlayıcı antrenman programlarının amacı bu talepleri karşılayabilecek fiziki durumu yaratmak olsa da yaralanma oranlarında bir düşüş gözlemlenmemesi, bu programlar hazırlanırken bazı değişkenlerin göz ardı edildiği gerçeğini düşündürmektedir. Bununla birlikte, sporun karmaşıklığı bu önlemlerin oluşturulmasını başarması zor bir görev haline getirmektedir.

Propriyosepsiyon, cilt ve kas iskelet yapılarından gelen ağrı, dokunma ve sıcaklık hislerini de içeren somatosensör sistemin bir alt sistemidir [66]. Vücudun kendi pozisyon ve hareket duygusu olup, vücut segmentinde statik pozisyon (eklem pozisyon duygusu), yer değiştirme (kinestezi), hız, ivmelenme ve kuvvet veya çabanın (kuvvet duygusu) kassal duygusunu içerir [67, 68]. İyi adapte edilmiş motor hareketler, tüm duyuşal sistemlerden, özellikle propriyosepsiyon dahil olmak üzere; görsel, vestibüler ve somato-duyuşal sistemlerden gelen bozulmamış ve iyi bütünleştirilmiş bilgiler gerektirir [69, 70]. Bozulmuş propriyosepsiyonun, ağrı, efüzyon ve travmanın yanı sıra yorgunlukla ilişkili olduğu bulunmuştur. Yorucu egzersiz (özellikle eksantrik çalışma) yaptıktan sonra görülen yaygın bir olgu, bozulmuş propriyosepsiyonu gösteren denge kaybı, ince motorik görevlerde sakarlık ve zorluk deneyimidir [71-74]. Bu nedenle, sporcular için bozulmuş propriyosepsiyonla fiziksel işlerin yapılması sırasında ve sonrasında yaralanma riskinde artış potansiyeli bulunmaktadır [75] ve propriyosepsiyonun iyileştirilmesine yönelik eğitim, düşük yaralanma riskiyle ilişkilendirilmiştir [76]. Bu nedenle propriyosepsiyonu hedef alan müdahaleler, kas-iskelet sistemi hastalıklarının önlenmesi ve rehabilitasyonu ile ilgilidir.

Bu çalışmanın ana yapısı; yorulan futbolcuların, maç ve antrenmanlarda sıklıkla uyguladıkları eylemlerin hareket desenlerinde ve bu hareketlerin kontrol yapılarında değişiklik olduğu hipotezi üzerine kurulmuştur. Bu kapsamda, “tanımlayıcı laboratuvar çalışması” olan bu araştırmada, futbolcuların, sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve düz koşu eylemlerini gerçekleştirirken sergiledikleri hareket desenlerinin ve

propriyosepsiyonun, bir yorgunluk protokolü sonrasında değişip değişmediği incelenmiştir. Bu amaçla 15 amatör erkek futbolcunun ($21 \pm 2,4$ yaş, $179,2 \pm 5,6$ cm boy, $71,07 \pm 8,3$ kg vücut ağırlığı) katılımıyla Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Sporda Performans ve Hareket Analizi Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilen araştırma, şu prosedürle yürütülmüştür: (1) Katılımcının hazırlanması (hareket yakalama kıyafetini giymesi ve yansıtıcı işaretçilerin belirli 39 anatomik pozisyona sabitlenmesi) ve antropometrik verilerin toplanması, (2) ısınma protokolünün uygulanması, (3) eklem pozisyonu üretme yöntemiyle, izokinetik dinamometre kullanılarak diz ve ayak bileği eklemi pozisyon duyusunun değerlendirilmesi, (4) 3B hareket analizi için hareket yakalama sistemi kullanılarak, katılımcıların sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve koşu denemelerinin kaydedilmesi, (5) kalça fleksör ve ekstansör, kalça abdüktör ve addüktör, diz fleksör ve ekstansör, ayak bileği plantar fleksör ve dorsifleksör kaslarının izokinetik kas kuvveti ve dayanıklılığı ölçümlerinin $60^\circ/\text{s}$ ve $180^\circ/\text{s}$ (ayak bileği için $30^\circ/\text{s}$ ve $120^\circ/\text{s}$) açısal hızlarıyla izokinetik dinamometre kullanılarak yapılması, (6) katılımcıların futbola özgü yorgunluk protokolünü (SAFT⁹⁰) uygulaması, (7) yorgunluk durumundayken katılımcıların sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve koşu denemelerini tekrar etmesi, (8) yorgunluk durumundayken katılımcıların diz ve ayak bileği eklemi pozisyon duyusunun tekrar değerlendirilmesi. Katılımcı grubunun laboratuvar ortamında sergiledikleri hareket desenlerinin gerçek spor ortamındakileri tam olarak yansıttığı, gerçekleştirilen yorgunluk protokolünün futbol oyununda oluşan yorgunluğu tam olarak simüle ettiği, saptanan propriyosepsiyon özelliklerinin gerçek spor ortamındaki propriyosepsiyon özelliklerine benzediği ontolojik ve metodolojik varsayımları, çalışmanın sayıltıları olarak kabul edilmiştir.

Yorgunluğun hareket desenleri üzerine etkilerini incelemek üzere yapılmış çalışmalarda çelişkili sonuçlar bulunmaktadır [26, 31, 38, 45, 77-90]. Bu biyomekanik cevaplardaki tutarsızlıkların nedeni, çalışmalarda farklı yorgunluk protokollerinin uygulanması olabilir. Bazı çalışmalar alt ekstremitelerin spesifik kas gruplarında yorgunluk oluşturmak için [26, 31, 38, 45, 78, 79, 82-86], bazıları ise genel vücut yorgunluğunu teşvik etmek için [87-90] tasarlanmıştır. Katılımcıların ulaştığı asgari yorgunluk miktarı da değişkenlik göstermiştir. Önceki çalışmalarda, katılımcılardan aynı aktiviteyi (veya bir dizi faaliyeti) devam ettiremeyecekleri tükenmişlik düzeyine kadar [38, 45, 78, 86], belli sayıda denemeyi tamamlayana kadar [84, 87, 88, 90] veya dinlenik performansının %80'inin üzerine çıkamayacakları düzeye kadar [82, 85, 89] tekrar etmeleri istenmiştir. Bu tür yorgunluk

protokollerinin hiçbirisi futbol maçları gibi gerçek durumlarda yaşananlara benzer yanıtlar yaratamaz. İzole/bölgesel kas yorgunluğu, alt ekstremitede genel nöromusküler kontrol değişikliklerinin anlaşılmasını ele almaz ve yüksek yoğunluklu protokoller muhtemelen laktat birikmesi tarafından yönlendirilen periferik bir yorgunluk etkisi oluşturur. Bu çalışmada ise bir futbol maçını en doğru şekilde simule etmek için önerilen [91] ve futbol maçının yorgunluğunu tekrarladığı onaylanmış [24] bir protokol olan SAFT⁹⁰ kullanılmıştır.

Yorgunluğun hareket desenleri ve/veya kas aktiviteleri üzerindeki etkilerinin tutarsız bulgularla sunulmasının bir diğer nedeni ise hareket analizlerinin farklı yöntemler benimsenerek yapılmasıdır. Bu metodolojik farklılıklar; sıçrama testlerinin tek/çift bacakla, dikey/yatay doğrultuda, farklı yüksekliklerden yapılması; ani yön değiştirme testlerinin farklı koşu hızlarıyla farklı açılardaki yönlere yapılması; şut çekme testlerinin farklı yaklaşma adımlarıyla, farklı hedef zorluklarına, farklı vuruş teknikleriyle yapılması; koşu testlerinin de yine farklı koşu tempolarıyla farklı ortamlarda (koşu bandı, koşu pisti, vb.) yapılmasından kaynaklanıyor olması muhtemeldir.

Bu araştırmanın amacı; yaralanmayla yüksek bir ilişki içerisinde bulunan yorgunluğun, vücut hareketlerinin kinematiğine ve propriyosepsiyona ne denli etkide bulunduğunu araştırmaktır. Elde edilen bulguların, hem teknik verimliliği düşüren hem de yaralanma ihtimalini artıran bu değişikliklerin oluşum mekanizmalarını anlamak, oluşumunu engellemek üzere yeni ve bu ihtiyaca yönelik antrenman ve rehabilitasyon programları geliştirmek için aydınlatıcı bilgiler sunacağı düşünülmektedir. Literatür taramasında, futbol maçlarında sıklıkla uygulanan hareketlerin kinematiklerinin yorgunluğa bağlı değişimini çözümleyip, katılımcıların kas kuvvet ve dayanıklılık özellikleriyle ilişkisini inceleyen çalışmaların yetersizliği görülmüştür. Ek olarak, belirli yorgunluk seviyesinde saptanmış propriyosepsiyon değişiklikleriyle, hareket kalıplarındaki değişiklik arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalara rastlanamamıştır. Bu geniş ölçüm kapsamının; farklı hareket kalıplarının, farklı yorgunluk düzeylerinde farklı ölçüm yöntemleri kullanılarak ölçüldüğü çalışmaların sunduğu tutarsız ve karşılaştırması zor bulguların yerine; sabitlenmiş katılımcı ve yorgunluk düzeylerinde belirli hareket kalıplarının incelenmesi, daha karşılaştırılabilir ve tutarlı bir veri meydana getireceği düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Bu bölümde, futbolun biyomekaniği, propriyosepsiyon, yorgunluk ve futbolda görülen alt ekstremitte yaralanmaları hakkında literatür bilgisi sunulmuştur. İlk kısım, şut çekme, ani yön değiştirme, sıçrama ve yere inme, sürat koşusu gibi futbolun doğasında olan ve sıklıkla uygulanan hareketlerin tanımları ile hareket kalıplarının biyomekanik ve kinezyolojik modellerini ele almaktadır. İkinci kısımda, propriyosepsiyonun tanımı ve fizyolojisi ile değişmiş/bozulmuş propriyosepsiyonun neden ve sonuçları aktarılmıştır. Ayrıca propriyosepsiyonun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerin bir derlemesi sunulmuştur. Üçüncü kısım, yorgunluğun tanımı, oluşum ve etki mekanizmaları hakkındaki güncel literatür bilgisini içermekte, yorgunluğu futbol maçı özelinde ele almakta ve yorgunluk-yaralanma ilişkisini güncel araştırma sonuçları ışığında incelemektedir. Dördüncü ve son kısımda ise futbolda görülen alt ekstremitte yaralanmaları ve bu yaralanmaların biyomekaniğinin şut çekme, ani yön değiştirme, sıçrama/yere inme ve koşma hareketleri özelinde irdelenmesi aktarılmıştır.

2.1. Futbolun Biyomekaniği

Spor biyomekaniği, yaralanma riskini en aza indirmek ve atletik performansı artırmak için spor hareketlerinin ayrıntılı bir analizini içerir ve insan hareketlerinin mekaniğinin analizi ile ilgili bir bilim alanıdır. Spor aktiviteleri sırasındaki insan hareketinin tanımlaması, ayrıntılı hareket analizi ve değerlendirilmesi ile yapılır. Bu biyomekanik alt alanında, matematiksel modelleme, bilgisayar simülasyonu ve ölçüm yoluyla atletik performansın daha iyi anlaşılması için mekaniğin yasaları uygulanır. Mekanik, hareketin tanımı ve kuvvetlerin nasıl hareket oluşturduğuyla ilgilenen bir fizik dalıdır. Biyomekanik, biyolojik sistemlerin yapısının ve işlevinin mekanik yöntemlerle incelenmesidir. Başka bir deyişle, spor biyomekaniği, insan vücudunun yaptığı hareketi nasıl ve neden yaptığını açıklayan bilimdir. Spor ve egzersizde, bu tanım genellikle sporcular ile ekipman ve çevre arasındaki etkileşimi de göz önünde bulundurmak için genişletilir. Özet olarak spor biyomekaniği; atletik performansın artırılması için en uygun tekniğin belirlenmesi, belli bir spor veya egzersiz görevini gerçekleştirmek için en güvenli yöntemi belirlemek üzere vücut kuvvet yüklenmelerinin analiz edilmesi, kas alımı ve yüklenmesinin değerlendirilmesi, spor ve egzersiz ekipmanları ve yüzeylerinin analiz edilmesi gibi çalışmalarla atletik performansı artırmak veya yaralanma riskini azaltmak için kullanılır.

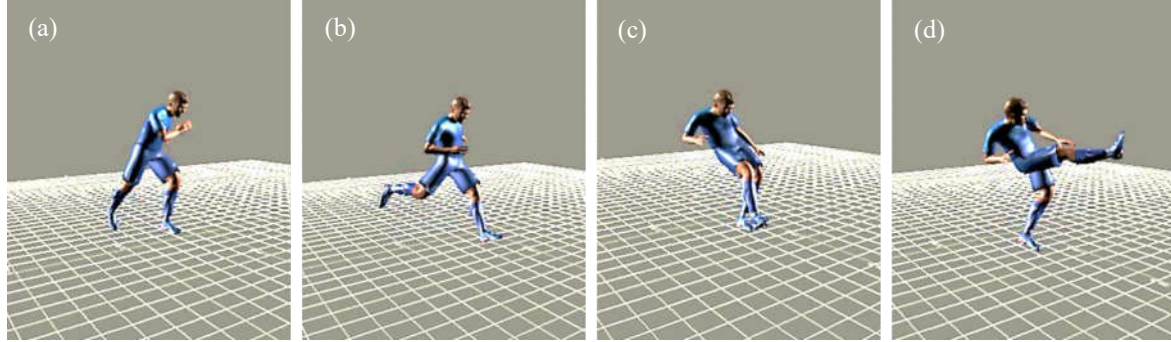
Futbol oyunu, top ile veya topsuz olarak çeşitli insan hareketi kalıplarını içerir. Bu hareketler nispeten basit yürüme ve koşu becerilerinden, şut çekme, yön değiştirme ve kafa vuruşu karmaşık motor becerilerine kadar değişebilir. Şut çekme, ani yön değiştirme, kafa vuruşu ve koşma hareketlerinin analizini yapmak; futboldaki fiziksel talepleri incelemek için oldukça kapsamlı bir veriyi sunar. Bu veri, ayrıca, yaralanma önleyici antrenman stratejilerinin geliştirilebilmesi için başvurulacak kritik bir anahtardır. Bu kısımda futbol oyunu sırasında sıklıkla uygulanan eylemlerin detaylı biyomekanik analizleri aktarılmıştır.

2.1.1. Şut Çekmenin Biyomekaniği

Şut çekme, futbolda bir oyuncunun topu kaleye sokmak için ayağıyla yaptığı sert ve hızlı vuruştur. Bu görev, destek bacağı gövdeyi desteklerken salınım yapan bacağın ayağı ile topa vurulmasıyla gerçekleştirilir. Başlıca şut çekme teknikleri ayak içi ve ayaküstü vuruştur [92]. Ayak içi vuruş, kısa, isabetli paslar ve şutlar için daha sık kullanılırken, ayaküstü vuruş genellikle topu yüksek hızda göndermek için kullanılır [92]. Bu tür tekniklerin farklı hedefleri olmasına rağmen, genel olarak benzer biyomekanik stratejilerle gerçekleştirilirler; burada kas iskelet sisteminin şut çekme sırasındaki kilit işlevi, mekanik enerjiyi isabetli güç ve yön ile kuvvet vererek etkin bir şekilde topa aktarmaktır.

Şut çekme biyomekaniğinin tanımlamaları sagittal düzlemde salınım bacağının davranışına odaklanmış ve bu işlemi art arda dört evreye ayırmıştır: (1) geri salınım, (2) bacağın gerilmesi, (3) bacağın hızlanması ve (4) takip [92-94]. Geri salınım aşaması ayak parmağının yerden kesilmesinden (destek ayağının yüzeyle temasından hemen önce meydana gelir) maksimum kalça ekstansiyonu anına kadar sürer [92]. Salınım yapan bacak vücudun gerisine doğru kaydırılır ve kalça ekstansiyonu ile diz fleksiyonu oluşur [93]. Bacağın gerilmesi aşaması maksimum kalça ekstansiyonuyla başlar ve salınım bacağının maksimum diz fleksiyonu ile sona erer. Daha sonra, bacak hızlanması aşaması salınım ayağının topa [92] temasına kadar sürer. Bu son iki evre, top yönünde anterior yer değiştirme ve salınım bacağının ivmelenmesi ile karakterize edilir [93]. Bacağın gerilmesi evresinde kalça fleksiyonu ve diz fleksiyonu meydana gelmeye devam eder [94]. Bacağın hızlanma safhasında, kalça bükülmeye devam eder ve diz uzatılmaya başlar. Son olarak, takip aşaması, top temasından ayağın ön yer değiştirmesinin sonuna kadar devam eder ve kalça fleksiyonu ve diz ekstansiyonunun yavaşlaması ile karakterize edilir [92]. Ayak bileği eklemesindeki yer değiştirmeler kalça ve dizle kıyaslandığında minimaldir, çünkü ayak bacağın doğrusal ve

açısal hareketlerine eşlik eder [95]. Evreler, çalışmada toplanan hareket yakalama verilerinden üretilmiş animasyonlarla Şekil 2.1’de resmedilmiştir.



Şekil 2.1. Şut çekmenin evreleri. (a) geri salınım, (b) bacağın gerilmesi, (c) bacağın hızlanması ve topa teması, (d) takip

Şut çekme hareketinin analizleri, salınım bacağının sagittal düzlem hareketlerinin yanı sıra, üst gövdenin transvers ve sagittal düzlem hareketlerini içermelidir. Salınım bacağının, pelvisi, gövdeyi ve vuruş yapmayan tarafın alt ve üst uzuvlarını birbirine bağlayan miyofasyal yapıların kasılma ve pasif özellikleri, şut çekme performansı için çok önemlidir; çünkü enerji akışı kalıpları bu bölümler arasındaki mekanik etkileşimlere bağlıdır [95].

Kas iskelet sisteminin şut çekme sırasında iki ana işlevi olduğu anlaşılabılır: yay işlevi ve sönümlleme işlevi [96]. Bu fonksiyonlara göre, şut çekme hareketi üç ana aşamaya ayrılabilir: potansiyel enerjinin depolandığı ilk aşama (geri salınım), önceden depolanmış ve enerji üretiminden elde edilen potansiyel enerjinin salınım bacağının öne ivmelenmesini sağlayan kinetik enerjiye dönüşümüyle sonuçlanan ikinci aşama (yani bacağın gerilmesi ve bacak hızlanması) ve bu enerjinin absorbe edildiği ve çoğunlukla uzuv yavaşlamasıyla (yani, takip) yayıldığı son bir aşama [95]. İlk iki aşamada, sistem bir yay gibi çalışır ve üçüncü aşamada sönümlleme (frenleme) işlevi baskındır. Ters dinamiklerden çıkarım yapılan salınımlı bacağın eklem kinetikleri bu rolleri güçlendirir [92]. Geri salınım sırasında, enerji emilimi ve kalça ekstansiyonu ile diz fleksiyonunun yavaşlaması vardır. Bacanın gerilmesi ve hızlanması sırasında, enerji üretimi ve kalça fleksiyonu ile diz ekstansiyonunun hızlanması vardır. Son olarak, takip sırasında, enerji emilimi ve kalça fleksiyonu ile diz ekstansiyonunun yavaşlaması vardır. Bu dinamik hareket, geri salınım, bacağın gerilmesi ve bacak hızlanması sırasındaki baskın kalça fleksör ve diz ekstansör net torkları ve takip sırasında kalça ekstansör ve diz fleksör net momentleri sayesinde. Ayak bileğinde, baskın net tork dorsifleksiyondur [92]. Ters dinamik yöntemlerinin, bir eylemin gözlenen

kinematiğini oluşturmak için, onları meydana getiren yapılar ve etkileşimlerden bağımsız olarak, yalnızca birleşik torkları tahmin ettiğini bilmek önemlidir [92]. Dolayısıyla açıklanan torklar ve enerjik değişiklikler, zincir içindeki diğer eklemler ve bölümlerle etkileşimlerden etkilenebilir.

Salınım ve destek uzuvlarının kasları, tüm şut döngüsü boyunca aktiftir [94], böylece meydana gelen harekette agonist ve antagonist kaslar kasılmaktadır. Bu birlikte kasılma, belirli miktarda eklem sertliği ve stabilitesinin korunmasına ve segmentler arasında yeterli enerji dağılımı ve transferine izin verir [97]. Futbolcularda, antagonist kaslar agonist kaslardan daha aktifken, futbolcu olmayanlarda tam tersi doğrudur [98]. Bu tür farklılıklar, eksantrik kasılmaların yay işlevinde [99, 100] geri salınım sırasında enerjiyi emip depolamak ve salınım öne ivmelenme sırasında enerjiyi sisteme geri bırakmak (enerji geri dönüşü) gibi önemli rollere sahip olduğunu göstermektedir. Salınım bacağındaki bu fonksiyondan, çoğunlukla kalça fleksörleri, addüktörleri ve dış rotatörleri ve diz ekstansörleri sorumludur [95]. Bu kasların konsantrik kasılmalarına, özellikle salınım bacağının öne ivmelenmesi sırasında segmentlere enerji eklemek için de ihtiyaç vardır [101]. Ekstremitenin öne ivmelenmesi, kasların önceki eksantrik kasılmaları ve miyofasyal gerilmesi ile güçlendirilir [102]. Takip sırasındaki eksantrik kasılmaların, uzvun yavaşlaması için mekanik enerjiyi dağıtması, şut-sönümleme fonksiyonu için de önemlidir. Bu hareket, salınım uzvunda kalça ekstansörleri ve diz fleksörlerinin çok önemli bir katılımına sahiptir [103].

Salınım uzvu dışındaki bölümler de şut çekme kinetik zincirinin bir parçasıdır. Pelvis, gövde, kontralateral üst ekstremité ve destek ekstremitesi, mekanik enerjinin topa aktarılması işlevinde rol oynar [95]. Yetenekli oyuncular, acemi oyunculara kıyasla, bu bölümlerin büyük kütleleri tarafından üretilen büyük kinetik enerjiden yararlanmak için üst vücut bölümlerinin daha büyük hareketlerini açıkça göstermektedir [104]. Futbolcular şut çekmeye hazırlanırken, genellikle 45°'ye yakın diyagonal bir açı ile topa doğru yürümeyi veya koşmayı tercih eder. Bu tür bir yaklaşım, topu ileriye atmak için vücudun transvers düzlemde dönüşlerini gerektirir. Bu rotasyonlar, destek ayağının kalça ekleminde ve gövdede gerçekleşir. Geri salınım hareketi sırasında, salınım bacağı geriye doğru kaydırılırken destek uzvunda kalça dış rotasyonu ile birlikte pelvis geriye doğru döndürülür (şut tarafına doğru) [105]. Üst gövde, ters yönde, vuruş yapmayan tarafa doğru döndürülür ve gövde ekstansiyonu vardır. Salınım uzvunun karşı tarafında olan omuzda abdüksiyon ve

ekstansiyon olur [104, 106]. Bacağın gerilme ve hızlanması evreleri sırasında, salınan uzvu öne doğru hızlandıran destek bacağında içe kalça rotasyonu ile birlikte pelvis ileri (vuruş yapmayan tarafına doğru) döner. Üst gövde şut tarafına doğru döndürülür ve gövde fleksiyonu vardır. Vuruş yapmayan taraftaki omuzda, hızlanma ve takip aşamaları sırasında addüksiyon ve fleksiyon yapılır [104, 106].

Sistemin yay işlevi, geri salınım sırasında gerilmiş üst gövdenin yapılarından da etkilenir. Bir şut sırasında, fasya ile bağlanan ön kaslar, üst gövdenin vuruş yapılmayan tarafa doğru döndürülmesi, gövdenin ekstansiyonu, vurmaya taraf omzunun ekstansiyonu ve abdüksiyonu ve pelvisin geriye doğru dönmesi ile gerilir. Bu kaslar, rectus abdominis, vuruş tarafındaki dış oblik abdominis, vuruş yapmayan taraftaki iç oblik abdominis ve pektoralis majörün oluşturduğu ön kuvvet yayılma çizgisi olarak işlev görür [107]. Bu kaslar, şut çekme sırasında kalça fleksörleri ile addüktörleri ve salınım uzvunun diz ekstansörleriyle fonksiyonel olarak süreklidir. Pelvisin geriye doğru dönmesi, bu kuvvet yayılım düzenine katılan destek ayağının kalça iç rotatörlerini gerer. Tüm bu kasların eksantrik kasılmaları, enerji emilimini ve depolanmasını geliştirir [99]. Vuruş yapmayan taraftaki kol hareketi, kinetik zincirin kenetlenmesini ve enerjinin üst vücuttan salınım uzvuna transferini iyileştirerek üst gövdenin açısal momentumunu artırır [106]. Bacağın gerilmesi ve hızlanması sırasında, bu yapılarda depolanan potansiyel enerji, salınım uzvuna büyük bir enerji aktarımı ile geri döner. Eşzamanlı olarak, söz konusu kasların önceki gerilmeleri ile artan konsantrik kasılmaları, hareket yönlerini tersine çevirir ve kinetik zincire enerji ekler [102].

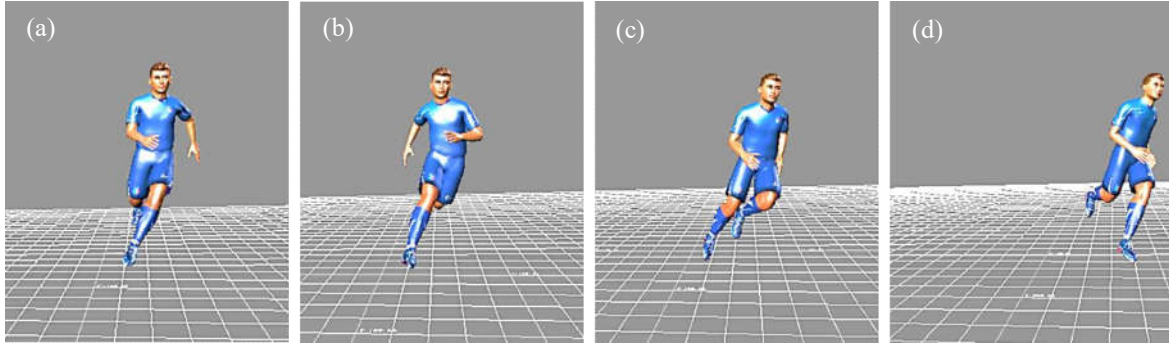
Topa temasta, bu mekanizmaya dahil olan tüm doku ve eklemlerin sertliği, vuruş yapan ayağın bileğinden, aksi tarafın omzuna kadar yüksek olmalıdır. Hem doku gerilmesiyle pasif hem de eksantrik kasılmalarla aktif olarak sağlanan uygun sertlik, kas iskelet sisteminden topa daha fazla enerji aktarımı sağlayan, şut ile ilgili bölümlerin bir "kütle toplamını" oluşturabilir [95]. Bu bütün kinetik zinciri kullanabilme kabiliyeti, topa temastan önceki benzer ön ayak hızlarında bile, açılı yaklaşmanın (45°) daha az açılı yaklaşımlarla karşılaştırıldığında üretilen daha yüksek top hızını açıklayabilir. Ayrıca, topu önemli ölçüde daha uzağa atabilen bireylerin neden salınım uzvunda daha fazla kas kuvvetine ihtiyaçları olmadıklarını da açıklayabilir [108].

Topa temastan sonra, üst gövde yapıları da sistemin sönümleme işlevine katılır. Takip evresinde, üst gövdenin şut atan tarafa doğru döndürülmesi, gövdenin fleksiyonu, vuruş yapmayan tarafın omzunun fleksiyonu ile addüksiyonu ve pelvisin öne doğru dönmesi, bu tür hareketleri yavaşlatmaya uygun olan dorsal miyofasyal yapıları gerer [104-106]. Vuruş yapmayan taraftaki latissimus dorsi, thoracolumbar fasya ve erector spinae kasları ve vuruş yapan taraftaki gluteus maximus, iliotibial bant ve hamstringler bu tür bir fonksiyonel kuvvet yayılma çizgisini oluşturur [109]. Pelvisin öne rotasyonu da destek ayağının kalça dış rotatörlerini gerer. Tüm bu yapıların pasif gerginliği ve viskozitesi ve ilişkili kasların eksantrik kasılmaları hareket yavaşlaması ile enerji Emilimi ve dağıtımıyla sistemin sönümleme fonksiyonuna izin verir [103, 110].

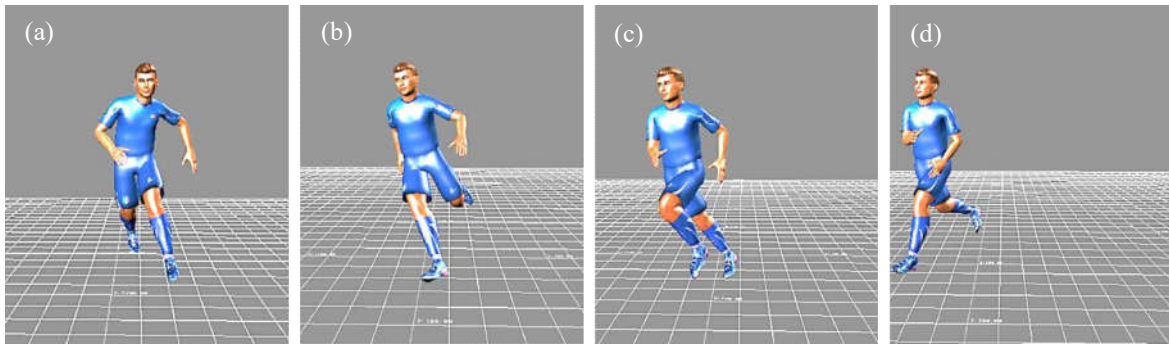
2.1.2. Ani Yön Değiştirmelerin Biyomekaniği

Ani yön değiştirme (AYD), futbol, basketbol, Kuzey Amerika futbolu ve hentbol gibi spor aktivitelerinde sık görülür. Spesifik olarak futbolda top sürme manevraları sırasında ani yön değiştirmeler görülür. Bu manevralar hücum ve savunma stratejileri sırasında ortaya çıkar [111]. Oyundaki top sürme manevraları sırasında, sporcu topa koşabilmeli ve aniden yön değiştirebilmelidir, bu nedenle AYD, rakibi alt etmek için kullanılan etkili bir stratejidir. Farklı durumlarla ilgisi nedeniyle, ani yön değiştirme biyomekaniği bilimsel literatürde büyük ilgi görmüştür.

AYD manevraları iki şekilde gerçekleştirilir: yana adım (dış) yön değiştirme (YAYD) ve çaprazlama adım (iç) yön değiştirme (ÇAYD) [95]. YAYD’de yön değişikliği destek uzuv tarafının aksine doğru meydana gelir [112]. ÇAYD, koşu sırasında oyuncu bir ayağını yere sabitleyerek yeni bir yöne koşmak üzere karşı taraftaki alt ekstremitayı sabit ayağının üzerinden geçirerek yapılır [113]. Bu nedenle bir ÇAYD’de, yön değişikliği destek ayağı tarafına doğru gerçekleşir [112]. Genel olarak, her iki AYD türü de sabitleme ve yön değiştirme fazlarından oluşan ani bir yön değişikliği ile karakterize edilir. Bu fazlar, ilk zemin teması sırasında yavaşlama ve itiş sırasında yeni bir yönde hızlanmayı içerir [113]. Vücut yavaşlamasında rol oynayan mekanizmalar hem YAYD’de hem de ÇAYD’de çok benzerdir. Bununla birlikte, yön değişimi ve ivmelenme aşamalarındaki biyomekanik desenler, iki AYD tipi arasında belirgin farklılıklar göstermiştir [95]. YAYD ve ÇAYD hareketleri, çalışmada toplanmış hareket yakalama verilerinden üretilmiş animasyonlarla Şekil 2.2 ve Şekil 2.3’te resmedilmiştir.



Şekil 2.2. YAYD hareketi. (a) yaklaşma, (b) yön değiştirme ayağının yere teması, (c) ayağı yerden kalkması, (d) yeni yönde koşu



Şekil 2.3. ÇAYD hareketi. (a) yaklaşma, (b) yön değiştirme ayağının yere teması, (c) ayağı yerden kalkması, (d) yeni yönde koşu

Her iki AYD manevrasının sabitleme ve dönme aşamasında gözlenen hızlı yavaşlama ve ardından hızlanma kas-iskelet sistemi üzerinde büyük miktarda emilim ve enerji üretme talepleri getirir. Her iki AYD manevrasında da zemin-ayak temasını takiben yavaşlama sırasında kalça, diz ve ayak bileği fleksiyon hareketlerinin sagittal düzleminde kinematik bir düzen vardır. Bu evrede, yere ilk temastaki tepki kuvvetleri, destek ayağının kalça, diz ve ayak bileği ekstansör kaslarının eksantrik kasılmasıyla emilir [26]. Depolanan bu enerji, oyuncunun yönünü değiştirmesi için gerekli olan mekanik enerjiyi eklemek için ivmelenme aşamasında serbest bırakılır. Bu destek uzuvlarında enerjinin depolanma ve geri kazanılma mekanizması, basit bir kütle yay sistemine benzer [114]. Bu görüşe göre, destek uzuvları uzunlamasına bir yay gibi hareket eder, yavaşlama fazı sırasında enerjiyi depolar (karşıt kasların eksantrik hareketiyle kalça, diz ve ayak bileği fleksiyonunun kinematik örüntüsü) [26, 114, 115] ve yeni yöne doğru itici bir kuvvet oluşturmak için depolanan enerjiyi geri döndürür (kalça, diz ve ayak bileği ekstansiyonunun kinematik örüntüsü) [115]. Biyolojik dokuların enerji emme ve geri döndürme kabiliyeti, doku ve eklem sertliğini belirleyen, kas aktivasyonu ile kas ve bağ dokularının viskoelastik özellikleri arasındaki etkileşime bağlıdır

[95]. Bu nedenle, yeterli seviyede bir alt ekstremite sertliğine sahip futbolcular, destek ayağında depolanan elastik enerjiyi verimli bir şekilde kullanmak ve AYD manevraları sırasında yön değiştirmek için gereken kas çalışmalarını azaltmak üzere sistemlerinin özelliklerinden yararlanırlar. Destek ayağının AYD manevralarında itici kuvvetin bir kısmını üretmedeki bu rolü, doğrusal olmayan bir yol üzerinde koşarken de gözlenir. Bu aktivitede, yer tepki kuvveti (YTK) ve alt uzuvdaki itici kuvvet, vücudu iç eğriye doğru hızlandırır, alt uzuvdaki kasların vücut ivmesi için gerekli enerjiyi üretme rolünü sergiler [116].

Yana Adım Yön Değiştirme

Son yavaşlama işleminden sonra, AYD manevralarındaki yön değişimi ve sonrasındaki itişler, vücut bölümlerinin koordineli hareketlerini içerir. Bununla birlikte, kinetik zincirde yer alan dinamikler iki ani yön değiştirme tipi için farklıdır. YAYD hareketi sırasındaki yön değişikliği, subtalar eklem pronasyonu, tibia iç rotasyonu ve diz eklemine abduksiyonu, femur iç rotasyonu ve gövde ile pelvisin yeni yöne doğru rotasyonunun kinematik desenleri ile karakterizedir [115, 117]. Yana adım yön değiştirme işlemi sırasında diz eklemi üzerindeki addüksiyon ve iç rotasyon torklarının büyüklükleri koşu ve yere iniş gibi hareketlerden daha büyüktür [118]. Bu gerçek, ani yön değiştirmenin diz ekleminde büyük bir stabilite talebi oluşturduğunu göstermektedir. Besier ve arkadaşları [118], bir yana adım yön değiştirme sırasında, 75 kg vücut kütlesi olan bir sporcu için diz eklemine torkun yaklaşık 150 Nm olduğunu göstermiştir. Ek olarak, yana adım yön değiştirme işlemi mediyal ön ayak ve halükste gözlemlenen tepe basınçla ayaktaki en yüksek toplam basıncı üretir [119].

YAYD sırasında vücudu yeni bir yöne doğru hızlandırmak için gereken itici kuvvet, destek bacağının enerji depolanması ve geri kazanılması mekanizmaları ile elde edilir [115]. Bununla birlikte, bu aşamada gözlemlenen hareket verimliliği ve stabilitesi aynı zamanda gövde ve pelvisin hareketlerin ürettiği enerjiye de bağlıdır. Bu segmentler vücudun en büyük kasları için bağlanma yerleri olduğundan, vücudu yeni yönde hızlandırmak için gereken mekanik enerjinin büyük bir kısmını oluştururlar. Yana adım yön değiştirme sırasında gövde ve pelvis, yön değiştirmek için salınım bacağına doğru döner. Bu geriye doğru pelvis rotasyonu, destek bacağında kalça dış rotasyonu üretir [95]. Bu hareketin klasik analizi, pelvis ve gövdeyi döndürme torkunun kalça dış rotatör kasları tarafından üretildiğini

göstermektedir [115]. Bununla birlikte, farklı anatomik yapılar arasındaki eşleşmeden dolayı karmaşık bir kuvvet aktarım şekli gözlenir [109, 120]. Bu görüşe göre gluteus maximus, kontralateral latissimus dorsi ile thoracolumbar fascia ve iliotibial bant vasıtasıyla “eşleşir” ve gövde kinetik enerjisini destek bacağına aktarır. Dönme kuvveti aktarımı, pelvis ve gövdeyi döndürmek için gerekli mekanik enerjiyi sağlamanın ve sonuç olarak sporcunun YAYD sırasında yönünü değiştirmesinin etkili bir yoludur [95]. Bu enerji aktarım mekanizması ancak alt sırt çevresindeki dokuların fasyal organizasyonu sonucu mümkündür [109]. Dolayısıyla, belirli bir kasın etkisi, eklem veya onun geçtiği eklemleri hareket ettirmekle sınırlı değildir. Ek olarak, addüktör kasların eksantrik kasılmaları, destek bacağındaki pelvik rotasyonu ve kalça abdüksiyonunu yavaşlatır. Bu mekanizma, ani yön değişikliği ile çalışmayı içeren aktivitelerdeki addüktör kas yırtılmalarının yüksek oranını açıklamaya yardımcı olur [121].

Gövde ve pelvis rotasyonu yoluyla enerjinin üretilmesi ve aktarılması ile ilgili mekanizmaların etkinliği sadece dönme kuvveti iletim kapasitesine değil, aynı zamanda kinetik zincir sertliğine de bağlıdır. Yeterli bir kalça eklemi sertliği, kinetik zincir yoluyla gerekli kuvvet iletiminin uygun hareket desenlerini teşvik etmesini ve sonuç olarak alt ekstremit eklemlerindeki stres düzeyini azaltmasını sağlar. Öte yandan, azalan kalça veya subtalar eklem sertliği, alt ekstremitenin bazı eklemlerinde stres talebini artırabilecek değişmiş hareket düzenlerini oluşturabilir [95]. Kinetik zincirden geçen bu aşırı enerji akışı (yani stres düzeyi) yaralanma oluşumundan sorumlu ana faktörler arasındadır [97].

Çaprazlama Adım Yön Değiştirme

YAYD işlemine benzer şekilde çaprazlama yön değiştirmede de, vücut itişine müteakip yön değişikliği, destek bacağında, gövdede ve pelviste enerji depolama ve geri kazanma mekanizmalarıyla gerçekleştirilir. Bununla birlikte, ÇAYD sırasında, destek bacağında kalça iç rotasyonuna neden olan gövde ve pelvisin destek bacağına doğru rotasyonu gözlenir. Bu gövde ve pelvis rotasyonu karşı taraftaki bacağın yeni yol yönünde ileri doğru salınmasına izin verir. ÇAYD sırasındaki yön değişimi ile ilgili mekanizma ayrıca dönme kuvveti iletimini de içerir. Bu durumda, gövde ve pelvisi döndürmek ve vücudu yeni yönde hızlandırmak için gerekli mekanik enerjiyi sağlamak üzere kalça iç rotatör kasları ve oblik abdominis kasları arasında kuvvet iletilir. Bu dönme kuvveti aktarma mekanizması hareketin verimini artırır ve alt uzvun eklemlerindeki talebi azaltır. Kinetik zincir boyunca bu enerji

aktarımı, yeterli seviyede kalça eklemi sertliğine bağlıdır [95]. Örneğin, kalça eklemi düşük katılığa sahipse, gövde ve pelvis hareketleri tarafından üretilen enerji, büyük ölçüde kalçada emilir, bu da destek koluna enerji transferini azaltır. Bu değiştirilmiş enerji akışı, aşırı kalça iç rotasyonu ve subtalar eklem pronasyonu gibi yaralanma potansiyelini artıran hareketlere izin verir [95].

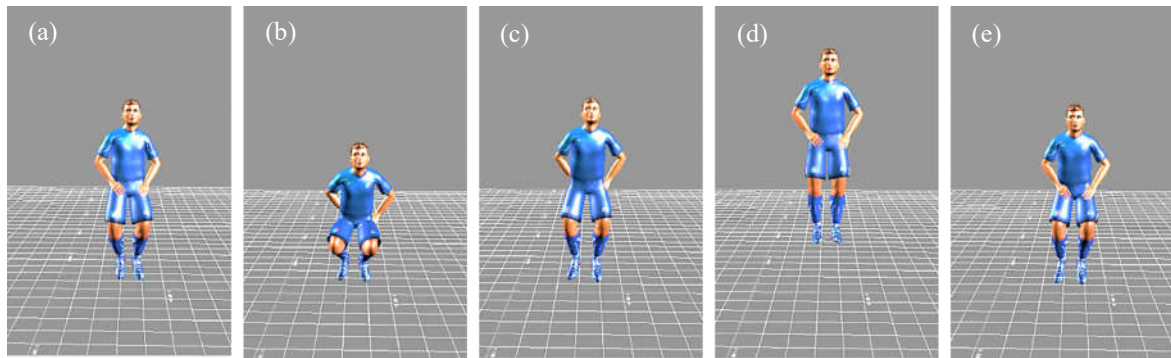
ÇAYD sırasında kalça iç rotasyonu olmasına rağmen, gövde ve pelvis hareketleri femur üzerinde dış rotasyon torku uygular. Ekstremiteler, göreceli iç rotasyonda tutulduğundan ve femur, yere sabit ayağın tibiası üzerinde dış rotasyonda olduğu için, çaprazlama yön değiştirme, ön çapraz bağın (ÖÇB) bütünlüğünü test etmek için kullanılan klinik testlerden biridir [113]. Bu nedenle ÇAYD, yana adım yön değiştirmeye benzer şekilde diz eklemine büyük bir stres yükler. Diz eklemindeki talepler her iki yön değiştirme manevrasında benzer olmasına rağmen, ayağa yüklenme özellikleri birbirinden farklıdır [95]. ÇAYD’de yük, temel olarak ayağın yanal yönüne etki eder ve tepe basıncı ön ayağın yanal kısmı üzerinde meydana gelir [119]. Sadece ÇAYD sırasında gözlemlenen başka bir kinematik model de, karşı taraftaki bacak vücudu geçerken destek ayağında kalça addüksiyonudur. Bu harekete, tensor fascia lataenin derin yüzeyiyle kaynaşmış fasyal tabakasına sahip bir kas olan gluteus mediusun eksantrik kasılması eşlik eder. Bu nedenle, gluteus medius ve tensor fascia latae dahil olmak üzere kalçanın lateral yapıları, aşırı kalça addüksiyonunu kontrol altına almak ve kalça çevresinde yaralanma meydana gelmesini önlemek için yeterli kuvvete ve sertliğe sahip olmalıdır [95].

AYD mekanizmaları sporlar ve bireyler arasında büyük ölçüde değişiklik gösterir. Ani yön değiştirme biyomekanik raporlarında gözlenen değişkenlik muhtemelen teknikler, yön değiştirme açısı, manevra sırasındaki hareket hızı veya yön değiştirme manevrasından hemen önce gerçekleştirilen hareket tipi gibi farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Örneğin, yaklaşık 90° ile gerçekleştirilen ani yön değiştirme hareketleri, daha büyük yavaşlama ve itme kuvvetleri gerektirir [112]. Manevralar sırasında bir savunmacı rakibin varlığı, yön değiştirme hareketlerinin biyomekanik incelemelerinde bildirilen kinematik ve kinetik parametreleri de değiştirebilir. Defansif rakip varlığı simüle edildiğinde, YAYD sırasında daha büyük mediyal YTK’ler ile daha büyük kalça addüksiyonu ve diz valgus açıları gözlenir [122]. Ek olarak, yön değiştirme tekniği gibi parametreler sporcunun performansını etkileyebilir. Besier ve arkadaşları [118], diz eklemi varus momenti ile YAYD yapan sporcuların, dizinde valgus momenti ile aynı görevi yapanlara göre daha yüksek yön

değiştirme açıları elde ettiklerini ve daha yüksek hızları koruyabildiklerini göstermiştir. Bu nedenle, yön değiştirme tekniği sadece oyuncunun performansını değil aynı zamanda diz eklemine binen yükleri de etkileyebilir.

2.1.3. Sıçrama ve Yere İnmelerin Biyomekaniği

Ayakta iki ayakla sıçramalar analiz etmek için en basit sıçrama şeklidir. Temel hareketler, amaç maksimum dikey yükseklik veya yatay mesafe için olsa da aynıdır. Hareket şu aşamalara ayrılabilir: (1) yaylanma; ilk hareketten maksimum diz fleksiyonuna kadar, (2) itici güç; maksimum diz fleksiyonundan kalkışa, (3) uçuş; kalkıştan inişe, (4) iniş; yere temastan hareketin sonuna kadardır. Evreler, çalışmada toplanan hareket yakalama verilerinden üretilmiş animasyonlarla Şekil 2.4'te resmedilmiştir.



Şekil 2.4. Sıçrama ve yere inme. (a) ilk hareket anı, (b) maksimum diz fleksiyonu, (c) kalkış, (d) maksimum sıçrama yüksekliği, (e) iniş

Yaylanma hareketi aşamasında kalça, diz ve ayak bileği eklemleri bir fleksiyon dönemi geçirir. Fleksiyonun genliği görevin taleplerine ve sıçramanın yapıldığı özel duruma bağlı olacaktır. Bununla birlikte, genellikle daha yüksek sıçrama yükseklikleri için daha fazla kalça fleksiyonu aralığı olacaktır. Diz ve ayak bileği fleksiyonu aralığı bir miktar az ya da çok olsa da sabit kalır.

Yaylanma hareketi iki amaca hizmet eder: ilki, itici fazı başlatmak için vücudu daha iyi bir pozisyona hareket ettirmek, ikincisi ise gerilme-kısalma etkisini uyarmaktır. Başlama pozisyonunda dik durulduğunda veya alt uzvun eklemleri hareket aralıklarının sonuna geldiğinde sporcunun bu pozisyondan yükselme üretme potansiyeli limitlidir. Bu pozisyondan sıçramak ancak ayak bileği plantar fleksiyonu ile sağlanabilir. Bir yaylanma

hareketi gerçekleştirerek, eklemler başlangıçta bükülür, böylece itici faz için daha fazla hareket aralığı sağlanır.

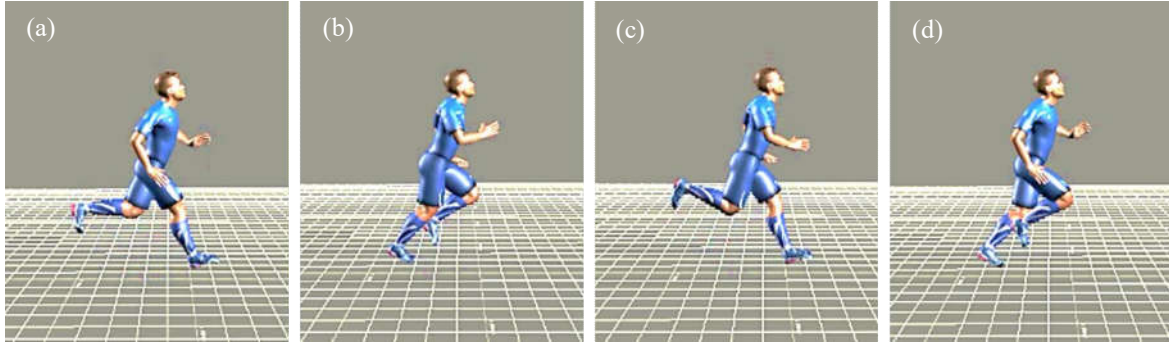
Daha büyük hareket aralığı, kuvvetin daha uzun bir süre boyunca uygulanabilmesinden dolayı, itiş fazı sırasında daha büyük bir itme oluşturulmasına izin verir. İtme (kuvvet · zaman), vücut hızındaki değişiklik ile doğrudan ilgilidir. Bu nedenle daha büyük bir itme, daha yüksek bir kalkış hızı ve dolayısıyla daha fazla atlama mesafesi ile sonuçlanacaktır.

Gövde yavaşça, yaylanma hareketinin sonunda elde edilenle benzer bir pozisyona indirildiğinde ve bu pozisyon yukarı doğru hareketten önce tutulup sıçrama bu çömelik pozisyondan başladığında, sıçrama bir çömelere sıçrama olarak tanımlanır. Çömelere sıçramalarda elde edilen atlama mesafesi, benzer bir yaylanarak atlamada elde edilen değerden genellikle yaklaşık %10 daha azdır. Böylece yaylanma hareketinin elde edilebilecek mesafeye yaklaşık %10 ekleyeceği öne sürülür.

İtici evre sırasında, alt uzuvların (kalça, diz ve ayak bileği) eklemlerinde ekstansiyon olur. Kalça her zaman geniş, ağır gövde segmentini hızlandırarak ekstansiyona başlayan ilk eklemdir. Diz ve ayak bileği eklemlerindeki ekstansiyon, kalça ekstansiyonundan kısa bir gecikmeden sonra başlar ve aynı anda veya sırayla gerçekleşebilir. Bununla birlikte, performansın diz ve ayak bileği hareketlerinin başlaması için herhangi belirli bir sekans ile daha iyi olduğu konusunda net bir kanıt yoktur.

2.1.4. Koşu Biyomekaniği

Koşu döngüsü, yürüyüş döngüsünden farklıdır. Koşu döngüsü, ayağın yer ile ilk temasından, döngünün sonundaki tekrar temasına kadar geçen sürede alt ekstremitelerin hareketler serisi olarak tanımlanabilir [123]. Koşu döngüsünün 2 ana evresi, duruş evresi ve salınım evresidir [123-126]. Bu aşamalar hem yürüme hem de koşmada meydana gelir. Duruş aşaması, ayak ile koşu ya da yürüme yüzeyi arasındaki temas sırasında meydana gelir. Bir alt ekstremita duruş fazındayken, diğeri salınım fazındadır [127]. Evreler, Şekil 2.5'te resmedilmiştir.



Şekil 2.5. Koşma hareketinin evreleri. (a) ayağın yerle teması, (b) ayağın yerden kalkması, (c) diğer ayağın yerle teması, (d) ayağın yerden kalkması

Koşma, koşu sırasında iki kez meydana gelen ilave bir süzülme aşaması nedeniyle yürümekten farklıdır [127]. Bu süzülme fazı, her iki alt uzvun da zemine temas etmediği duruş fazı ve salınım fazı arasında gerçekleşir [123]. Yürüme döngüsü sırasında, her iki alt ekstremitenin yürüme yüzeyi ile temas ettiği bir çift durma aşaması vardır [124]. Bu, duruş fazının en başında ile sonunda oluşur ve 1 veya 2 ayağın duruş fazı sırasında her zaman zeminle temas halinde olduğu anlamına gelir [123]. Yürümede, duruş fazı genellikle döngünün yaklaşık % 60'ında gerçekleşir ve salınım fazı, döngünün yaklaşık % 40'ında gerçekleşir [123, 124]. Duruş fazının, döngünün % 50'sinden daha azını oluşturduğu koşu için tersi geçerlidir [124, 128]. Döngünün % 50'sinden daha fazlasını oluşturan salınım fazı, alt ekstremiteler arasında salınım fazlarının üst üste gelmesine neden olarak karakteristik süzülme fazını oluşturur. Koşudaki hız arttıkça, duruş fazının yüzdesi döngüde giderek azalır [124]. Bu nedenle, süratle koşanlar duruş aşamasında döngünün daha küçük bir yüzdesini harcarlar. Ek olarak, koşu sırasında yürüyüşe göre adım uzunluğu ve frekans artar [124, 128].

Adım uzunluğu, 1 ayağın ilk temasından itibaren aynı ayağın tekrar yüzeye temas etmesine kadar olan mesafedir. Frekans belirli bir süre boyunca atılan adım sayısıdır. Frekans ve adım uzunluğu arttıkça, hız ve yer reaksiyon kuvvetleri artar [124, 128]. Bunun alt ekstremitelerdeki stres artışı ve yaralanma riskiyle ilişkisi vardır. Diğer bir fark, yürüyüşün ayak temasları arasında daha geniş bir tabana sahip olmasıdır. Bu, topukların mediyal sınırları arasındaki mesafedir. Yürüme, koşmaktan yaklaşık 2,5 cm daha büyük bir taban genişliğine sahiptir [127]. Transvers düzlemde kalça rotasyonu ağırlık merkezinin yukarı ve aşağı düşmesini azaltır [124, 126]. Yürüme ve koşma arasındaki ek farklar; koşmanın tüm alt ekstremitelerde daha fazla hareket aralığı gerektirmesi ve daha yüksek darbe kuvvetlerinden dolayı yürümekten daha fazla miktarda eksantrik kas kasılması gerektirmesidir [124, 128].

Duruş aşaması ayak vuruşu ile başlar, ardından orta-duruş ve daha sonra kalkış ile devam eder [126]. Ayak vuruşunun başlangıcında, ayağın ve alt bacağın kasları, tendonları, kemikleri ve eklemleri inişin etkisini emmek için işlev görür [124, 128]. Ayak vuruşu sırasındaki iniş, ayağın pronasyonuna neden olan subtalar eklemin hareketleriyle kolaylaştırılır [129]. Ayak bileğinde dorsifleksiyon meydana gelir, ayak vuruşunda meydana gelen tepki kuvvetini kapalı kinetik zincir boyunca dağıtmada rol oynayan diz fleksiyonu ve kalça hareketi eşlik eder [127]. Rectus femoris ve gastrocnemius, tepki enerjisini distalden proksimale (ayak bileğinden dize, dizden kalçaya) aktarır [130]. Bu, iniş kuvvetinin, ayak boyunca ve kinetik zincir boyunca dağıtılmasına yardımcı olur. Bu kas kasılmaları serisi, itme sırasında proksimalden distale olacak şekilde ters döner [127]. Son zamanlarda yapılan araştırmalar, alt ekstremitte kaslarının bu kinematik ve şok sönümleme yeteneğinin, koşu yorgunluğu ile değişmediğini göstermiştir [131]. Duruş aşaması orta-duruş fazına ilerledikçe, ayak kalkış için hazırlık olarak pronasyondan supinasyona doğru hareket etmeye başlar [129]. Hamstring, bacak duruş aşaması boyunca devam ederken kasılır ve kısalır [132]. Bu çekme hareketi, ayak bileğinin plantar fleksiyonuna neden olan ve kalkışa olanak veren gastrocnemius, soleus ve aşıl tendonunun neden olduğu kasılma ve itme hareketi ile geliştirilmiştir. Bu salınım aşamasını başlatır [127].

Ayağın yere temasına kadar alt ekstremitenin havada salınımından meydana gelir [126]. Kalkış gerçekleşirken rectus femoris ve anterior tibialis kasları en aktif kaslardır [125]. Hamstringler ve kalça ekstansörleri geç salınım aşamasında aktiftir [125]. Hamstringler, gastrocnemius kompleksi ve kalça ekstansörleri geç salınımdan orta-duruş fazına kadar aktiftir [125, 133]. Süzülme fazı, psoas ve diğer pelvik kasların neden olduğu ipsilateral pelvisin öne rotasyonunu ve kalça fleksiyonunu içerir. Rectus femoris, salınım fazının ortasında aktiftir. Quadriceps geç salınım sırasında aktivite göstermeye başlar [125]. Hamstringler, dizin ekstansiyonuyla birlikte uzar ve yaralanmaya en açık olduğu kısım geçiş salınımidir [133]. Ayağın koşu yüzeyine inişi başlar ve bu sırada karşı bacak duruş aşamasını bitiriyordur. Addüktör kaslar hem duruş hem de salınım evresinde, koşu döngüsü boyunca, aktiftir. Ayak, ayak bileği, diz, kalça, pelvis, gövde ve üst gövdenin her biri koşu döngüsünde rol oynar [127].

Ayak ve Ayak Bileği

Koşma, vücudun, başlangıçta ayak ve ayak bileği tarafından emilen ve daha sonra duruş evresi sırasında kinetik zincire aktarılan ve sürekli tekrarlanan darbe kuvvetlerini emmesini gerektirir [134]. Koşu döngüsü sırasında ayağın zemine her temasında, gövdenin ağırlığının 3 katına kadar çıkan kuvvetler alt ekstremité tarafından emilir [135].

Ayak ve ayak bileğinin duruş aşamasında bunu yapabilme yeteneği, dorsifleksiyon, plantarfleksiyon, pronasyon ve supinasyon ile kolaylaştırılır [124, 136, 137]. Pronasyon ve supinasyon eylemleri, koşu döngüsü sırasında ayak ve ayak bileği mekaniğinde tümleyici bir rol oynar. Bu eylemler, talus ve calcaneus arasındaki subtalar eklemlerde meydana gelir [124, 136, 137]. Bu, pronasyon sırasında darbe emici ve supinasyon sırasında itme için kaldıraç kolu olarak çalışan ayak ve ayak bileğinin, duruş evresi boyunca verimli çalışmasını sağlar. Calcaneus, ayak temasında yaklaşık 6 ila 8 derece inversiyonda ve duruş evresinin geri kalanı boyunca 6° ila 8°'lik eversiyondadır [123]. Ek olarak, Pohl ve arkadaşları [138] yaklaşık 11°'ye kadar eversiyonun mediyal posterior tibiaya anormal stres koyabildiğini ve sporculardaki tibial stres kırığı öyküsünün bir öngöstergesi olabileceğini bildirmiştir.

Subtalar eklem ayağa eversiyon yaptırır, bu da temas sırasında pronasyona neden olur. Pronasyon sırasında, ayak eversiyon, ön ayak abduksiyon ve ayak bileği dorsifleksiyon yapar [123, 136, 139]. Ayak vuruşu başladığında ayak bileğinde dorsifleksiyon başlar [123, 136]. Bu, ayağın pronasyonuna izin vermesi için tibianın iç rotasyonuna neden olur [125]. Ayak bileğinin plantar fleksörleri, darbe etkisini emmeye yardımcı olmak için ayak vuruşları sırasında eksantrik olarak kasılırlar [124, 125, 128]. Ayak vuruşunda dorsifleksiyon ve pronasyon ayrıca darbe emilimi için pronasyonu kolaylaştırır [124]. Plantar fleksiyon kasları ayrıca koşmanın orta-duruş evresinde dorsifleksiyonu kontrol eder [140]. Kuadriseps kas grubuyla birlikte, koşu döngüsü sırasında ana hızlandırıcılarıdır [141]. Ayak vuruşunda ayak bileği eklemi ideal olarak 90°'dedir. Bu, doğal pozisyonundan 20 derece dorsifleksiyona ilerler. Bu durum, dizin duruş evresinin etkisini emmek için daha fazla büküldüğü orta-duruş pozisyonunda oluşur. Ayak duruş evresinin ortalarına doğru maksimum pronasyonundadır [139]. Ayak bileğindeki ligamentler aşırı pronasyonu önler ve tibialis posterior ile gastrocnemius ve soleus pronasyonu kontrol etmede yardımcı olur [124, 129, 140]. Tibialis anterior kası, koşu döngüsü sırasında ayak bileğinde en yüksek sürekli kas aktivitesine sahiptir ve bu da muhtemelen yaralanma ihtimalini artırır [140].

Duruş aşaması; ayak parmaklarının yerden ayrılması sırasında itiş gücü oluşturmak için yapılan ayak supinasyonu ile sonlanır [125, 142]. Buna karşılık, supinasyon, koşu döngüsünde ayak parmaklarının yerden ayrılması sırasında daha iyi itme için daha katı bir ayak ve ayak bileği ünitesine ile daha verimli bir kaldıraç koluna yol açan tarsal eklemlerin çapraz hizalanmasını oluşturur [124]. Ayrıca posterior tibialis kası ile de kontrol edilir [125]. Supinasyon sırasında, ayak inversiyon, ön ayakta addüksiyon ve ayak bileğinde plantar fleksiyon oluşur. Değişken arka ayak varus/valgus ile ön ayak varus/valgus dereceleri nedeniyle, her birey ayak teması ve kalkışı sırasında farklı derecelerde pronasyon ve supinasyona sahiptir.

Diz

Pronasyon sırasında, diz valgus pozisyonundadır ve bükülüdür [123, 124]. Supinasyon sırasında varus pozisyonundadır ve ekstansiyondadır [123, 124]. Duruş ve dönme evrelerinde 2 fleksiyon periyodu vardır [123, 125]. 20° - 25° arası diz fleksiyonu ayak temasında meydana gelir ve orta-duruş aşamasına doğru yaklaşık 45° dereceye kadar devam eder [123, 125]. Duruş evresinin başlangıcındaki fleksiyon, şok sönümleyici işlevi görür [125]. Ayak temasından sonra quadriceps, diz fleksiyonuna direnç göstermek için eksantrik bir kasılmayla aktiftir [125]. Ayaktaki pronasyon derecesi, diz valgusunun derecesini de etkilemeye meyillidir, çünkü pronasyon miktarı arttıkça, duruş evresinde diz valgusunun miktarı artar.

Salınım evresi sırasında, diz hıza bağlı olarak [123, 125, 143] maksimum 90° ile 130° arasında bükülür. Minimal güç, salınım evresi sırasında dizden geçen kaslar tarafından üretilir [125]. Rectus femoris, salınımın ilk safhalarında dizde aşırı fleksiyonu önlemek için eksantrik olarak kasılır ve sonra salınım son safhalarında aşırı ekstansiyonu önlemek için hamstringler eksantrik olarak kasılır [125].

Quadriceps grubunun birincil işlevi diz ekstansiyonudur. Vastus lateralis, rectus femoris, vastus intermedius ve vastus medialisin tümü, diz ekstansiyonu için patellanın üst kutbunda birleşir. Rectus femoris ayrıca salınım sırasında kalça fleksörü olarak katkıda bulunur. Quadriceps tam fleksiyonda gevşer ve daha sonra salınım son safhalarında diz ekstansiyonunu başlamak için kasılır. Diz ekstansiyonu, tam ekstansiyonun 10° ila 20° 'sine kadar uzanır [135]. Bu, maksimum adım uzunluğu sağlar ve salınım evresi sırasında havada

kalınan zamanı artırarak itiş gücünü artırır [127]. Daha büyük adım uzunlukları, yere temasta yer tepki kuvvetlerini artırır, muhtemelen diz ve ayak bileği eklemleri arasındaki koordinasyonu engeller ve yaralanma riskini yükseltir [144].

Kalça

Koşu döngüsü sırasında kalçanın hareketi, salınım evresi sırasında fleksiyon, duruş evresi sırasında ekstansiyondur. Ayrıca, duruş evresinde addüksiyon, salınım evresinde abdüksiyon yapar [123]. Psoas kası uyluğu öne doğru ilerleterek salınım aşamasına başlar [125]. Hamstringler ve gluteus maximusun ürettiği güç, salınım evresinin ikinci yarısında ve duruş evresinin başlangıcında ortaya çıkar. Hamstringler ve kalça ekstansörlerinin en aktif olduğu durum budur [125]. Kalça abdükör ve addükörleri, tek bacağın desteği sırasında (duruş evresi) destek bacağının dengesini sağlar. Kalça, hız arttıkça fleksiyon hareket aralığını arttırır [125]. Salınım aşamasında kalça 5°'ye kadar fleksiyon ve 11°'ye kadar ekstansiyon yapabilir [133]. Bu maksimum açılar kişiye ve koşu hızına bağlıdır. Hamstringler ve gluteus maximus, vücudu ileri götürmek için salınım evresinin ortasında kalçada ekstansiyon yaptırır. Kalça, ayak parmaklarının yerden kalkışında, çoğunlukla gluteus maximus tarafından kolaylaştırılan tepe ekstansiyon açısına sahip olacaktır [133]. Ayağı ağırlık merkezinin altına yerleştirmek için; salınım evresinin son kısmında kalçada ekstansiyon olmalıdır. Kalça, rekreasyon koşucularında tam fleksiyondan tam ekstansiyona kadar yaklaşık 40°'lik bir aralıkta hareket edebilir [143]. Dicharry [123] tarafından yapılan çalışmaya göre, kalça fleksiyon ve ekstansiyon yayı 60° kadar olabilir. Bu, vücudun sagittal düzleminde meydana gelir. Ek olarak, kalçadaki ekstansiyon miktarı hız arttıkça hafifçe azalır [135]. Kalça addükör kasları, koşu döngüsü boyunca aktiftir. Kalça abdüksiyon-addüksiyon arkı 15° kadar olabilir [123].

2.2. Propriyosepsiyon

“Propriyosepsiyon” terimi kelime anlamıyla kendisinden (propio-) almak (-ception) anlamına gelir. Propriyosepsiyon, cilt ve kas iskelet yapılarından gelen ağrı, dokunma ve sıcaklık hislerini de içeren somatosensör sistemin bir alt sistemidir [66]. Vücudun kendi pozisyon ve hareket duygusu olup, vücut segmentinde statik pozisyon, yer değiştirme, hız, ivmelenme ve kuvvet veya çabanın kassal duyusunu içerir [67, 68]. Bu duyuşal bilgi, vücutta etkili olan kimyasallar veya ısı gibi dış uyaranlara (eksteroresepsiyon) karşı iç yapılardaki

değişikliklerden türetilir [68, 145]. Çeşitli duyuşal noktalardan türetilen sinyaller, yani propriyoseptörlerden, mekanik deformasyona yanıt olarak, merkezi sinir sisteminin (MSS) hem bilinçli (serebral korteks) hem de bilinçsiz (serebellum) seviyelerinde temsil edilen elektriksel uyarılara dönüştürülür [66]. Bu sinyaller göreceli pozisyon ve hareket parametrelerine dönüştürülür [68]. Kinestezi (kinesis: hareket, aistez: duyu) veya hareket hissi, propriyosepsiyonun bir bileşenidir. Propriyosepsiyonu yalnızca duyuşal bir işlev olarak düşünmek geleneksel olsa da, Gandevia ve ark. [146] uzuvların ve gövdenin pozisyonunu ve hareketini belirlemeye yönelik bir motor (efferent) bileşeni olabileceğine dair kanıt sağladı; bu, istemli çabaların felçli bir uzuvda uzuv hareketi yanılışmasının artmasıyla sonuçlandığına dikkat çekti. Bu, yukarıda da belirtildiği gibi, kas gücü ile ilgili propriyosepsiyon tanımında geçerli görünmektedir.

Propriyoseptif fonksiyonu sağlayan duyu reseptörleri, cilt, bağlar ve eklem kapsülleri ve kas dokusu dahil olmak üzere çeşitli bağ dokularında bulunur. Kas iğciklerinin çoğu hareket sırasında birincil bir propriyoseptif girdi kaynağı olduğu düşünülmektedir [146, 147]; ancak, kapsül, bağ ve cilt mekanoreseptörleri, pozisyon ve hareket duyusu için iğcik girişini artıran ek girdi sağlar [66, 68, 145]. Ligament reseptörleri, son seviyedeki kuvvetlere karşı özellikle hassastır ve doğada koruyucu olan ligament-kas refleksine katıldığı düşünülmektedir [68]. Çoklu eklemlerdeki bu alıcılardan entegre duyuşal girdi, hem kapalı hem de açık zincirli aktivitelerdeki spesifik aktiviteler sırasında ekstremitte pozisyonunun ve hareketinin doğru olarak algılanması ve belirlenmesi amacıyla oldukça yedekli bir sistem yaratır.

2.2.1. Sensorimotor Kontrolde Propriyosepsiyonun Rolü

Sensorimotor kontrolü, MSS'nin hareket, denge, duruş ve eklem stabilitesinin kontrolünü ifade eder [148, 149]. İyi adapte edilmiş motor hareketler, tüm duyuşal sistemlerden, özellikle propriyosepsiyon dahil olmak üzere görsel, vestibüler ve somato-duyuşal sistemlerden gelen bozulmamış ve iyi bütünleştirilmiş bilgiler gerektirir [69, 70]. Propriyosepsiyon, bilinçli veya bilinçsiz bir şekilde eklem pozisyonu (eklem pozisyon duyusu), hareket (kinestezi) ve kuvvet, ağırlık ve çaba (kuvvet duyusu) farkındalığını içerir [68, 150]. Propriyosepsiyon, MSS'nin tüm seviyelerinde işlenir ve iskelet kaslarının aktivasyon modellerini koordine eden son bir motor komutuyla sonuçlanmadan önce diğer somatosensorik ve görsel ve vestibüler bilgilerle bütünleştirilir [69, 151].

2.2.2. Proprioseptörler

Propriyosepsiyon, mekanik alıcıları (mekanoreseptörler), yani mekanik uyarıcıları MSS'ye aktarmak için aksiyon potansiyellerine dönüştüren transdüserler olarak adlandırılan özel sinir uçları tarafından sağlanan duyuusal bilgilerin ürünüdür [150, 152]. Propriosepsiyona spesifik olarak katkıda bulunan mekanoreseptörler proprioseptörler olarak adlandırılır ve kas, tendon, eklem ve fasyada bulunur; ayrıca derideki reseptörler de propriyosepsiyona katkıda bulunabilir [150, 153]. İnsan vücudundaki çeşitli mekanoreseptörlerin tipleri ve etkileri şu şekildedir; kas içiği, kasta bulunur ve kas boyu ile kas boyundaki değişimlerin hızını algılamakla görevlidir. Golgi tendon organı, tendonda bulunur ve aktif kas-tendon gerilimini algılar. Ruffini ve Pacinian cisimcikleri eklem, fasya ve deride bulunur. Bunlara ek olarak eklemde Mazzoni ve golgi, deride ise Merkel ve Meissner cisimcikleri bulunur. Eklemde bulunanların rolü, tüm eklem hareket açıklığı boyunca düşük ve yüksek yük gerilimi ve sıkıştırma yüklerini algılamaktır. Fasyada bulunanlar da eklem hareketi sırasında düşük ve yüksek yük gerilimlerini hissetmekle sorumludur. Deride olanlar ise eklem hareketi sırasında yüzeysel doku deformasyonu, esnemesi veya kompresyonu ile ilgilidir [150, 152-156].

Tüm iskelet kaslarında ektrafusul kas liflerine paralel olarak bulunan [157-159] kas içikleri propriyosepsiyonun en önemli kaynağı olarak kabul edilir [160, 161]. Çok hassastırlar ve yoğunlukları farklı fonksiyonel talepleri yansıtarak vücutta geniş ölçüde değişkenlik gösterir. Boynun alt oksipital kasları, servikal omurganın baş ve göz hareketi kontrolündeki benzersiz rolünü yansıttığı düşünülen son derece yüksek kas içiği yoğunluğuna sahiptir [162]. Önemli olarak, kas içiklerinin duyarlılığı, kas içi liflerin kutupsal uçlarının gama motor nöronları tarafından sinir sistemine bağlanmasıyla ayarlanabilir [160].

Eklem proprioseptörleri, geçmişte eklem hareket açıklığının son uçlarında uyarılan “sınır dedektörleri” olarak kabul edilmiştir [163]. Bununla birlikte, eklem proprioseptörlerinin, kas içiğinden kuvvetli boşalmaları uyaran hem düşük hem de yüksek yük koşulları altında bir eklem bütünü eklem hareket açıklığı boyunca girdi sağladığı ve bu nedenle eklem stabilitesi için hayati öneme sahip olduğu bilinmektedir [154-156].

Propriyoseptörlerin Rolü

Propriyoseptif bilgiler, omurilik, beyin sapı ve yüksek kortikal merkezlerin yanı sıra subkortikal serebral çekirdek ve serebellumda da işlenir [164-166]. Bu bilgi temel olarak, birkaç yolla medulla ve talamusa ve ardından somatosensoriyel kortekse (bilinçli propriyosepsiyon); veya spinal çekirdek yoluyla serebelluma (bilinçdışı propriyosepsiyon) aktarılır. Servikal propriyoseptif bilgiler ayrıca, göz ve kafa hareketi koordinasyonunun refleks merkezi olduğu düşünülen orta beyindeki üst koliküle aktarılır [166, 167]. Servikal propriyoseptörler ayrıca vestibüler çekirdeklerle önemli merkezi bağlantılara sahiptir ve baş ve göz hareket kontrolü ve dengesini içeren reflekslerde yer almaktadır (servikoküler, servikokolik ve tonik boyun refleksi) [168-170]. Bunlar, vestibüler ve görsel sistemlerle ilişkili boyun ve göz kaslarına etki eden diğer reflekslerle birlikte çalışır.

Propriyosepsiyonun sensorimotor kontroldeki rolü çok yönlüdür. MSS, uygun motor komutlarını planlamak için, büyük ölçüde propriyoseptörler tarafından sağlanan, vücut parçalarının biyomekanik ve uzamsal özelliklerinin güncellenmiş bir vücut şemasına ihtiyaç duyar [171]. Propriyosepsiyon, gerçek hareketin amaçlanan hareketle karşılaştırılmasının yanı sıra, efference kopyası tarafından sağlanan öngörülen hareketin (toplam deşarj) karşılaştırılması için de önemlidir. Bunun, motor komutunun dahili ileri modelini güncelleyerek motor öğrenmesi için önem taşıdığı ileri sürülmektedir [172]. Hareketler sırasında propriyosepsiyon öneme sahiptir: hareket keskinliği, eklem stabilitesi, koordinasyon ve denge için kas sertliğinin geri besleme (reaktif) kontrolü, ileri besleme (hazırlık) kontrolü ve düzenlenmesi [68, 69, 173]. Servikal propriyoseptif bilgilerin, baş ve göz hareketi kontrolü için de oldukça önemli bir rolü vardır [166, 167].

2.2.3. Değişmiş Propriyosepsiyonun Nedenleri

Bozulmuş propriyosepsiyonun, kas, ağrı, efüzyon ve travmanın yanı sıra yorgunluktan sonraki iskelet sistemi rahatsızlıkları ve / veya deneysel koşullarla ilişkili olduğu bulunmuştur.

Ağrı

Birçok araştırma, servikal [174-176] ve lumbar [177, 178] omurgadaki akut ve kronik kas-iskelet sistemi ağrı bozukluklarında ve ayrıca üst [179, 180] ve alt [181, 182] ekstremitelerde bozulmuş propriyosepsiyon olduğunu bildirmiştir. Ağrının varlığında propriyosepsiyon, kemosensitif tip III ve IV afferentlerin aktivasyonu ile gama-kas içiği sisteminin duyarlılığının ve refleks aktivitesinin değişmesi nedeniyle bozulabilir [183]. Hayvan modelleri, kas içiği afferentleri üzerinde, enflamatuvar maddelerin intramüsküler ve intrakapsüler enjeksiyonlarından derin etkiler göstermiştir [184, 185]. İnsan deneysel ağrı modellerinde de bozulmuş propriyosepsiyon görülmüştür [186, 187]. Ağrı ayrıca, somatosensör korteksin yeniden düzenlenmesi de dahil olmak üzere [188], vücut algısını merkezi düzeyde etkileyebilir [189, 190]. Böylece ağrı sinir sisteminin hem periferik hem de merkezi seviyelerinde propriyosepsiyonu olumsuz yönde etkileyebilir.

Efüzyon

“Eklem efüzyonu” terimi, uzun süre boyunca devam eden akut ekstremitte eklem yaralanmasından sonra sık görülen eklem kapsülü içinde sıvı toplanmasından kaynaklı şişliği ifade eder [191]. Eklem efüzyonları, iskelet kasının önemli bir şekilde inhibe edilmesine neden olabilir ve ayrıca ağrı olmasa da ekstremitte propriyosepsiyonunu önemli ölçüde bozabilir [192, 193].

Travma

Travma, fiziksel hasara neden olan bilinen tek bir olay [194], sıklıkla kas-iskelet dokularının bozulmasına ve aynı zamanda bu dokulara bağlanan mekanoreseptörlerin eşzamanlı hasarına veya yıkıcılığına neden olur [195, 196]. Travmadan ve ağrı/şişlik düzeldikten sonra, kas-iskelet sistemi dokusu ve mekanoreseptörlerinin kaybı, propriyosepsiyonun kalıcı olarak bozulması ile ilişkilidir [197-199].

Yorgunluk

Kas yorgunluğu, değişen metabolik durum, kas aktivasyon desenleri, kas içiği boşalması ve omurilik refleksleri ve artan efor duygusu gibi çeşitli çevresel ve merkezi değişiklikleri içerir [200, 201]. Sert fiziksel çalışma veya egzersiz (özellikle eksantrik antrenman)

yaptıktan sonra görülen yaygın bir olgu, bozulmuş propriyosepsiyonu gösteren birkaç çalışmada doğrulanan ince motorik görevlerde sakarlık ve zorluk deneyimidir [71-74]. Bu nedenle, sporcular ve diğer fiziksel olarak zorlu meslek erbapları için fiziksel işlerin yapılması sırasında ve sonrasında yaralanma riskinde artış potansiyeli bulunmaktadır.

Yukarıda belirtilen nedenlere ek olarak, lokal [202] ve genel [203] eklem hipermobilitesi, immobilizasyona [204] bağlı olarak stenoz [205] gibi koşullar ile birlikte propriyosepsiyon üzerindeki zararlı etkiler de rapor edilmiştir [204].

2.2.4. Değişmiş Propriyosepsiyonun Sonuçları

Kısa vadede, bozulmuş propriyosepsiyonun geri besleme ve ileriye dönük motor kontrolü ve kas sertliğinin düzenlenmesi üzerinde olumsuz etkisi olması muhtemeldir. Bu, kas-iskelet sistemi bozukluklarında denge bozukluğu ve sakarlık gibi klinik semptomları açıklayabilir [206]. Ayrıca, araştırma literatüründe bildirilen çeşitli sensorimotor işlev bozukluklarını (belirli propriyosepsiyon testlerinde artan hataların yanı sıra) açıklayabilir. Bu işlevler arasında alfa motor nöronlarına azaltılmış tahrik [207], bozulmuş refleks eklem stabilizasyonu [208], denge görevlerinde artmış postural salınım [209-211] ve görme hareketi keskinliği görevlerinde artmış hata yer alır. [178, 212]. Değişmiş propriyosepsiyonun, diğer birçok mekanizma ile birlikte, ağrı bozukluklarında yaygın olarak bulunan nöromusküler adaptasyonlarla da ilişkilendirilmesi olasıdır [213, 214]. Baş dönmesi, görme bozuklukları ve değişmiş baş ve göz hareketleri kontrol ve koordinasyonu da bozulmuş servikal propriyosepsiyonun bir sonucu olarak ortaya çıkabilir [215, 216].

Uzun vadede, değişmiş propriyosepsiyon, ardından MSS'den bozulmuş motor çıktısı ve eklem dokularının yetersiz kas koruması [217-219], ikincil (yaralanma sonrası) osteoartrozun başlangıcı ve ilerlemesi de dahil olmak üzere artmış yaralanma, nüksetme ve ağrı bozukluklarının kalması riski ile ilişkili olabilir. Azalan kas performansı [207, 220], MSS'ye hasarlı yapılardan değiştirilmiş mekanoreseptör girişinin bir sonucu olarak, insanlarda periferik eklem osteoartrozunun başlangıcı ve ilerlemesi ile ilişkilendirilmiştir [221]. Bu aynı zamanda, belirli ligament ve mekanik reseptör rezeksiyonunun osteoartrozun hızlı bir şekilde başlamasına ve ilerlemesine neden olduğu hayvanlarda da gösterilmiştir [222, 223].

Kötü propriyosepsiyon, ayrıca yaralanma riskinin artmasına da katkıda bulunabilir [75] ve propriyosepsiyonun iyileştirilmesine yönelik eğitim, düşük yaralanma riskiyle ilişkilendirilmiştir [76]. Bu nedenle propriyosepsiyonu hedef alan müdahaleler, kas-iskelet sistemi hastalıklarının önlenmesi ve rehabilitasyonu ile ilgilidir.

2.2.5. Propriyosepsiyonun Değerlendirilmesi

Bugüne kadar, propriyoseptif kontrolün altında yatan periferik ve merkezi mekanizmalar hala açıkça belirlenememiştir. Egzersiz ve sporda, egzersizle ilişkili propriyoseptif iyileşmenin [224-226], periferik adaptasyonun veya nöral plastisitenin veya her ikisinin [227, 228] bir sonucu mu olduğu; sporcularda üstün propriyoseptif yeteneğin [229-233] yoğun antrenmandan mı kaynaklandığı veya genetik faktörler için seçim yapılarak mı belirlendiği [229, 230, 234] bilinmemektedir. Bununla birlikte, propriyosepsiyonun önemi spor yaralanmasının önlenmesi ve rehabilitasyonu, sportif performans seçimi ve yetenek tanımlamasında ve düşme tahmininde ve müdahalesinde iyi bir şekilde belirlenmiştir [225, 230, 235-237].

Propriyoseptif mekanizmaları incelemek için literatürde farklı teknikler bildirilmiştir. Propriyosepsiyonu değerlendirmek için üç ana test tekniği vardır - pasif hareketin algılanması eşiği [186], eklem pozisyonu üretme, aynı zamanda eklem pozisyonu eşlemesi [238] olarak da bilinir ve aktif hareket kapsamı ayırt etme değerlendirmesi [239]. Bu testler farklı konseptlerden geliştirilmiştir, farklı test koşulları altında gerçekleştirilir ve propriyoseptif modalitelerin farklı yönlerini tartışmalı olarak değerlendirir [237, 240, 241].

Bir bireyin duyuusal keskinliğini test etmek psikofiziğin temel amacıdır ve bunu yapmak için kullanılan standart ölçümler Fechner tarafından 1860'da tanımlanmıştır [237]. Psikofizik, bir fiziksel uyaran ile neden olduğu sübjektif algılar arasındaki ilişkinin kantitatif olarak incelenmesidir [242]. 1860 yılında Gustav Theodor Fechner, aktif hareketin psikofiziği üzerine ilk deneyleri bildirdiği *Elemente der Psychophysik*'i yayınladı [243]. Yaptığı çalışmada, Fechner ağırlık kaldırarak yerçekiminin üstesinden gelirken üst ekstremiteler için gerekli kuvvet miktarındaki farklılıkların algısını değerlendirdi [237]. Bu klasik çalışmanın ardından, 1880'lerde, James McKeen Cattell ve Hugo Munsterberg, insan hareketlerini incelemek için deneysel bir psikofiziksel yöntem olarak, görsel işaretler olmadan, fiziksel duraklara yapılan hareket çiftlerinin karşılaştırılmasını kullanan öncü araştırmacılar [244].

Aslında, bu çalışma en eski propriyosepsiyon çalışmasını oluşturuyordu, çünkü aktif kol hareketi çiftlerinin kapsamını görsel ipuçlarını olmadan karşılaştırmak için, ekstremite pozisyonunu belirleyen propriyoseptif bilgileri kullanmak gerekiyor. Bu psikofiziksel çalışma, İngiliz fizyoloğu Charles Sherrington'ın “propriyosepsiyon” konseptini önermesinden iki yıl önce yapılmasına rağmen, Munsterberg ve Cattell'in cihazı ve metodolojisi, 100 yıldan fazla bir süre boyunca propriyoseptif değerlendirme yapmak için bir yöntem olarak kabul edilmedi [237].

Psikofiziksel deneylerde kullanılan üç klasik yöntem vardır: ayarlama yöntemi, limit yöntemi ve sabit uyaran yöntemi [245]. Ortalama hata [245] yöntemi olarak da bilinen ayarlama yönteminde, katılımcının uyaran seviyesini kontrol etmesi, bir referans uyarısından daha küçük ya da daha büyük bir seviyeden başlaması ve ardından uyaran seviyesinin referans uyarının seviyesiyle aynı olduğunu hissedene kadar seviyeyi ayarlaması istendi. Ayarlanabilir ve referans uyarılar arasındaki fark, katılımcının hatası olarak kaydedilir ve ortalama hata, duyarlılığın ölçüsü olarak hesaplanır [237]. Mevcut eklem pozisyonu üretme propriyosepsiyon test protokolü, katılımcılardan genellikle ipsilateral veya kontralateral ekstremitelerini kullanarak, daha önce deneyimledikleri referans eklem pozisyonlarıyla eşleştirmeleri veya yeniden üretmelerinin istendiği, ayarlama yönteminin bir şeklidir [237, 246].

Limit metodu, artan veya azalan şekilde yapılabilir. Artan limit yönteminde deneyci, katılımcı tarafından tespit edilemeyecek kadar düşük bir seviyede uyarıcıya başlar. Daha sonra, katılımcı bunu algılayabildiklerini bildirinceye kadar uyarım düzeyi kademeli olarak artar. Azalan limit yönteminde işlem tersine çevrilir [245]. Bu iki yöntem genellikle deneylerde dönüşümlü olarak kullanılır ve eşiklerin ortalaması alınır. Artan ve azalan yöntemlerin sınırlandırılması, katılımcının uyarımın farkedilebilir veya farkedilmek üzere olacağını ve sonuçta erken bir karar vereceğini tahmin edebilmesidir [237]. Buna karşılık, katılımcılar ayrıca bir uyarım algıladıklarını bildirmeleri ve aynı şekilde bildirmeye devam etmeleri şartına bağlı olabilirler. Bu anlamda, pasif hareketin algılanması eşiği propriyosepsiyon tekniği, katılımcıların farklı hızlarda eklem hareketlerini tespit etmeleri gereken sınırlama yönteminin bir şeklidir [238].

Buna karşılık, sabit uyaran yönteminde (başlangıçta, doğru ve yanlış durumlar), uyaran yoğunluğu seviyeleri sıralı bir sırayla sunulmaz, aksine, standart uyarılarla eşleşmelerde

rastgele sunulur. Bu nedenle, sürekli uyaran yöntemi, katılımcının bir sonraki uyaranın seviyesini tahmin etmesini önler ve böylece beklenti ve alışkanlık hatalarını azaltır. Bir “mutlak eşik” elde etmek için katılımcının uyarıcıyı tespit edip edemediklerini bildirmesi gerekir; “Farklılık eşikleri” elde ederken, katılımcı sunulan farklı seviyelerin her birinde sabit uyaran ve uyaran arasında bir karşılaştırma yapar. Böylece, ayarlama yönteminin aksine, sabit uyaran yöntemiyle katılımcılar, hangi uyaranın daha büyük olduğunu belirlemek için her ikisi de açıkça tanımlanmış başlangıç ve bitiş konumlarına sahip iki hareketi karşılaştırır [237]. Sabit uyaran yönteminin, Fechner'in hareketin psikofiziğini incelemek için kullandığı yöntemlerin en isabetlisi olduğu düşünülmektedir [247]. Fullerton ve Cattell'in çalışmasından [247] itibaren, sabit uyaran yöntemi, bir bireyin üst [248-252] ve alt [239, 253, 254] ekstremite hareketlerine duyarlılığını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmıştır. Bu çalışmaların bazıları propriyosepsiyonda ayırt etme eşiğinin bir ölçüsü olarak sadece ayırt edilebilir fark (SAEF) kullanmıştır [239, 252-254]. Bununla birlikte, SAEF ayırt etme ölçüm yöntemi, aykırı değerlerin çarpıtma etkisi gösterdiği [255] anlamına gelen eğri uydurma prosedürüne dayanmaktadır ve birkaç yüz denemeye dayanan veri kümeleri için daha uygundur.

Sadece değişken uyaranlar sunulduğunda ve standart hareket ortadan kalktığında, tek uyaran yönteminde olduğu gibi, deneme sayısı azaltılabilir [256, 257]. Aynı sayıda cevap ve uyaran kullanılırsa, bu mutlak değerlendirme yöntemi haline gelir [258]. Waddington ve Adams [259], mutlak değerlendirme yöntemini kullanarak, katılımcıların ayak bileği inversiyon açıları arasında ayırım yapmak için propriyoseptif bilgileri kullanma yeteneğini test etmek üzere aktif hareket kapsamı ayırt etme değerlendirmesini geliştirdi. Son yıllarda, aktif hareket kapsamı ayırt etme değerlendirmesi tekniği diz [260-262], kalça [235, 263], lomber omurga [264, 265], servikal omurga [266], omuz [267, 268] ve elde [269-271] propriyosepsiyonun test edilmesi için geliştirilmiş ve onaylanmıştır.

2.3. Yorgunluk

“Yorgunluk”, bir görev veya alıştırmının gerçek / algılanan zorluklarındaki bir artışla ilişkili fiziksel performanstaki bir düşüşü tanımlamak için kullanılan bir terimdir [272]. Başka bir açıdan, yorgunluk, egzersizler sırasında kasların gereken kuvvet seviyesini koruyamaması olarak tanımlanır [273]. Alternatif olarak, kasın kuvvet üretme kabiliyetinde egzersize bağlı bir azalma olarak tanımlanabilir [274]. Kas yorgunluğu terimi, fiziksel aktiviteyi

gerçekleştirmek için kas kapasitesindeki geçici bir düşüşü belirtmek için kullanılmıştır [275]. Uzun süre motor görevi yapmak, genellikle kişinin kuvvet kullanma kabiliyetinde bir düşüş olarak kabul edilen motor yorgunluğunu tetikler [276]. Yorgunluk, elektromiyografi (EMG) sinyaline, genliğinin artması ve spektral karakteristik frekanslarının azalması olarak yansır [277].

Yorgunluk, kasılabilir proteinlerin kuvvet üretmesini sağlayan bir veya birkaç fizyolojik işlemin bozulması nedeniyle ortaya çıkar [200, 278]. Bu ilkeye göre, kas yorgunluğunun tek bir nedeni yoktur [279]. Yorgunluk süreci aşamalı olarak gerçekleşir ve mekanik hata öncesi ve sırasında meydana gelen önemli fizyolojik değişiklikleri içerir [280]. Boyas ve diğ. [281], fiziksel aktiviteye yanıt olarak ortaya çıkan kas yorgunluğu fenomenini karakterize etmek için “egzersize bağlı yorgunluk” gibi çeşitli prensipler ortaya koymuşlardır. Bu ilkeler, yorgunluğu indükleyen tek bir mekanizma olmadığı gerçeğini vurgulamaktadır, ancak organik merkezi sinir sistemi anormallikleri (merkezi yorgunluk), periferik sinir sistemi veya iskelet kası disfonksiyonu içerebilen karmaşık bir mekanizmadır [281].

Merkezi yorgunluk, kasın istemli aktivasyonunda bir düşüş gösterirken (örn; kas kuvveti üretiminin başlangıcında işe alınan motor birimlerin sayısının ve deşarj oranlarının düşmesi), periferik yorgunluk, kas liflerinin kasılma gücünde bir azalmaya ve kas aksiyon potansiyellerinin iletilmesinin altında yatan mekanizmalarda değişiklik olduğuna işaret eder. Bu fenomenler sinir uçlarında ve nöromusküler kavşakta ortaya çıkar ve genellikle periferik yorgunluk ile ilişkilidir [201]. Bununla birlikte, bu fenomen hakkındaki veriler azdır ve sadece hayvan deneylerinde toplanmıştır [274]. Özellikle, intrakortikal inhibisyon da yorgunluk koşulları altında kas performansının düşmesinde rol oynayabilir. McNeil ve diğ. [282], dirsek fleksörlerinin 2 dakikalık maksimum gönüllü kasılması (MGK) sırasında yorgunluk arttıkça intrakortikal inhibisyonda artışlar olduğunu gösterdi. Son olarak, motonöronlar (çoğunlukla hızlı seğiren motor birimlerde olanlar), aynı motonöronlar ve azalan periferik etki tarafından uyarılan Renshaw hücreleri yordamıyla inhibe edilirler [283]. Dolaylı Hoffmann refleksi yöntemi (elektrik stimülasyonu sırasında Ia grubu afferentlerinin uyarılması ile indüklenen bir kas tepkisi) kullanılarak yapılan birkaç çalışma, intrakortikal inhibisyonun maksimum efor sırasında arttığını [284], ancak merkezi yorgunluk oluştuğunda MGK'nin %20'sindeki submaksimal kasılmalar sırasında düştüğünü göstermiştir [285, 286].

2.3.1. Yorgunluk ve kas aktivitesi

Nöromusküler yorgunluk, motor korteksinden kasın kontraktıl proteinlerine kadar olan yapılarda meydana gelen fizyolojik süreçleri içeren karmaşık bir olgudur [281].

Motor ünitesi, MSS'nin temel fonksiyonel elementini ve hareket üreten kasları belirtir. Bunlar, omuriliğin ventral boynuzundaki bir motor nöronu, bunun aksonu ve bu aksonun bağlandığı kas liflerini içerir [287]. MSS, kastaki motor birimlerin aktivitesini değiştirerek kas kuvvetini kontrol eder.

İskelet kasının mikroskobik seviyede oldukça organize olduğu bilinmektedir, çünkü elektronik mikrografların sayısı ve çeşitliliğinden ve kas sarkomerlerinin şematiklerinden görülebilir. İskelet kası miyosin ağır zincir (MAZ) izoformlarına dayanır [274]. Başlıca kas lifi tipleri, tip I, IIa, IIx ve IIb'dir. Tip I en yavaş olanıdır; tip IIa orta düzeydedir ve IIx / b en hızlısıdır [274]. Hızlı tip II kas lifleri (ayrıca yorulmaya dirençli olarak da bilinir) genellikle yavaş tip I liflerden (yavaş seğiren veya yorgunluğa dirençli olarak bilinir) göre daha düşük oksidatif kapasiteye sahiptir [288].

Yorgunluğun kas aktivite desenleri üzerindeki etkisini araştırmak için yapılan çalışmaların çoğu, kuvvet oluşturma genliği, motor ünitesi potansiyeli veya sinaptik deşarjda ve motor nöron çıkışında değişiklik olduğunu rapor etmiştir [274].

Yorgunluğun merkezi ve periferel mekanizmaları; maksimal (MGK'ler) veya submaksimal (submaksimal gönüllü kasılmalar) torkları içeren, izole edilmiş kas kasılmaları sırasında incelenmiştir;. Kesintisiz bir MGK'de, üretilen tork, kasılma başlangıcında en yüksektir ve giderek artan bir şekilde kasılma boyunca düşer [274]. MGK'nin başlangıcında motor ünite alımı ve ateşleme oranları en yüksektir [289], daha sonra işe alımlar ortaya çıkar ve ateşleme oranları düşer [290]. Submaksimal gönüllü kasılmaları içeren yorulma testlerinin uygulanması sırasında, katılımcıların tipik olarak artık gerekli torku gönüllü olarak üretemeyecek hale gelinceye kadar belirli bir submaksimal torkta bir kasılma yapması gerekir [274]. Bir submaksimal kasılmanın başlangıcında alınan motor birimlerinin sayısı kasılmanın gücüne bağlıdır; bununla birlikte, başlangıçta işe alınan motor birimlerince geliştirilen kuvvet azaldıkça zamanla artar [291]. Hoffman ve diğ. alt ekstremite kaslarının aralıksız submaksimal kasılması sırasında kortikospinal yanıtı incelemiştir [280]. MGK'nin

% 30'unda aralıksız plantar fleksiyon sırasında triceps surae kasında bir motorla uyarılmış potansiyel (MUP) ve servikomedüller motorla uyarılmış potansiyellerin (SMUP) indüklenmesinin, aralıksız submaksimal egzersiz sırasındaki kortikospinal cevap verme düzeyindeki artışları gösteren, yorucu kasılmaların seyri boyunca MUP'ların genliğini arttıracaklarını bildirdiler [280]. İki yanıtın MUP'lar ve SMUP'lar, gelişimlerinin arasında, yorucu kasılma sırasındaki ve yorulma olmayan kontrol yanıtlarıyla karşılaştırıldığında bir fark vardı. Bu yanıtların her ikisi de, aralıksız submaksimal gönüllü kasılma protokollerinde, triceps suraenin % 30'luk MGK'si sırasında merkezi yorgunluk gösterdi [292-295]. Tork dalgalanması, sürekli kasılma boyunca, tork üretiminin merkezi süreçlerinin de etkilendiğini göstermek için ölçülmüştür. Motor nöron havuzuna uyarıcı tahrikin artmasının, gerilme-refleks yayında salınımlara yol açtığı ve tork üretimindeki dalgalanmaların 8-10 Hz'de arttığı düşünülmektedir [286, 292, 293]. Hoffman ve diğ. [280] MUP ve SMUP genliklerinin aralıksız submaksimal gönüllü kasılmalar sırasında artacağına dair kanıtları desteklediklerinden, submaksimal gönüllü kasılmalar ve MGK'ler arasındaki spinal cevap vermedeki farklılıkların motor ünitesinin işe alımı ve ateşleme oranına atfedilebileceği tahmin edilmektedir. Bir aralıksız submaksimal gönüllü kasılmada, kasılma başlangıcında toplanan motor ünitelerinin sayısı kuvvetine bağlıdır [296], bu da zamanla aktif birimlerin kuvvet üretme kapasitesindeki azalmayı telafi etmek için ek motor birimleri toplandıkça artar. Motor ünite katılımındaki (üst üste bindirilmiş seğirme) bu artış, merkezi yorgunluğu gösterir ve motor akson uyarımı bölgesine yakın olan merkezi işlemlerin güç kaybına katkıda bulunduğu anlamına gelir.

Bazı merkezi yorgunluklar, supraspinal mekanizmalara bağlanabilir [297, 298]. Yorucu kasılmalar sırasında motor nöronun uyarılabilirliğinin test edilmesi, düşük ateşleme hızlarının sadece uyarıcı girdilerde bir düşüşe bağlı olmadığını göstermektedir. Bir aralıksız maksimum efor sırasında, aktif kasın elektromiyogramında (EMG) ölçülen SMUP'taki azalma, motonöronların sinaptik girdilere daha az yanıt verdiğini göstermektedir [299-301]. Tekrarlanan aktivasyon, motonöronların sinaptik girdilere yanıt vermelerini azaltabilir. Geç adaptasyon olarak bilinen süreç, motonöronlara sürekli bir girdi verildiğinde gösterilebilir [286, 302-304]. Başlangıçta motor nöronlar tekrar tekrar ateşler, fakat zamanla, bazı motor nöronlar ateşleme hızlarını yavaşlatır ve bazıları durur [304, 305]. Motor nöron havuzuna uyarıcı girdisindeki artış, diğer motor ünitelerinin işe alındığını ya da daha fazla ateşlendiğini gösteren artmış yüzey EMG'leri ile kanıtlanmaktadır. Yorucu kasılmalar sırasında EMG-kuvvet ilişkisinin ne derece değiştirilebileceğini tahmin etmek için, Dideriksen ve ark. [305],

daha önceki bir motor ünitesi işe alımı ve oranı modeline dayanan hesaplamalı bir model geliştirdi. Yorucu kasılmalar sırasındaki motor birim aktivitesindeki ayarlamalar, her kas lifi içindeki ve hücre dışı alandaki metabolit konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak kısım modellemesi yaklaşımıyla gerçekleştirilmiştir [305]. Simüle edilen konsantrasyonlar, kas lifi aksiyon potansiyellerinin iletim hızındaki azalma, inhibe edici afferent geri beslemedeki artış, seğirme kuvveti genliğindeki düşüş ve MSS'nin hedef kuvvetle eşleşen bir çıktı üretmesindeki aşamalı yetersizlik ile ilgilidir. Düşük kuvvetli izometrik kasılmada EMG genliğinin daralmasından sorumlu olan ayarlamaları belirlemek için, kasılma mümkün olduğu kadar uzun sürdürülerek bir hesaplama modu kullanılmıştır. Mod, motor ünite aktivitesinde, MGK kuvvetinin %20, %40 ve %60'ındaki hedef kuvvetlerinde izometrik kasılmaları mümkün olduğunca uzun süre tutmak için gerekli ayarlamaları simüle eder [306]. Uzun süreli kasılmaların görev başarısızlığında EMG genliğinin daralması temel olarak kas aktivasyonundaki, yani kas lifi aksiyon potansiyellerinin sayısındaki azalmadan kaynaklanmıştır [307]. Belirgin bir şekilde, simüle edilmiş yorucu kasılmalar sırasındaki EMG genliği, kas lifi aksiyon potansiyellerinin sayısı (kas aktivasyonu) ilişkiliydi, ancak motor birim aksiyon potansiyellerinin sayısı (kas için sinirsel tahrik) ile tutarlı değildi [274].

2.3.2. Futbolda Yorgunluk

Futbolun fiziksel yönleri, erkek katılımcılarda yoğun bir şekilde incelenmiştir. Zaman-hareket analizi kullanılarak, elit oyuncuların bir oyun sırasında tipik olarak toplam 9 - 12 km'lik bir mesafeyi kapsadığı gösterilmiştir [4-10]. Futbolda yapılan egzersiz türü, her 4 - 6 saniyede bir aktivitede değişiklik gösterir biçimde aralıklıdır [4, 6, 9]. Bu nedenle, uluslararası bir üst sınıf oyuncu, yüksek hızdaki yaklaşık 220 koşu dahil bir oyun sırasında yaklaşık 1350 aktivite gerçekleştirir [9]. Koşmanın yanı sıra, top sürme, ikili mücadele ve kafa vuruşu gibi diğer oyunla ilgili ve enerji gerektiren aktiviteler de oyuncudaki genel taleplere katkıda bulunur [4, 11]. Ortalama olarak, bir oyun sırasındaki aerobik yükleme maksimum oksijen alımının yaklaşık %75'i kadardır [4, 10, 12], anaerobik sistem oyunun yoğun dönemlerinde yüksek oranda kullanılır [4, 11, 13, 14]. Yorgunluk, “istenen veya beklenen güç çıkışını sürdürememe” olarak tanımlanmaktadır [308].

Oyun Sırasında Yorgunluk

Çalışmalar, sürat koşusu, yüksek yoğunluklu koşu ve kat edilen toplam mesafe miktarının, ikinci yarıda oyunun ilk yarısından daha düşük olduğunu göstermiştir [4-6, 9, 10]. Bu, performansın ikinci yarıda engellendiğini ve oyunun sonuna doğru yorgunluğun ortaya çıktığını gösterebilir. Soru, oyuncuların oyun sırasında da geçici bir yorgunluk yaşayıp yaşamadıkları. Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, üst düzey profesyonel erkek oyuncular, en yüksek uluslararası düzeydeki maçlarda zaman-hareket video analizi kullanılarak incelenmiştir [9]. Oyun sırasında kaydedilen en yoğun 5 dakikalık aralıktan hemen sonraki 5 dakikalık bir sürede yüksek yoğunluklu koşu miktarının, tüm oyun ortalamasından daha düşük olduğu gözlemlendi. Bu bulgu, taktiksel ya da psikolojik faktörlerden dolayı oyunlardaki yoğunluğun doğal değişiminin bir sonucu olabilecek yoğun bir egzersiz döneminden sonra performansın azaldığını göstermektedir. Bununla birlikte, başka bir çalışmada oyuncular, oyun sırasında bir kısa süreli yoğun evrenin hemen ardından ve her iki yarının sonunda tekrarlı sürat koşusu testi yaptılar [14]. İlk yarıdaki yoğun periyotlardan sonra, oyuncuların sürat koşusu performansının önemli ölçüde azaldığı, ancak ilk yarı sonunda tekrarlı sürat koşusu yapma becerisinin düzeldiği gösterilmiştir. Bu sonuçlar futbol oyuncularının oyun sırasında geçici olarak yorgunluk yaşadıklarını gösteriyor.

Futbol maçları sırasında, 12 mmol/l'nin üzerindeki bireysel değerlere sahip, ortalama olarak da 3 - 6 mmol/l kan laktat konsantrasyonları gözlemlenmiştir [4, 13, 14, 309]. Bu tür değerler anaerobik enerji sisteminin oyunun yoğun dönemlerinde yüksek oranda kullanıldığını göstermektedir. Bir futbol maçı sırasında kas laktat ve pH'sinin incelendiği bir çalışmada, kas laktatı her iki yarıdaki yoğun dönemlerden sonra dinlenme değerlerine kıyasla dört kat yükselmiştir. Bu yoğun bölümlerden sonra kas asidozu belirgin şekilde yükselmiştir [14].

Ek olarak, şiddetli bir dönemden sonra kas laktatı ile azalmış sürat koşusu performansı arasında zayıf ama anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($r = 0.41$) [14]. Bu nedenle, bir oyun sırasındaki geçici yorgunluğun yüksek kas laktat konsantrasyonları ve / veya kas asidozu ile ilgili olabileceği öne sürülebilir, çünkü laboratuvar ortamında yüksek laktat ve düşük pH'nin şiddetli kasılmalar sırasında kas performansını bozduğu kanıtlanmıştır [310]. Bununla birlikte, oyun sırasındaki kas laktat konsantrasyonları, yüksek şiddetli egzersiz sonrası tükenmiş kişilere kıyasla (ortalama olarak ~ 20 mmol/kg) oldukça düşüktür [311-313]. Ayrıca, sporcuların tükenene değin şiddetli aralıklı egzersiz yaptıkları Yo-Yo aralıklı

toparlanma testini kullanan bir çalışmada, yorgunluk noktasından 1,5 dakika önce kaydedilen kas laktatı ve pH'si, tükenmiş durumdaki kayıtlardan farklı değildi [314]. Bu nedenle, bir futbol maçı sırasında yüksek kas laktat ve düşük kas pH'sinin yorgunluğa neden olması muhtemel değildir. Bir oyun sırasında geçici olarak ortaya çıkan yorgunluğun gelişmesi, düşük kas kreatin fosfat konsantrasyonlarına bağlı olabilir, çünkü şiddetli aralıklı egzersiz performansının kreatin takviyesinden sonra yükseldiği gösterilmiştir [315, 316]. Ek olarak, futboldaki şiddetli evrelerden sonra kas kreatin fosfatındaki azalmanın sürat koşusu kabiliyetindeki bozulma ile anlamlı şekilde ilişkili olduğu gösterilmiştir [14]. Kreatin fosfat, bazı kas liflerinde belirgin şekilde daha düşük olabilir, çünkü kreatin fosfat depolarının şiddetli egzersizden sonra yorgunluk noktasında bazı liflerde neredeyse tükendiği bildirilmiştir [317]. Bununla birlikte, Yo-Yo aralıklı toparlanma testi sırasında, egzersizin son aşamasında kas kreatin fosfatında hiçbir değişiklik gözlenmedi [314] ve bu gerçek, Kreatin fosfatın şiddetli aralıklı egzersizlerde performansı kısıtlayıcı potansiyelinin aksini savunmaktadır. Bu bulgular futbolda geçici yorgunluğun nedensel olarak yüksek kas laktat, yüksek kas asidozu veya düşük kas kreatin fosfat ile bağlantılı olmadığını göstermektedir.

Yüksek şiddetli egzersiz sırasında yorgunluğun gelişmesinin, kas interstisyumunda potasyum birikimi ile ilgili olduğu öne sürülmüştür [310, 318, 319]. Şiddetli kısa süreli egzersiz sonrası tükenme noktasında (~ 5 dak), interstisyel potasyum konsantrasyonu yaklaşık 12 mmol/l'ye yükselir [319-321]; bu miktar da, laboratuvar çalışmalarına göre kas zarı potansiyelini depolarize etmek ve kuvvet gelişimini belirgin şekilde azaltmak için yeterince yüksektir [322]. Şiddetli egzersiz sırasında kastan potasyum kaybının bir kısmının, intramüsküler pH düştüğü zaman açılma eğiliminde olan sarkolemmada yer alan KATP kanallarında meydana geldiği öne sürülmüştür [323, 324]. Bu nedenle, interstisyel potasyumun birikmesi anaerobik metabolizma ile yakından ilişkili olabilir. Buna paralel olarak Nordsborg ve ark. [319], egzersiz yapan insan bacak kasında interstisyel potasyum birikme oranının, bacak egzersizinden önce şiddetli kol egzersizi nedeniyle kas pH'si düşürüldüğünde [318] önemli ölçüde arttığını göstermiştir. Bu nedenle futbolcular, hücre dışı potasyum birikiminin ve beraberinde kas hücresinde elektriksel bozulmaların bir sonucu olarak geçici yorgunluk yaşayabilirler. Bununla birlikte, şu anda bir futbol maçı sırasında kastaki potasyum hacimleri hakkında çok az şey bilinmektedir.

Oyunun Sonunda Yorgunluk

Yüksek şiddetli egzersiz miktarı maçın sonuna doğru azalır [4-7, 9]. Mohr ve diğ. [9], hem birinci sınıf oyuncuların hem de daha düşük standartlarda profesyonel oyuncuların, yüksek şiddetli koşu miktarının, oyunun son 15 dakikasında azaldığını gözlemlemiştir. Bu, her iki oyuncu grubunda da, birinci sınıf oyuncuların çok daha yoğun bir performans sergilemesine rağmen görülmüştür. Ayrıca, oyuncuların sadece %3'ü oyunun son 15 dakikasında kendi en şiddetli egzersiz evresini geçirmişken, oyuncuların %40'ından fazlası son 15 dakikada en düşük şiddetli egzersiz dönemini geçirmiştir. Bu çalışma sadece birinci sınıf erkek oyuncuları içermektedir; ancak, birinci sınıf kadın oyuncular da, egzersiz şiddetinin oyunun son aşamasında düştüğü gösterilmiştir [10]. Görünüşe göre, çoğu oyuncu oyunun sonuna doğru yorgunluk yaşar. Buna göre, maçtan sonra tekrarlı sürat koşusu yapma yeteneği, maçtan öncekine kıyasla daha düşüktür [14, 321, 325]. Ayrıca, ikinci yarıda oyuna giren oyuncuların, tüm oyunu oynayan oyunculara göre daha yüksek şiddette sürat koşusu yaptıkları ve koştukları (sırasıyla %63 ve %25 daha fazla) görülmüştür. Bu nedenle, oyunların son aşamasında egzersiz şiddeti ve sürat koşusu performansındaki azalma oyun pozisyonundan, rekabet seviyesinden ve cinsiyetten bağımsızdır ve çoğu oyuncunun oyun sırasında fiziksel potansiyellerini kullandığını gösterir.

Futbol maçları sırasında alınan kan örnekleri, oyunun ilerleyen aşamalarında kan laktat konsantrasyonunun azaldığını, oysa plazma serbest yağ asitlerinin arttığını göstermiştir [4, 14]. Bu eğilim, egzersiz yoğunluğunun azalmasının ve substrat kullanımında oyunun sonuna doğru bir değişikliğin sonucu olarak ortaya çıkıyor. Oyun sırasında artan lipid kullanım miktarı, yüksek katekolamin konsantrasyonları ile birlikte düşük kas glikojen konsantrasyonları ile uyarılmış olabilir [4, 326]. Diyet manipülasyonunu kullanan çalışmaların sonuçları, azalmış kas glikojenin uzun süreli aralıklı egzersiz sırasında yorgunluğun gelişmesine katkıda bulunduğunu göstermektedir [327, 328]. Birçok çalışmada, bir oyundan öncesinde, oyun sırasında ve sonrasındaki kas glikojeni miktarları belirlenmiştir. Saltin [329] tarafından yapılan bir çalışmada kas, maç öncesi glikojen depoları seviyelerinin düşük olduğu (~ 200 mmol/kg) durumda, ilk yarı sonunda tamamen tükenmiştir. Oyuncular oyuna normal kas glikojen konsantrasyonları (~ 400 mmol/kg) ile başladıklarında, değerler oyunun ilk yarısı sonunda hala oldukça yüksekti ancak oyunun sonunda 50 mmol/kg kuru ağırlıktan daha düşüktü.

Bir maçıdan önce ve sonra kas biyopsileri alan ve oyunun sonundaki glikojen konsantrasyonlarını ~200 mmol/kg kuru ağırlıkta bulan çalışmalar olmuştur (Jacobs, Westlin, Karlson, Rasmusson ve Houghton, 1982; Smaros, 1980); bu da, kas glikojen depolarının bir futbol maçı sırasında her zaman tükenmediğini gösterir. Krutrup ve ark. çalışmalarında, bir futbol maçının öncesi ve sonrasında elde edilen kas dokularını, PAS-boyama tekniği kullanılarak kas lifi tipine özgü glikojen tükenmesi analizi yaptı [14]. Oyunun sonunda, tip I ve IIA liflerinin yaklaşık yarısının ve neredeyse veya tamamının kas glikojeninin tükendiği gösterilmiştir. Bu nedenle, futbol oyunlarının sonundaki yorgunluk, bireysel kas liflerinin glikojen tükenmesinden kaynaklanabilir. Hipogliseminin de uzun süreli egzersiz sırasında yorgunluğa neden olduğu öne sürülmüştür [310], ancak kan glukoz konsantrasyonunun bir futbol maçı sırasında kritik değerlere ulaşmadığı belirtilmektedir [4, 13, 14]. Dehidrasyon ve hipertermi gibi diğer faktörlerin de bir futbol oyununun sonraki aşamalarında yorgunluğun gelişmesinden sorumlu ajanlar olduğu öne sürülmüştür [11]. Normal bir termal ortamda oynanan bir futbol maçı sırasında birçok oyuncu 3 litreden fazla sıvı kaybeder [4, 11]; bu da maçın sonuna doğru performansı olumsuz etkileyebilir [330]. Vücut kütleindeki sadece %1 ila %2'lik bir kaybın, çekirdek sıcaklığın yanı sıra kardiyovasküler suşta da bir artışa katkıda bulunduğu gösterilmiştir [331]. Futbolda, ortalama çekirdek sıcaklığı 39,0 ila 39,5°C arasındadır [13, 332, 333]. Bu çalışmalarda, 40,8°C'nin üzerine çıkan bireysel değerler elde edildi ki bu, beyin fonksiyonunda bir bozulma nedeniyle merkezi yorgunluğu indüklemeye yetecek kadar yüksek değerler olabilir [334]. Bununla birlikte, Mohr ve diğ. [333], birinci ve ikinci yarıların sonu arasında çekirdek sıcaklıkta bir fark bulamamıştır. Sıcak ve nemli bir ortamda, 4 - 5 litre [335] vücut sıvısında bir düşüş meydana gelebilir ve hipertermi, oyunun son aşamasında yorgunluğun gelişmesinde kilit bir faktör haline gelebilir.

Üst düzey erkek futbolcuların, ikinci yarının ilk 5 dakikasında ilk yarıya kıyasla daha az miktarda yüksek yoğunlukta performans gösterdikleri bildirilmiştir. Takip eden iki 5 dakikalık periyotlar için iki yarı arasında hiçbir fark bulunmamıştır [9]. Bu model aynı zamanda kadınların maçlarında da görülür [336, 337]. Bu bulgular, futboldaki 15 dakikalık devre arası süresi boyunca gerçekleştirilen normal dinlenme rutinlerinin kas sıcaklığındaki düşüşle ilgili olduğu öne sürüldüğünden, ikinci yarı için optimal bir hazırlık olmadığı önerisine yol açmaktadır [338].

Çeşitli çalışmalar, kas sıcaklığı ile yüksek şiddetli egzersiz performansı arasında yakın bir ilişki bulmuştur [339-343]. Bir çalışmada, bir futbol maçından önceki uygun bir ısınmadan sonra kas sıcaklığının 39°C'nin üzerinde olduğu ve ilk yarı boyunca bu seviyede kaldığı gösterilmiştir [333]. Bununla birlikte, devre arası sırasında, oyuncular normal rutinlerini yerine getirirken kas sıcaklığı 2°C civarında düşmüştür. Oyuncular ayrıca her yarıdan önce bir sürat koşusu testi de yaptılar; İlk yarı sonunda tekrarlı sürat koşusu kabiliyeti değişmezken, devre arasından sonra sürat koşusu performansı kötüleşmiştir [333]. Aynı oyunda bir başka oyuncu grubu, devre arası süresinin son 7-8 dakikasında, düşük ila orta şiddette aerobik aktivitelerden oluşan bir ısınma süresi geçirmişlerdir. Bu oyuncular devre arası sırasında hem kas sıcaklığını hem de sürat koşusu performansını koruyabilmişlerdir. Ayrıca, devre arasında sürat koşusu performansındaki düşüş ile kas sıcaklığındaki düşüş arasında anlamlı bir negatif korelasyon olduğu gözlemlendi ($r = -0.62$) [333]. Bu sonuçlar, futbolcuların devre arasında ikinci yarıya hazırlanırken tekrar ısıtılarak fiziksel olarak daha iyi performans gösterdiğini göstermektedir; bu durum yüksek bir kas sıcaklığı ile ilişkili gibi görünmektedir. Bununla birlikte, devre arası ısınma döneminden sonraki yüksek sürat koşusu performansı, kas sıcaklığından bağımsız fizyolojik mekanizmalarla da ilişkili olabilir (örneğin kas oksijen alım kinetiği, kas sıcaklığındaki tutarlı bir değişiklik olmadan önceki egzersizle hızlandırılır) [344, 345].

2.4. Futbolda Alt Ekstremitte Yaralanmaları

Popülerliğinin yanı sıra futbol, oyuncularında yüksek yaralanma oranına sahiptir [55-57]. Bu nedenle, yeni oyuncuların sayısı arttıkça yaralanma sayısı da artmaktadır. Arnason ve meslektaşlarına [55] göre, sporla ilgili tüm yaralanmaların dörtte biri ile yarısı arasından futbol sorumludur. Yaralanmaların finansal ve kişisel maliyetlerini ve rekabete dönüşteki gecikmeleri göz önünde bulundurarak, futbolla ilgili yaralanmaların önlenmesine ve yaralanan sporcunun rekabete güvenli bir şekilde geri dönüşünü teşvik etmek için rehabilitasyon önlemlerinin geliştirilmesine artan bir ilgi vardır. Bununla birlikte, sporun karmaşıklığı bu önlemlerin oluşturulmasını başarması zor bir görev haline getirmektedir.

Futbol, birçok atletik bileşenden oluşan bir spordur ve bireyin farklı fiziksel özellikleri ve becerilerini gerektirir [95]. Örneğin, bir futbolcu süratli koşmak, çalım atmak, dönmek, sıçramak, yere inmek, kafa vuruşu yapmak ve topa vurmak zorundadır. Ayrıca, temaslı bir spor olarak, maçlar ve antrenmanlar sırasında mücadele ve çarpışmalar siktir [56]. Futbolun

bu karmaşık talebi, sporcunun kas-iskelet sistemi için gerçek bir zorluk teşkil etmektedir ve bu da futbolla ilgili yaralanmaların yüksek olmasının sebebi olabilir. Bu atletik bileşenlerin birçoğu kendi aralarında ilişkili olduğu veya bir futbol maçı sırasında birlikte meydana geldiği için, futboldaki performans ve yaralanmayı önleme ile ilgili ana faktörleri anlayabilmek adına tüm kinetik zincirin biyomekaniğini incelemek önemlidir. Bir oyuncu bu görevlerin herhangi birini yerine getirirken, tüm vücut performansını artırmak veya farklı biyolojik dokuları yaralanmaya karşı korumak için oluşan iç ve dış kuvvetlerin uygun şekilde dağıtılması veya aktarılması gerekir [95]. Herhangi bir aktivitenin gerçekleştirilmesi sırasında tüm vücudun iç ve dış kuvvetlerle uğraşma sürecine dahil edilmesi kinetik zinciri tanımlar. Bu nedenle, şut çekme gibi sporun tek bir bileşenini tanımlarken bile kinetik zincirin görev performansına katkısı göz önünde bulundurulmalıdır. Özet olarak, futbolda yaralanma önleme ve performans ile ilgili süreçlerin herhangi bir analizi kapsamlı bir şekilde yapılmalıdır.

Futbolun kompleks biyomekaniğinin anlaşılması, etkili önleyici ve rehabilitasyon yaklaşımlarının uygulanmasına izin vermek için çok önemlidir. Ek olarak, futbolcuların performansı, sporun yarattığı talepleri karşılayabilen kas-iskelet sistemini gerektirir [95].

Futbol birçok beceriden oluşmasına rağmen, bu bölüm sadece kas-iskelet sistemi üzerinde en fazla stres yaratan veya sporun temel bileşenleri olan belirli bileşenlere odaklanmaktadır. Bu nedenle, bu bölüm şut çekme, kafa vuruşu yapma, ani yön değiştirme ve koşu biyomekaniğini açıklamaya odaklanmıştır. Sadece şut çekme, kafa vuruşu yapma, ani yön değiştirme ve koşu seçimi, bu bileşenlerin futbol antrenmanı ve maçı için çok önemli olduğu gerçeğine dayanarak yapılmıştır. Sadece bu bileşenlere odaklanmak, biyomekaniklerini ve kas-iskelet sistemine verdikleri talepleri daha iyi anlamayı kolaylaştırır.

2.4.1. Futbolla İlgili Yaralanmaların Biyomekaniği

Belirli bir dokuya uygulanan stres (kuvvet) kritik bir sınırı (yani, oyuncunun kapasitesini) aştığında, yaralanma meydana gelir. Bu nedenle, herhangi bir sakatlık önleme programının amacı, oyuncunun yetenekleriyle sporun getirdiği talepler arasında bir denge kurmak olmalıdır.

Futbol antrenmanı sırasında en sık karşılaşılan yaralanmalar alt ekstremitayı içerir [346]. Üst ekstremita yaralanmaları alt ekstremita yaralanmasından daha az yaygındır ve genellikle yere düşme veya başka bir oyuncu ile çarpışma sonrasında ortaya çıkar. Aslında, üst ekstremita yaralanmaları kalecilerde diğer oyuncu pozisyonlarından daha yaygındır [346]. Futbolda gözlenen yaralanmaların çoğu travmatiktir. Örneğin, yüksek oranda ayak bileği ve ayak yaralanması, ikili mücadele sırasında oyuncudan oyuncuya temastan kaynaklanmaktadır [347]. Genel olarak, ikili mücadele, ağırlık taşıma sırasında ayağın ve ayak bileğinin eversiyon veya inversiyona büyük bir talep yaratan lateral veya mediyal kuvvetler üretir [347]. Bununla birlikte, futbol etkinliği sırasında birçok kas-iskelet sistemi yaralanması aşırı kullanım mekanizmalarıyla da ilgilidir. Yaralanmaların ortaya çıkabileceği durumların büyük çeşitliliği nedeniyle, bu bölümde, futbolun her bir bileşeni için (şut çekme, ani yön değiştirme, kafa vuruşu ve koşu) stres talebi ve kas-iskelet sistemi yaralanmaları ayrı ayrı ele alınmıştır.

Şut Çekmeye Bağlı Yaralanmalar

Şut çekme, kas iskelet sistemi için karmaşık hareketler ve büyük talepler içerdiğinden, temassız yaralanmalara en çok sebebiyet veren futbol bileşenlerinden biridir [55]. Kas-iskelet sistemi, görevi maksimum performans ve asgari yaralanma riski ile yerine getirmek için tüm kinetik zinciri kullanarak, şut çekme hareketine özgü mekanik taleplere dayanma kabiliyetine sahip olmalıdır. Oyuncunun biyomekanik özellikleri ve yapılan görev ve çevre koşulları ile etkileşimi, şut çekme sırasında kas-iskelet sistemine yüklenen talepleri artırabilir. Şut çekme ile ilgili patolojik koşullar, şut çekme talepleri sistemin kapasitesini aştığında meydana gelir ve genellikle üst gövde ile salınım bacağı arasındaki verimsiz enerji akışı ile ilgilidir [95]. Bozulmuş kas fonksiyonu ve gövde, pelvis ve destek bacağındaki myofasiyal yapıların değişmiş pasif sertliği, etkili bir şut atabilmek için salınım bacağının mekaniğinde dengeleyici değişikliklere yol açar. Bu değişiklikler alt ekstremita yapılarında artan talepler oluşturur [55, 348, 349]. Şut çekme ile ilgili patolojik durumlar genellikle üst vücut ile alt salınımlı uzuv arasındaki uygun olmayan enerji akışı ile ilişkilidir ve yerel olarak oluşturulan aşırı torklar ve lumbopelvik, kalça ile diz yapılarına artan talepler getirir.

Salınım bacağı ile lumbopelvik kompleksin diz ve kalça eklemlerinin yaralanmaları, oblik abdominis, vuruş yapmayan tarafın pektoralis majör ve kalça iç rotatorları gibi kasların eksantrik ve konsantrik zayıflıklarının bir sonucu olarak ortaya çıkabilir [95]. Vuruş

yapmayan tarafın latissimus dorsi ve bilateral gluteus maksimus gibi kaslarının eksantrik zayıflığı, takip evresi boyunca salınım bacağı yapıları üzerine aşırı yük bindirebilir.

Kalça ve Diz Yaralanmaları

Vücudun yaylanma fonksiyonuna üst gövdenin yetersiz katkısı, lokal olarak üretilen kalça fleksör ve addüktör torklarının ve diz ekstansör torklarının aşırı üretimini yaratır [95]. Örneğin, şut çekmenin geri salınım aşamasında, destek bacağının oblique abdominis ve kalça iç rotatörlerinin eksantrik zayıflığı ve pasif sertliğinin azalması, kalça fleksörlerinin (özellikle ayak üstü vuruşu sırasında), kalça addüktörlerinin (özellikle ayak içi vuruş sırasında) ve diz ekstansörlerinin eksantrik aktivitesinde aşırı taleplere yol açabilir. Sonuç olarak rektus femoris ve addüktör magnus yırtılmaları ve tendinopatiler gibi yaralanmalar görülebilir [349]. Gövde ve destek bacağındaki aynı kasların konsantrik zayıflığı, bacağın gerilmesi ve bacağın hızlanması aşamaları sırasında, kinetik zincire ilave enerji üretmek için salınım bacağının kalça fleksörler ve addüktörleri ile diz ekstansörlerinin ilave kuvvetle konsantrik kasılmalarını gerektirebilir. Bu artırılmış kas katılımı, aynı zamanda, bu kasların proksimal veya distal insersiyonlarında tendinopatilerin gelişme olasılığını da artırır. Ek olarak, diz ekstansörlerinin dengeleyici eylemleri, ön diz ağrısının gelişimine imkan vererek eklem kıkırdığı, subkondral kemik, patellar retinakuli ve infrapatellar yağ yastığı gibi patellofemoral eklem yapılarını aşırı yükler [350].

Hamstring Gerilmesi

Şut çekmenin takip aşaması sırasında, şut çekmenin sönümleme fonksiyonuna dahil olan gövde, pelvis ve destek bacağı kaslarının bozulmuş fonksiyonları, salınım bacağında lokal olarak aşırı üretilen kalça ekstansiyonu ve diz fleksiyonu torklarına neden olur. Vuruş yapmayan taraftaki latissimus dorsi, vuruş yapan bacak tarafındaki gluteus maximus ve destek bacağının kalça dış rotatörleri gibi kasların eksantrik zayıflığı ve pasif sertliğinin azalması, ekstremiteler yavaşlamasında enerjiyi emmek ve dağıtmak için salınım bacağının hamstringlerinin aşırı eksantrik aktivitesini gerektirebilir. Böyle bir mekanizma çoğu zaman hamstrings zorlanması oluşumuna neden olur [55, 349]. İlişkili bir hamstring eksantrik zayıflığı ya da daha önceki bir gerginliğin varlığında, bu yaralanmanın oluşması daha da olasıdır [351].

Pelvik İşlev Bozuklukları ve Kasık Ağrısı

Üst gövdeden ve destek bacağından pelvise yetersiz transvers düzlem dönme enerjisi aktarımı, pelvik ileri hızlanma ve yavaşlamanın (vuruş yapmayan tarafa doğru), şut çekme sırasında gerekli salınım bacağı hızlanmasına ve yavaşlamasına katkısını azaltır. Bu durum, salınım bacağı kalçasında ve pelviste daha büyük sagittal düzlem torkları gerektirir ve sporcuyu pelvik işlev bozuklukları için uygun hale getirir [95]. Örneğin, destek bacağının kalçasında artmış iç rotasyon sertliğiyle birlikte femoral retroversiyonun varlığı gerekli pelvik öne rotasyonu engeller. Salınım bacağındaki kalça fleksörleri ve addüktörleri tarafından yerel olarak oluşturulan dengeleyici torklar, bacağın gerilmesi ve bacağın hızlanması evreleri sırasında, vuruş tarafındaki innominat kemik üzerinde aşırı anteversiyon torkları oluşturabilir. Vuruş yapılan bacak tarafındaki internal oblique abdominis zayıflığı da azalmış pelvis öne rotasyon torkuna sebep olur. Ek olarak, kalça fleksörleri ve addüktörleri tarafından aşağı yönlü kuvvetlerle karşılaştırıldığında, ipsilateral pubise uygulanan daha küçük yukarı yönlü kuvvetlerle sonuçlanabilir [95]. Ayrıca, takip evresi boyunca yerel olarak oluşturulan dengeleyici kalça ekstansiyon torkları, aynı innominat kemiğe uygulanan aşırı retroversiyon torklarına neden olur. Bu gibi dengesizlikler simfizis pubis ve sacroiliac eklemlerinde dengesizlikler ile burkulma ve kayma streslerine neden olabilir. Osteitis pubis ve sakroiliitis genellikle bu değişmiş hareket desenlerinin ve kuvvet dağılımının işlev bozukluklarına neden olur [352]. Ek olarak, kalça addüktörlerinin proksimal tendinopatileri (kasık ağrısı) ve abdominal kasların distal tendinopatileri sıklıkla ilişkili durumlardır [353].

Ani Yön Değiştirmelere Bağlı Yaralanmalar

Futbol oyunlarında AYD, bu hareketi çalışmanın önemini güçlendirir biçimde, bağ yaralanmaları ile sonuçlanma potansiyeline sahiptir [113, 117, 346]. Bununla birlikte, ani yön değiştirme konusundaki çalışmaların çoğu, sadece diz ekleminin biyomekaniğine odaklanır ve tüm kinetik zincirin bu manevranın uygulanmasına katkısını ihmal eder.

AYD, futbol maçları ve antrenmanlar sırasında farklı oyun eylemlerine dahil edilir. Normalde, yavaşlama ve hızlı koşma hareketlerini oyuncuların yön değiştirmeleri izler. Hızlı yavaşlama ve ani yön değişikliklerinin sadece yön değiştirmeler sırasında gözlenen özellikleri, kişinin kas-iskelet sistemi için özel talepler getirir. Bu talepler, alt ekstremitede

futbolla ilgili farklı yaralanmaların gelişimi ile yakından ilgilidir. Ligament burkulmaları, addüktör kas zorlanmaları ve patellofemoral ağrı gibi kas-iskelet sistemi yaralanmaları, ani yön değiştirme sonucu temassız durumlarda sık sık meydana gelir [95].

Diz Yaralanmaları

Ani yön değiştirmede gözlenen dönme kuvvetlerinin ve yavaşlamanın birleşimi ligament, tendon ve patellofemoral eklem yaralanmaları için uygun zemin yaratır [346, 354]. Ani yön değiştirmelerde üretilen stresler, futbol maçları sırasında temassız ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanmalarının çoğunu oluşturabilir. Tipik bir temassız ÖÇB yaralanma mekanizması, yere sabitlenmiş ayakla tibianın neredeyse tam ektansiyon ve rotasyonundaki diz valgus veya varusun kombinasyonudur [355, 356]. Diz ekleminde artan dönme kuvvetleri her iki ani yön değiştirme manevrası sırasında da ortaya çıkar. Bununla birlikte çaprazlama yön değiştirme, femur dış rotasyonu ve destek bacağının göreceli tibia iç rotasyonu birleşimi nedeniyle ÖÇB için en tehlikeli temassız durumlardan biri olarak kabul edilir [113]. Yön değiştirme sırasındaki yeterli performans ve yaralanmayı önleme, diğer faktörlere ek olarak, oyuncunun doğru biyomekanik hizalamasına, yeterli kas fonksiyonuna ve uygun kas ve eklem sertliğine bağlıdır. Bu faktörler, doğru hareket düzenlerini teşvik etmek ve dolayısıyla kinetik zincirdeki stres taleplerini azaltmak için gereklidir. Diz eklemi üzerindeki dönme talebi kalça ve ayak bileği eklemlerinin koordineli mekaniğine bağlıdır. Yana adım yön değiştirme işleminde, örneğin, azaltılmış kalça eklemi sertliği, yön değişiklikleri sırasında destek bacağındaki femurun aşırı iç rotasyonuna izin verebilir. Aşırı femoral iç rotasyon, ÖÇB üzerindeki yükü artıran, diz ekleminde daha fazla addüksiyon (valgus) torkuyla ilişkilendirilir [357]. Ani yön değiştirme sırasında alt ekstremitenin biyomekaniği ile ilgili cinsiyetler arasındaki farklılıklar, kadın futbolcularda daha yüksek ÖÇB hasarı oranını açıklamak için kullanılır. Genel olarak, kadın sporcular erkeklerden diz ekleminde daha fazla addüksiyon (genu valgum) açılarına ve addüksiyon torkuna, femurda daha fazla iç rotasyona, subtalar pronasyona ve daha küçük diz fleksiyon açılarına sahiptir [95]. Subtalar eklem pronasyonu ile birlikte aşırı femoral iç rotasyonunun bu kombinasyonu, diz ekleminde artmış valgus yüklemesiyle sonuçlanır, bu da kadın futbolculardaki diz yaralanma riskindeki artışı açıklayabilir. Ek olarak, valgus yüklemesi ile proksimal ön tibial kayma kuvveti arasındaki ilişkinin ÖÇB'ye uygulanan baskıyı arttırdığı iddia edilmiştir [356]. Quadriceps kasları, patellar tendon yoluyla tibianın proksimal ucundaki ön kayma kuvvetine önemli bir katkıda bulunur. Ani yön değiştirme manevraları sırasında, yön değişikliğinden önce

meydana gelen yavaşlama 40°'nin altındaki diz açılarında, ÖÇB üzerindeki yükü artıran, kuvvetli quadriceps hareketi ile ilişkilidir [117, 358]. Bu nedenle, AYD, kas-iskelet sistemi üzerinde artan bir talep gerektirir, çünkü bu hareket, diz ekleminde aynı anda dönme ve kayma kuvvetleri uygular. Bu artan talep, proksimal kalça-pelvis stabilizasyonunun ve hamstringlerin yeterli kuvvet ve sertliğinin, ÖÇB'ye aşırı yüklenmeyi önlemek adına tibianın öne kayma kuvvetini kontrol etmek ve buna direnç göstermek için gerekli olduğunu göstermektedir [354, 358, 359].

Kalça eklemi sertliği değişikliklerine ek olarak yapısal alt ekstremite hizalama anormalliklerinin varlığı da diz eklemi üzerindeki stres talebini artırabilir [95]. Örneğin bir arka ayak varus deformitesi, yana adım yön değiştirme sırasında aşırı subtalar pronasyon ve tibia ile femurun iç rotasyonu gibi dengeleyici hareketler oluşturabilir, bu da ÖÇB üzerindeki yükü artırır. Bu nedenle, AYD sırasında kadın futbolcuların ÖÇB hasarının görülme sıklığı, artmış diz abdüksiyon açısı ve valgus yüklemesiyle birlikte daha fazla kalça addüksiyonu, femur iç rotasyonu ve subtalar pronasyon açılarının varlığı ile açıklanabilir. ÖÇB yırtılmalarına kalça eklemi sertliğindeki değişim miktarının katkısına ek olarak, sertlik değişiklikleri aynı zamanda hareket deseni verimini ve dolayısıyla sporcunun yön değiştirme sırasındaki performansını da değiştirebilir. Azalan kalça eklem sertliği, pelvis ve gövde hareketleri tarafından üretilen enerjinin bir kısmının dağılmasını sağlar ve kinetik zincir boyunca enerji transferini azaltır. Bu değiştirilmiş kuvvet aktarım mekanizması, yön değişimleri sırasındaki düşük hız ve yetersiz yön değiştirme açıları gibi düşük performansa neden olabilir [95].

Diz eklemindeki aşırı stres talepleri, tekrarlayan yön değiştirme manevraları yapan sporcularda aşırı kullanım diz yaralanmalarının gelişmesiyle de ilişkilidir [55]. Uygunsuz hareket kalıpları ayrıca patellofemoral eklem ve patellar tendonlar için de büyük bir talep ortaya koyar. Her iki yön değiştirme manevrasındaki yön değiştirme safhasında, yeterli proksimal kuvvet ve sertliğin olmayışı, aşırı kalça addüksiyonu ve femur iç rotasyonunu sağlar. Bu değişmiş hareket deseni, aşırı lateral patellar kaymasını teşvik eder ve retropatellar temas kuvvetlerini artırır [360]. Uygun olmayan proksimal sertlik ayrıca patellanın ve tendon hizasının dinamik olarak değişmesine katkıda bulunan hareket desenlerine yol açabilir. Sonuç olarak, bir tendinopatinin gelişimine katkıda bulunan, patellar tendonlara artmış boylamsal veya kayma stresleri uygulanır [361]. Arka ayak varus deformitesi gibi yapısal anormallikler de patellofemoral ağrı veya patellar tendinopati

gelişiminde rol oynayabilir [360]. Ayağın hizalanma kusuru, aşırı tibial iç rotasyon ile aşırı subtalar pronasyonu teşvik edebilir, bu da ani yön değiştirme işlemi sırasında patellofemoral eklem ve patellar tendonda anormal stres talebine neden olur [95].

Ayak Bileği ve Ayak Yaralanmaları

Ayak ve ayak bileği yaralanmaları en çok diğer oyuncularla temas sırasında, ikili mücadele durumlarında oluşabilse de, temassız ayak bileği burkulmalarının çoğu, ayak yere sabitlendiğindeki dönme hareketleri sırasında gözlenir [362]. Örneğin, çaprazlama yön değiştirme sırasında, sporcunun yön değişikliği sebebiyle destek bacağına fazladan ayak inversiyonu talebinin neden olduğu lateral ayak bileği burkulmalarına karşı artan bir duyarlılık vardır. Benzer bir talep, yana adım yön değiştirme sırasında, topun yuvarlanmasından sonra salınım bacağının yere sabitlendiği zaman görülebilir. Peroneal kasların, aşırı ayak inversiyonunu önlemekten sorumlu birincil kaslar olduğu düşünülse de [363], ayak bileği eversiyon kuvvetindeki azalmanın, lateral ayak bileği burkulması için bir risk faktörü olmadığı gösterilmiştir [364]. Ani yön değiştirme sırasında ayak ve ayak bileği eklemlerindeki talepler aynı zamanda alt ekstremitenin dinamiğine de bağlıdır. Destek bacağındaki yön değişiklikleri (çaprazlama) sırasında veya salınım bacağı yere sabitlendiğinde (yana adım), kalça eklemine artmış bir addüksiyon torku vardır. Sonuç olarak, ayak bileği evertor kaslarının aktivitesine olan talebin yanı sıra, kalça eklemine bu artmış frontal düzlem hareketini kontrol etmek için kalça abdüktör kaslarının kasılması gerekliliği vardır. Kalça abdüktör kaslarının kalça eklemi üzerine eksantrik kasılmalar tarafından uygulanan yanal yönlendirilmiş enerjiyi doğru şekilde absorbe edememesi, ayak hareketlerini değiştirerek kinetik zincir stres talebini artırır [95]. Ani yön değişikliği sırasındaki yanal vücut yer değiştirmesinin yavaşlaması, kalça ve ayak bileği eklemlerinde dengeli enerji emilimi ile sağlanır. Bu görüşe göre hem kalça hem de ayak bileği eklemlerindeki stres talebini kontrol etmek için yeterli kuvvet ve kalça sertliği gereklidir. Akut yaralanmalara ek olarak, ani yön değiştirme sırasında değişen ayak yüklenme düzenlerinden kaynaklanan aşırı kullanım ayak yaralanmaları gözlenebilir. Lateral veya mediyal ayak yüklenmesi gibi yön değiştirme manevraları arasındaki yükleme düzenlerindeki farklılıklar, futbolcularda yaygın olarak görülen metatarsal stres kırıklarının oluşumunu açıklayabilir [119].

Kas Gerilmeleri

Addüktör kaslarının zorlanmaları, futbolculardaki kasık ağrısının ana nedeni olarak öne sürülmüştür [365]. YAYD sırasında, yön değişiklikleri ve vücut itiş i için gerekli hareketler nedeniyle, addüktör kas zorlanmalarının artması riski vardır. Ani yön değiştirme işleminin ayak sabitleme ve yön değiştirme aşamasında, vücudun yanal yer değiştirmesi kalçanın ön düzlem stabilitesine sahip olmasını gerektirir. Kalça sertliğini artırmak için, kalça abdüktörlerinin ve addüktörlerinin birlikte kasılması vardır [366]. Yön değiştirme aşamasında gerçekleşen kalça abdüksiyonu, aktif durumdaki addüktör kasları gerer . Bu kasların zedelenmeye direnç gösterme kabiliyeti, emebilecekleri enerji miktarına bağlıdır. Bununla birlikte, kinetik zincir içindeki enerji akışı, vücudu hızlandırmak veya yavaşlatmak için sinerjist olarak çalışan diğer kasların durumuna bağlıdır. Bir yana adım yön değiştirme sırasında kontralateral external oblik ve ipsilateral internal oblik karın kaslarının hareketleri, gövdeden destek bacağına etkin bir enerji transferi için çok önemlidir. Bu durumda, karın ve addüktör kasları arasındaki kuvvet dengesizlikleri, addüktör kaslarının yaralanma ihtimalini artırabilir [95]. Addüktör ve oblique kaslarının kuvvet çifti olarak hareket etmemesi, addüktör kasların gerilmesine ve pubik simfizise yönlendirilen kayma kuvvetlerinin artmasına neden olabilir. Zayıf eksantrik kuvvete ve yetersiz kuvvet eşlemesine ek olarak, kas yorgunluğu, kas-iskelet sisteminin ani yön değiştirme talepleriyle başa çıkma kapasitesini azaltabilecek başka bir faktördür [95]. Bu durumda, bir futbol maçı sırasında tekrarlanan ani yön değiştirme hareketleri kas yorgunluğuna neden olabilir. Addüktör kas yorgunluğu, dağıtıcı bir mekanizma olarak işlev görmedeki etkinliklerini azaltabilir ve kas gerilme olasılığını artırabilir [367, 368].

Sıçrama ve Yere İnmeye Bağlı Yaralanmalar

Kafa vuruşu, sıklıkla alt ekstremiteleri artan taleplere maruz bırakan sıçrama ve iniş gibi karmaşık vücut hareketlerini içerir. Kafa vuruşunun sıçrama ve inişle ilişkisi, alt uzuvların tendinopati ve ÖÇB yırtılması gibi akut ve aşırı kullanım yaralanmalarına karşı meyilli olmasını sağlar.

Patellar Tendinopati

Alt ekstremité yaralanmaları, kafa vuruşunun ayrılmaz bir parçası olan sıçrama ve iniş sırasında meydana gelebilir. Kafa ile topa ulaşmak için, oyuncu futbol maçları sırasında sık sık sıçrar. Sıçrama, alt uzuvların eklemleri, tendonları ve kaslarına yüksek yükler uygular. Diz, alt kinetik zincirde bir ara eklemdir ve bu nedenle, kas-iskelet sistemine ulaşan kuvvetleri zayıflatmak veya yeterince dağıtmak için kalça ve ayak bileği eklemlerinin kinetiğine ve kinematiğine bağlıdır. Dikey sıçramalardan iniş sırasında, patellar tendonun 8000 N'ye kadar kuvvete maruz kaldığı gösterilmiştir [369]. Eğer böyle büyüklükteki kuvvetler diğer vücut yapılarına dağılmazsa veya düzgün bir şekilde aktarılmazsa, patellar tendon, antrenmanlar ve maçlar sırasında aşırı bir şekilde tekrar tekrar gerilecektir. Çevresel koşullar (örneğin, yetersiz eğitim veya oyun alanı), alt ekstremité hizalama bozuklukları (örneğin, tibia, ön ayak ve arka ayak varus ve diz valgusu), pelvis ve kalça instabiliteleri (örneğin, zayıf kalça dış rotatörleri ve oblik karın kasları) ve kas yorgunluğu, kuvvet dağılımını değiştirebilir ve sıçrama, iniş ve koşma gibi futbolla ilgili faaliyetler sırasında patellar tendona uygulanan talepleri artırabilir [95]. Futbol antrenmanının kas-iskelet sistemine uzun süre boyunca ve düzenli bir şekilde yüklenmeyi gerektirdiğinden, patellar tendon yapısı uygun onarım için yeterli zamana sahip olmayabilir. Sürekli devam eden yükleme, kolajen çapraz bağlanma hasarı, kistik oluşum ve işlevsel olmayan neovaskülarizasyona neden olabilir. Bu değişiklikler, travmatik veya sürtünme paratenoniti gibi diğer tendinopatilerden farklı olan tendinozun karakteristiğidir [361].

Ön Çapraz Bağ Yaralanmaları

Futbolda ÖÇB yaralanmalarının % 25'i sıçramalardan yere inişin bir sonucudur [95]. Ayrıca, kadın futbolcuların erkeklerden iki ila sekiz kat daha fazla ÖÇB yaralanması vardır [356, 357]. ÖÇB yaralanmalarının bu büyük insidansı, valgus diz açısının artması (2,5 kat daha fazla), YTK'de % 20 artış ve iniş sırasında daha dik postür ile sonuçlanan değişmiş nöromusküler kontrol ile ilişkili olabilir [370]. Kadın sporcuların aşağı doğru momentumlarını azaltmak için daha sert bir iniş mekanizması kullandıkları görülmüştür [371]. Erkeklerle karşılaştırıldığında tepe kalça ve diz fleksiyon açılarına daha erken ulaşırlar ve daha küçük eklem açılarıyla yere inerler. Böylece, kas iskelet sistemine daha kısa sürede daha fazla kuvvet uygulanır. Bu strateji, kalça ve diz ekstansörleri tarafından daha az iş üretilerek daha büyük darbe kuvvetlerine neden olur. Bu durumda, ayak bileği

enerjinin çoğunu absorbe etmek için kullanılır ve vücut iniş sırasında daha dik durur. Kalça ve dizin daha büyük kaslarının katılımının azalması, ÖÇB gibi kontraktil olmayan yapılara daha fazla yüklenme sağlar [372]. Kadınlar ile karşılaştırıldığında, erkek futbolcular inişle ilişkili yaralanmalarda daha düşük risk taşır, çünkü ayak bileği stratejisini daha az kullanırlar ve muhtemelen daha büyük kas kuvvetlerinden dolayı kalça ve diz eklemlerinin enerji emilimine daha fazla güvenirler [373].

İniş sırasındaki temassız ÖÇB yaralanmalarında, kalça addüksiyon ve içe rotasyonda, diz dışa rotasyonla valgustayken alt ekstremit eklemlerinde hızlı bir yavaşlama meydana gelir [374]. Bazı sporcular, özellikle de kadınlar, iniş sırasında frontal düzlem hareketlerinde (kalça addüksiyonu ve diz valgusu) belirgin bir artışa sahiptir (Şekil 12-4) [375-377]. Diz valgus açısının artması, ÖÇB yaralanmalarında bir tahmin faktörü olarak kabul edilmiştir [370]. Aslında nöromusküler kontrol eksikliği, kalça ve pelvis kaslarının yetersiz bir dengeleme fonksiyonuna bağlı olabilir (kalça abdükörünün, dış rotatörlerinin ve abdominal oblik kaslarının zayıflığı ve düşük sertliği). Zayıf kalça abdükörü ve dış rotator kasları olan kadınların diz valgus açılarının daha büyük olduğuna dair kanıtlar vardır (yaklaşık 4 °) [378]. Ek olarak, ayak hizalanmasındaki kusur, daha büyük ön düzlem hareketlerine katkıda bulunan kalça içe rotasyon kuvvetlerini artırabilir. Ayak hizalama düzeltilmesinden sonra, diz valgus açısının iniş sırasında belirgin şekilde azaldığı gösterilmiştir [379]. Ek olarak, daha iyi kalça ve pelvik stabilizasyon yetenekleri kuadrisepsin ve hamstring kaslarının sıçrama ve iniş sırasında alt uzuvlara uygulanan kuvvetlere direnç gösterme kabiliyetini artırabilir [379].

Koşu ve Aşırı Kullanıma Bağlı Yaralanmalar

Koşucular bazen ayak bileği burkulmaları ve kas gerilmeleri gibi akut yaralanmaları yaşamalarına rağmen, koşucu yaralanmaların çoğu kümülatif mikrotravma (aşırı kullanım) yaralanmaları olarak sınıflandırılabilir. Koşmak en popüler aktivitelerden biridir ve alt ekstremitenin aşırı kullanım yaralanmaları düzenli olarak gerçekleşir. Aşırı kullanım koşu yaralanmasının standartlaştırılmış tanımı konusunda bir fikir birliği yoktur, ancak birkaç yazar bunu koşu hızını, mesafeyi, süreyi ya da sıklığı en az 1 hafta boyunca kısıtlayan bir kas-iskelet sistemi rahatsızlığı olarak tanımlamıştır [380-382].

Kas iskelet sisteminin aşırı kullanıma bağlı yaralanması, stresli yapının kapasitesinin ötesinde bir süre boyunca oluşan yorgunluk etkisinden kaynaklanmaktadır [383, 384]. Her

ne kadar kas iskelet sisteminin çeşitli yapıları üzerinde tekrarlanan baskılar bir aşırı kullanım yaralanması ile sonuçlanabilse de, bu yaralanmayı önlemek için kas iskelet sistemine yapılan stresin en aza indirilmesi gerektiği anlamına gelmez. Kaslar, tendonlar, bağlar ve kemikler gibi tüm biyolojik yapılar, üzerlerindeki stres seviyesine hem pozitif hem de negatif olarak adapte olur. Pozitif adaptasyon, uygulanan stresler bir yapının mekanik sınırlarının altında tekrarlandığında meydana gelir ve stres uygulamaları arasında yeterli zaman süreleri sağlanır [385, 386]. Öte yandan, negatif adaptasyon (yaralanma), akut yaralanmalarda olduğu gibi bir kez mekanik sınırların ötesinde bir stres uygulandığında veya aşırı kullanım yaralanmalarında olduğu gibi stres uygulamaları arasında yetersiz zaman aralıklarıyla tekrarlanan zamanlarda meydana gelir [383, 384, 387].

Aşırı Kullanım Yaralanmalarının Etiyolojisi

Aşırı kullanım yaralanmaları için en sık risk faktörü olarak tanımlanan antrenman değişkenleri; koşu mesafesi, egzersiz yoğunluğu, haftalık koşu mesafesi veya yoğunluğundaki hızlı artışlar ve germe alışkanlıklarıdır [388-394]. Bu değişkenlerin stres-frekans ilişkisini nasıl etkilediğini incelemek, bu eğitim değişkenlerinin bazılarının aşırı yaralanmalara neden olabileceğini göstermektedir. Koşu mesafesinin arttırılması, atılan adımların sayısını arttırdığından tekrarlanan adım sayısını artırır. Koşu hızının değişmeden kalması koşuluyla, her adımda çeşitli kas-iskelet yapılarında üretilen kuvvetlerin ve momentlerin büyüklüğü de değişmeden kalmaktadır (yorgunluk etkilerini dikkate almamaktadır). Bu nedenle, daha fazla mesafe çalıştırmak, stres altındaki uygulamaların sayısını artırarak ilgili kas-iskelet yapılarını grafik üzerinde sağa yerleştirir. Eğrinin bu kısmı hafif bir negatif eğime sahip olduğundan, eğrinin sağında daha ileride olan yerler bir yapının eğrinin yaralanma bölgesine girmesi için biraz daha düşük gerilmeler gerektirir. Böylece, bir veya daha fazla yapının grafiğin yaralanma bölgesine girme olasılığı, artan çalışma mesafesiyle birlikte artar.

Koşu egzersizinin yoğunluğu koşma hızı ile ilgilidir. Daha yüksek koşma hızları, genellikle ilgili kas-iskelet yapılarına daha büyük kuvvetler ve burulma stresleri üretir [395-398]. Egzersiz yoğunluğu arttığında, tüm bu yapılara uygulanan stres seviyesi stres-frekans grafiğinde daha yüksektir. Bu grafikte daha yüksek olan yerler, bir yapının yaralanma bölgesine girmesi için daha az tekrar gerektirir. Bu şekilde, antrenman yoğunluğu koşu mesafesinde veya frekansında bir azalma olmadan arttığında, yaralanma olasılığı da artar.

Stres-frekans ilişkisi, mesafe veya yoğunluktaki hızlı değişikliklerin yaralanma riskini nasıl arttırdığını da açıklayabilir. Bir kas-iskelet sistemi yapısı, henüz altında veya eğrinin solunda stres-frekans eğrisine yakın olan bir stres-frekans kombinasyonuna maruz kaldığında, eğrinin yukarı ve sağa kaydırılmasıyla yapının pozitif şekilde yeniden şekillenmesi oluşabilir. saptama gerçekleşmez. Çalışma mesafesindeki ve yoğunluğundaki bu artışlar kademeli olduğunda, stres-frekans eğrisini yapının grafik üzerindeki konumunun kaydırılması dışına kaydırmak mümkündür. Bununla birlikte, çalışma mesafesindeki veya yoğunluğundaki hızlı artışlar, bir miktar pozitif yeniden şekillenme ve eğri meydana geldiğinde bile yapının yaralanmayan bölgeden yaralanma bölgesine eğriyi geçmesine neden olabilir.

Koşmadan önce germe egzersizleri yapmak, koşu yaralanmaları için olası bir risk faktörü olarak incelenen antrenmana bağlı bir değişkendir. Ne yazık ki, bu faktörün aşırı kullanım yaralanmalarıyla ilişkilendirilmesiyle ilgili çelişkili sonuçlar ortaya çıkmıştır. Bazı araştırmacılar, koşudan önce düzenli olarak esnetme yapan insanların, düzenli yapmayanlara göre daha yüksek bir yaralanma oranı yaşadığını bildirmiştir [389, 399, 400]. Öte yandan, diğer araştırmacılar koşmadan önce germe ile yaralanmalar arasında bir ilişki bulamamıştır [381, 382, 401]. Hiçbir ampirik çalışma, esnetme egzersizlerinin koşu yaralanmalarını önleme aracı olarak kullanılmasına rağmen, bu uygulamaların koşu yaralanmalarının sayısını azalttığını bildirmemiştir [402]. Bununla birlikte, koşucuların esnetme ve ısınma alışkanlıklarına ilişkin veriler genellikle anketlere veya kişisel raporlamaya dayanmaktadır, bu nedenle de bu sonuçların dikkatle göz önüne alınması gerekir. Aslında, koşu öncesi esnetme bazı koşucular için önemli olduğu halde diğerleri için gerekli olmayabilir. Yeung ve Yeung [403] tarafından yapılan bir sistematik derleme ve meta-analiz, egzersiz öncesi germe ve egzersiz seansları dışında germe protokollerini araştırmış ve yumuşak doku koşu yaralanması riskinde klinik olarak yararlı veya istatistiksel olarak anlamlı bir azalma üretmediğini bildirmiştir. Kesin kanıt olmadan, eğitim hataları gibi diğer faktörler yaralanmaya potansiyel katkı sağlayanlar olarak ilk önce düşünülmelidir.

Çeşitli klinik çalışmalar aşırı kullanım yaralanmalarının % 60'ından fazlasının antrenman ile ilgili değişkenlerin bir sonucu olduğunu tahmin etmiştir [404-407]. Pratik bir bakış açısına göre, tüm aşırı kullanım yaralanmalarının eğitim değişkenlerine atfedilebileceği söylenebilir. Bu, ancak bir kişi mevcut çalışma mesafesi veya yoğunluğu sınırını aştığında, yaralanan yapının negatif şekilde yeniden şekillenmesi onarım işlemi üzerinde geçerli olacak

şekilde gerçekleştirilebilir. Bu sınırın tam yeri, yapıdan yapıya ve bireyden bireye değişebilir, ancak koşucuların bireysel kısıtlamalara dayalı olarak farklı egzersiz yaparak veya bazı durumlarda hiç egzersiz yapmadan bu yaralanmaları önleyebileceğine dair hiçbir şüphe yoktur.

Tüm aşırı kullanım yaralanmalarının nedenlerini antrenman değişkenlerine atamanın en çekici yönlerinden biri, koşucuların eğitim değişkenleri üzerinde kontrol sahibi olması nedeniyle, bu yaralanmaların hepsinin önlenabilir olması gerektiğidir. Ancak, nadiren koşucular, kendilerini yaralanma eşiğinin üzerine çıkaran bir eğitim hatası yapmak üzere olduklarını bilirler. Bu nedenle, aşırı kullanıma bağlı koşu yaralanmalarını önlemek, mevcut bir yaralanmanın etiyolojisini değerlendirmek ve anlamak için ilgili tüm kas-iskelet yapılarının mevcut sınırlarını bilmek gerekir. Bu sınırlar öncelikle mevcut antrenman durumuna, belirli doku ve kasların kuvvet ve esnekliğine ile çeşitli yapıların bütünlük ve yaralanma durumuna ek olarak anatomik ve biyomekanik değişkenlerle belirlenir. Elbette, bu sınırları tam olarak bilmek mümkün değildir, ancak temel klinik ve biyomekanik risk faktörlerini iyice anlayarak yaralanma riskini en aza indirmek mümkündür.

Yaygın Görülen Koşu Yaralanmaları

Diz, tüm koşu yaralanmalarının yarısına yakınıni oluşturan, aşırı kullanıma bağlı koşu yaralanmalarının en sık görülen bölgesidir [387, 404, 408, 409]. 2.000'den fazla yaralı koşucu ile yapılan klinik bir çalışmaya göre [409], %42'sinde diz yaralanmaları, %92'sinde alt bacak yaralanmaları ve %22'sinde üst bacak yaralanmaları görüldüğü aktarılmıştır. En sık görülen diz yaralanması 331 kişide görülen patellofemoral ağrı sendromuyken, bunu iliyibibiyal bant sürtünme sendromu (168 olgu), plantar fasiit (158 olgu), meniskal yaralanma (100 olgu) ve patellar tendinit (96 olgu) takip etti. Diğer araştırmacılar, aşırı kullanım yaralanmalarının bölgesi için oldukça benzer sonuçlar bildirmişlerdir [387, 390, 404]. Çok az sayıda aşırı kullanım koşu yaralanması belirlenmiş bir etiyolojiye sahip olmasına rağmen [387], bu yaralanmaların % 80'inden fazlasının dizde veya altında meydana gelmesi bazı ortak mekanizmaların olabileceğini düşündürmektedir.

Patellofemoral Ağrı Sendromu

Patellofemoral ağrı sendromu, yaş ve cinsiyetten bağımsız olarak koşma ve sıçrama sporlarında en sık karşılaşılan yaralanmalardan biridir. 5 yıllık bir süre boyunca bir spor tıbbi kliniğine yönlendirilen ve ayakta tedavi edilmiş koşu ve atlama temelli spor vakalarından elde edilen hasta grafiği verilerinin araştırmasında, patellofemoral ağrı sendromu 22-38 yaş arası yetişkinler için en yaygın yaralanmalardan biriydi [410]. Bu bireylerin aktiviteleri arasında rekreasyon koşusu, spor dersleri, alan sporları ve raket sporları yer aldı. Koşu ile ilgili olarak, dizin koşu ile ilgili tüm yaralanmaların yaklaşık % 40'ını temsil ederek en yaygın yaralanma bölgesi olduğu ve patellofemoral ağrı sendromunun bu yaralanmaların %46 ila % 62'sini oluşturduğu gösterilmiştir [404, 408, 409].

Patellofemoral ağrı sendromu aktif yetişkinlerin yaşadığı yaygın bir problem olsa da [411, 412], patellofemoral ağrı sendromunun etiyojisi belirsiz ve tartışmalıdır [413-417]. Genellikle spesifik bir başlangıca ve yaralanma mekanizmasına sahip ön çapraz bağ yaralanması gibi diğer diz yaralanmalarından farklı olarak, patellofemoral ağrı sendromulu hastalar genellikle sinsi bir başlangıçlı yaygın peripatellar ve retropatellar ağrılarını rapor eder. Ek olarak, hastaların çoğunluğu aşırı kullanımı dışında ayırt edilebilir bir nedeni olmayan ağrılar bildirmektedir [414, 418, 419]. Bu nedenle, tüm bu etiyojistik faktörlerin tam olarak anlaşılması, bu yaygın hasarın doğru bir şekilde tedavi edilmesi ve önlenmesi için gereklidir.

Örneğin, kadın koşucuların erkeklere kıyasla patellofemoral ağrı sendromuna yakalanma olasılıklarının iki katıdır [409, 420]. Bir çalışma, kadın koşucuların kalça iç rotasyon açısının arttığını, erkeklerle karşılaştırıldığında tepe diz dış rotasyonu (tibia üzerinde distal femurun rotasyonu) açısının azaldığını göstermiştir [420]. Ek olarak, kadın koşucular, yürüyüşün tüm duruş fazı boyunca erkeklere kıyasla daha fazla miktarda tibial dış rotasyonda kaldılar. Bu sonuçlar Yoshioka ve ark. [421], kadınların erkeklerle karşılaştırıldığında daha fazla statik dış diz rotasyonu hizası gösterdiğini bildirmiştir. Ayrıca, Tiberio [422], femurun aşırı iç rotasyonunun, patellofemoral eklemin uyumsuzluğuna yol açabileceğini ve ön diz ağrısına yol açabileceğini öne sürdü. Ferber ve ark [420]. , Yukarıda belirtilen çalışmada kadın koşucular tarafından artan kalça iç rotasyonunu göstermiştir. Daha fazla diz abduksiyonu (genu valgum) ile birlikte artan kalça iç rotasyonu daha büyük bir Q-açısına neden olabilir. Q açısında bir artışın patellofemoral eklem temas kuvvetlerinin artmasına neden olduğu ve

sporcuyla daha yüksek yaralanma riski altına soktuğu düşünölmektedir [423, 424]. Bu sonuçlar, diğçerlerinin yanı sıra, kadın koşucuların neden patellofemoral ağrı sendromunu geliştirme olasılıklarının iki katı olduğunu da kısmen açıklayabilir [425, 426].

İliotibial Band sendromu

İliotibiyal bant sendromu, koşucularda ikinci en sık görölen diz ağrısı nedenidir ve en sık görölen lateral diz ağrısı nedenidir [409, 427]. Anekdötal olarak, bu sendrom, sıkı bir iliotibial bantla ve yüklenilmiş bir diz üzerinde tekrarlanan fleksiyon ve ekstansiyonun kombinasyonuyla ilişkilidir [427-431]. Orchard ve diğ. [428], iliotibial bant ile lateral femoral kondil arasındaki sürtünme kuvvetlerinin, koşu duruş fazının ilk yarısında meydana gelen diz fleksiyonunun 20° ile 30° arasındaki pozisyonunda en büyük olduğunu öne sürdüler. Bununla birlikte, bu iyi kabul edilmiş sagittal düzlem teorisine rağmen [427-429], iliotibiyal bant sendromu olan ve olmayan koşucularda diz fleksiyonu ve ekstansiyon örüntülerini içeren birkaç biyomekanik incelemede farklılık bulunmamıştır [430-432].

3. YÖNTEM

Ölçüm yöntemleri aşağıda detaylı açıklanmış bu araştırma; özetle, katılımcıların bazı antropometrik özelliklerinin ve alt ekstremité kaslarının izokinetik kuvvet ve dayanıklılıklarının ölçülmesini, futbolda sıklıkla gerçekleştirilen eylemlerin (şut çekme, düz koşu, ani yön değiştirme, sıçrama ve yere inme) dinlenik (ön test) ve yorgun (son test) durumdayken uygulanmasının hareket yakalama sistemiyle kayıt altına alınması ile propriyosepsiyon ölçümlerini içermektedir.

3.1. Araştırma Grubu

Çalışmaya alınacak katılımcılar; “amatör veya profesyonel liglerde futbol oynuyor olmak, herhangi bir kas iskelet sistemi yaralanmasına sahip olmamak, 18 yaşını doldurmuş olmak, erkek olmak” dahil etme kriterleri ile “vücudunun herhangi bir yerinde kas iskelet sistemi yaralanması olmak, eklemlerinde ağrı, şişlik ya da fonksiyonel kısıtlılıktan yakınmak, eklem hareket açıklığında belirgin kısıtlılığı olmak, 5 yıldan az süredir futbol oynuyor olmak” hariç tutma kriterleri göz önünde bulundurularak seçilmiştir. Çalışmaya 15 erkek amatör futbolcu ($n=15$, $21 \pm 2,47$ yaş, $71 \pm 8,30$ kg vücut ağırlığı, $179,2 \pm 5,62$ cm boy) katılmış, ölçümler sırasında sağ ayak bileğinde ağrı hissetmesi sebebiyle hariç tutulan biri dışında 14 katılımcı ile çalışma sürdürülmüştür. Katılımcı bilgileri Çizelge 3.1’de sunulmuştur.

Çizelge 3.1 Katılımcı bilgileri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sap.
Yaş (yıl)	15	18	26	21,00	2,478
Futbol yaşı (yıl)	15	5	16	9,20	4,092
Vücut Ağırlığı (kg)	15	57	89	71,07	8,302
Boy (cm)	15	171	187	179,20	5,621

Çalışmaya dahil olma kriterlerini karşılayan katılımcılara yapılacak çalışma hakkında sözlü ve yazılı bilgi verilmiştir. Araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak, çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına dair onay, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından verilen 12.06.2019 tarih ve 2012-KAEK-15/1920 sayılı

etik kurul kararıyla alınmıştır. Gönüllü katılımları için katılımcılara onaylanmış “Girişimsel olmayan klinik araştırmalar bilgilendirilmiş gönüllü olur formu” el yazısı ile doldurtulup imzalatılmıştır. Etik kurul raporu (EK-1) ve bilgilendirilmiş gönüllü olur formu (EK-2) ekler kısmında sunulmuştur.

3.2. Verilerin Toplanması

Bu bölümde araştırmanın amaçları doğrultusunda uygulanan ölçümler ve bu ölçümlerde kullanılan araçlar detaylı olarak anlatılmıştır. Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Sporda Performans ve Hareket Analizi Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı’nda sürdürülmüş çalışma için katılımcılar; birisinde ölçüm yöntemlerinin tanıtılması ve aşinalık oluşturabilmek amacıyla denemeler yapılması, diğerinde ise ölçümlerin yapılması için toplam iki gün laboratuvara alınmıştır. Bir ölçüm günü şu iş akışını takip etmiştir;

1. Katılımcının hazırlanması (hareket yakalama kıyafetini giymesi ve yansıtıcı işaretçilerin belirli 39 anatomik pozisyona yapıştırılması) ve antropometrik verilerin toplanması,
2. Isınma protokolünün uygulanması,
3. Eklem pozisyonu üretme yöntemiyle izokinetik dinamometre kullanılarak diz ve ayak bileği eklemi pozisyon duyusunun değerlendirilmesi,
4. Hareket yakalama sistemi kullanılarak, katılımcıların sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve koşu denemelerinin kaydedilmesi,
5. Kalça fleksör ve ekstansör, kalça abdüktör ve addüktör, diz fleksör ve ekstansör, ayak bileği plantar fleksör ve dorsifleksör kaslarının izokinetik kas kuvveti ve dayanıklılığı ölçümlerinin 60 °/s ve 180 °/s (ayak bileği için 30 °/s ve 120 °/s) açısal hızlarıyla izokinetik dinamometre kullanılarak yapılması,
6. Katılımcıların futbola özgü yorgunluk protokolünü (SAFT⁹⁰) uygulaması,
7. Yorgunluk durumundayken katılımcıların sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve koşu denemelerini tekrar etmesi,
8. Yorgunluk durumundayken katılımcıların diz ve ayak bileği eklemi pozisyon duyusunun tekrar değerlendirilmesi.

Veri toplanması sürecinde kullanılan donanımlar, kullanım sırasına göre, kullanım amaçlarıyla birlikte aşağıda listelenmiştir.

- Boy uzunluğu ölçümleri için Seca stadiometre (Seca Instruments Ltd., Hamburg, Almanya).
- Vücut ağırlığı ölçümleri için Seca baskül (Seca Instruments Ltd., Hamburg, Almanya).
- Segment çap, çevre ve uzunluk ölçümleri için Harpenden Antropometrik Set (Holtain Ltd., Crosswell, İngiltere).
- İzokinetik kas kuvvet ve dayanıklılığı ile propriyosepsiyon ölçümleri için IsoMed 2000 izokinetik dinamometre (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya).
- Hareket analizleri için hareket yakalama kıyafeti (Çalışma için araştırmacı tarafından üretilmiştir).
- Hareket analizleri için 8 adet T-10 kameralı Vicon MX hareket yakalama sistemi (Vicon Motion Systems Ltd, Oxfordshire, İngiltere).
- Sürat koşusu görevinin uygulanması için motorlu, 300 cm boy ve 125 cm eninde koşu yüzeyli bir koşu bandı (Saturn 300/125, h/p/Cosmos, Nussdorf-Traustein, Almanya).
- Hareket görevlerinin uygulanacağı parkurların oluşturulması için slalom çubuğu seti.
- Yorgunluk protokolü multimedyaşının yayınlanması için birer adet bilgisayar, monitör ve hoparlör.
- Yorgunluk protokolü ve hareket görevlerindeki koşu hızlarının tespiti için iki adet fotosel kapısı ve test bataryası (Powertest 300, Newtest, Oy, Finlandiya).

Veri toplanması ve işlenmesi süreçlerinde kullanılan bilgisayar yazılımları, kullanım sırasında göre kullanım amaçlarıyla birlikte aşağıda listelenmiştir.

- İzokinetik kas kuvvet ve dayanıklılığı ile propriyosepsiyon ölçümleri için IsoMed Analyze yazılımı (versiyon 1.0.5, D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya).
- Hareket analizlerinde; hareket yakalama verisinin elde edilmesi, işlenmesi ile kinematik verinin hesaplanması ve dışa aktarılması için Vicon Nexus yazılımı (versiyon 2.9.2, Oxford Metrics, Oxford, İngiltere).
- Hareket analizlerinde; hesaplanmış kinematik verinin raporlanması için Vicon Polygon yazılımı (versiyon 4.4.4, Oxford Metrics, Oxford, İngiltere).
- Yorgunluk protokolü çoklu ortamının oluşturulması için VSDC video düzenleme yazılımı (versiyon 6.3.1, Vector Ltd., A.B.D.).
- Yorgunluk protokolü çoklu ortamının yayınlanması için GOM Player video oynatma yazılımı (versiyon 2.3, Gom&Company, Seul, Güney Kore).

- Tüm verilerin toplanması, düzenlenmesi ve işlenmesi için Microsoft Excel tablolaştırma yazılımı (Microsoft Office 2016, Microsoft, Redmond, WA, A.B.D.).
- İstatistiksel analizler için SPSS Statistics istatistiksel analiz yazılımı (versiyon 22.0, IBM, New York, NY, A.B.D.).
- Görsel anlatımda kullanılmak üzere oluşturulan animasyonların karakterlerinin üretimi için Autodesk Character Generator (Autodesk Character Generator, Autodesk, San Rafael, CA, A.B.D.).
- Görsel anlatımda kullanılmak üzere oluşturulan animasyonların üretimi için Autodesk Motionbuilder (versiyon 2019, Autodesk, San Rafael, CA, A.B.D.).

3.2.1. Antropometrik Ölçümler

Katılımcıların boy uzunlukları, 1 mm hassasiyetle ölçüm yapabilen stadiometre (Seca Instruments Ltd., Hamburg, Almanya) ile topukları bitişik, vücut ve baş dik, gözleri karşıya bakar durumda, ayakkabısız olarak; vücut ağırlıkları ise 100 gr hassasiyetle ölçüm yapabilen baskül (Seca Instruments Ltd., Hamburg, Almanya) ile hareketsiz, ayakkabılı ve hareket yakalama kıyafeti giyinmiş olarak ölçülmüştür.

3.2.2. İzokinetik Kuvvet ve Dayanıklılık Ölçümleri

Kalça fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon ve addüksiyonu, diz fleksiyon ve ekstansiyonu ile ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyonu izokinetik kas kuvveti ve kas dayanıklılığı ölçümleri IsoMed 2000 dinamometre (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya) ile yapılmıştır. Her seanstan hemen önce, cihaz üreticinin önerilerine göre kalibre edilmiştir. Tüm test verisinin toplanması için, üreticinin bilgisayar yazılımı IsoMed analyze V.1.0.5 kullanılmıştır. Testlerden önce katılımcılar, sabit bir bisiklet ergometresinde (Heinz Kettler GmbH ve Co. KG, Ense-Parsit, Almanya) 1,5 W/kgBW'lık bir submaksimal şiddette ve 70 rpm pedal hızında 10 dakikalık bir ısınma gerçekleştirmiştir. Hareketler, izokinetik kas kuvvetini ölçmek için 60 °/sn açısal hızında 5 maksimal tekrar ve kas dayanıklılığını ölçmek için 180 °/sn açısal hızında 30 tekrar olarak uygulanmıştır. Diğer testlerden farklı olarak, ayak bileği testlerinde dinamometrenin kuvvet kolu açısal hızı; izokinetik kas kuvveti ve dayanıklılığı ölçümleri için sırasıyla 30 °/sn ve 120 °/s olarak ayarlanmıştır. Katılımcılardan test öncesinde 6 adet orta ve 2 adet submaksimal seviyede deneme yapmaları istenmiştir. Takip eden 1 dakikalık dinlenme süresi, katılımcılara bir sonraki testte tüm hareket aralığı

boyunca mümkün olduğu kadar hızlı itme (ekstansiyon) / çekme (fleksiyon) talimatı vermek için kullanılmıştır. Testler sözel geri sayım verilerek başlatılmıştır. Ek olarak, maksimum çabayı sağlamak için test sırasında güçlü bir sözel teşvik ve görsel geribildirim sağlanmıştır. Tüm testlerde, katılımcının sabitlenmesinden sonra, test edilen uzvun ağırlığı, tam ekstansiyonda ve rahat bırakılmışken ölçülmüş ve entegre yazılım kullanılarak yerçekimi etkisi torkunun test verileri üzerindeki etkisini yok etmek için yerçekimi ayarlaması yapılmıştır.

Kalça Fleksiyonu ve Ekstansiyonu

Kalça fleksiyonu ve ekstansiyonu ölçümleri için katılımcılar, sırt dayaması yatay olarak 0° eğimli ve dinamometre kuvvet kolunun eksenini kalça rotasyonunun merkezine (büyük trokanter) hizalanmış olarak dinamometre sandalyesinde sırtüstü pozisyonda yatırılmıştır. Pelvis ve gövdeyi stabilize etmek için katılımcılar kayışlarla dinamometreye sabitlenmiştir. İpsilateral uyluk, lateral femoral kondilden 5 cm proksimalde dinamometre pedinine bağlanmıştır. Diğer bacağın dizi fleksiyonda tutulmuştur. Test pozisyonunu gösteren ölçüm fotoğrafı Resim 3.1’de verilmiştir. Ölçümler, $10 - 90^\circ$ kalça fleksiyonu aralığında alınmıştır.



Resim 3.1. Kalça fleksör ve ekstansör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü

Kalça Abdüksiyonu ve Addüksiyonu

Kalça abdüksiyon ve addüksiyon testleri için, katılımcılar dinamometrenin kafasına bakacak ve test edilen bacak üst tarafta kalacak şekilde yan yatırılmıştır. İzokinetik dinamometrenin

sandalyesi ve kayışlarının gövde ve pelvis hareketlerini kısıtlayabilmesi nedeniyle, ayakta kalça abdüksiyon/addüksiyon testi yerine yan yatar pozisyonda kalça abdüksiyon/addüksiyon testi seçilmiştir. Weir ve ark. [433], ikincil etkiler kontrol edilmediğinde üretilen tepe torkta düşüş bulmuşlardır. Yazarlar, bu gereksiz etkileri ortadan kaldırmak ve maksimum tepe torku değerleri geliştirmesine izin vermek için gövdenin sıkı bir şekilde sabitlenmesi gerektiğini bildirmiştir. Bu nedenle, herhangi bir gereksiz gövde veya pelvis hareketini sınırlandırabileceğinden, yan yatma abdüksiyon protokolü daha uygun görülmüştür. Test bacağı, kalça ve dizde 0° ekstansiyon açısı ve doğal rotasyon pozisyonunda yerleştirilmiştir. Test dışı bacak, addüksiyon hareketleri sırasında test bacağına temas etmesinden kaçınmak için yaklaşık 30° kalça fleksiyonu ve yaklaşık 90° diz fleksiyonuyla konumlandırılmıştır. Gövde, pelvis ve test dışı bacak kayışlarla ölçüm sandalyesine sabitlenmiştir. Dinamometrenin dönme eksenini, katılımcının üzerinde 2 düz çizginin kesişimini temsil eden bir nokta ile hizalanmıştır; bir çizgi posterior-superior iliak omurgasından dize doğru, diğer çizgisi ise femurun büyük trokanterinden vücudun orta hattına doğru yönlendirilmiştir. Dinamometrenin kuvvet kolu, test bacağına patellanın üst sınırından 5 cm yukarıda kayışlarla tutturulmuştur. Katılımcılara, test sırasında kas işe alımlarında ve aktivasyonlarında değişiklik oluşmasını önlemek için ayak parmaklarını ileriye dönük tutmaları ve dizlerini bükmemeleri talimatı verilmiştir. Testin hareket aralığı 0° (doğal pozisyon) ile 60° kalça abdüksiyonu arasında ayarlanmıştır [434-436].



Resim 3.2. Kalça abdükör ve addükör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü

Diz Fleksiyonu ve Ekstansiyonu

Diz fleksiyon ve ekstansiyon testi için katılımcılar, kalça eklemi yaklaşık 75° (0° = tam uzatma) ve test edilen bacağın popliteal çukuru koltuğun ön kenarının ucunda olacak şekilde izokinetik dinamometre sandalyesine yerleştirilmiştir. Omuzlarda, göğüste, kalçada ve dominant bacağın femurunda sabitlenmiş ayarlanabilir kayışlar ve pedler ile katılımcıların stabilizasyonu sağlanmıştır. Katılımcılara kalçanın lateralinde yer alan yan kulpları tutmaları konusunda talimat verilmiştir. Lateral femoral epikondil, diz anatomik dönme eksenini dinamometrenin mekanik eksenini ile eşleştirmek için bir belirli nokta olarak kullanılmıştır. Bir kayış vasıtasıyla, dinamometre kuvvet kolunun distal kaval kemiği yastığı, diz 90° fleksiyon pozisyonundayken, lateral malleoldan yaklaşık 2–3 cm yükseğe tutturulmuştur. Hareket aralığı, 10 ila 90° arasında olacak şekilde ayarlanmıştır.



Resim 3.3. Diz fleksör ve ekstansör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü

Ayak Bileği Plantar Fleksiyonu ve Dorsifleksiyonu

Ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon testleri için katılımcılar, dinamometre koltuğuna kalça ve diz eklemlerinde tam ekstansiyonla sırtüstü yatırılmıştır. Test edilecek taraftaki ayak, dinamometreye bağlı ayak adaptörü üzerine yerleştirilmiş ve iki adet kayış

ile sabitlenmiştir. Dinamometrenin kuvvet kolunun dönme eksenini, lateral malleolün dönme eksenine hizalanmıştır. Bel ve test edilen bacağın uyluk bölgesi, kayışlar kullanılarak sabitlenmiştir. Omuzlar, omuz kayışları ve pedleri ile ventral-dorsal ve Kranio-Kaudal yönde sabitlenmiştir. Katılımcılardan kollarını göğüslerinin üzerinde bağlamaları istenmiştir. Ölçümler 20° dorsifleksiyon ve 35° plantar fleksiyonu aralığında alınmıştır.



Resim 3.4. Ayak bileği plantar fleksör ve dorsifleksör izokinetik kuvvet ve dayanıklılık ölçümü

3.2.3. Propriyosepsiyon Ölçümleri

Propriyosepsiyon değerlendirmeleri eklem pozisyonu üretme yöntemi kullanılarak iki bölgede yapılmıştır; dominant taraf diz ve ayak bileği. Diz ve ayak bileği eklemi konum duyusunu değerlendirmek üzere pasif konumlandırılmalı test pozisyonu ve aktif konumlandırılmalı cevaplama yöntemi kullanılmıştır.

Ölçümler, izokinetik kuvvet ölçümleri kısmında diz fleksiyonu ve ekstansiyonu ile ayak bileği plantar fleksiyonu ve dorsifleksiyonu başlıkları altında anlatılan izokinetik dinamometre kullanım ve katılımcı konumlandırma/sabitlenme prosedürleri izlenerek, IsoMed 2000 dinamometre (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya) ile yapılmıştır. Katılımcılar, dinamometre sandalyesine diz ölçümü için dizleri 90° bükülmüş ve ayak bileği ölçümleri için ayak bileği 90° bükülmüş pozisyonunda oturtulmuştur.

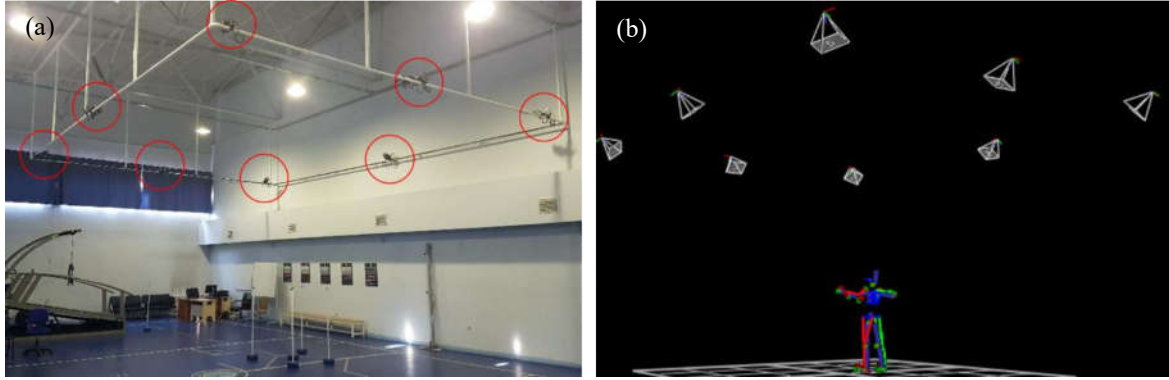


Resim 3.5. Propriyosepsiyon ölçümleri. (a) ayak bileği, (b) diz

Görsel ve işitsel geri bildirimlerin engellenmesi amacıyla katılımcıların gözleri uyku maskesiyle kapatılmış ve laboratuvar ortamı sessiz kılınmıştır. Test pozisyonları olarak; 30°, 45°, 60°'lik diz fleksiyon açıları ve 105°, 120°, 135°'lik ayak bileği plantar fleksiyon açıları seçilmiştir. Katılımcıların ürettikleri açılar ve hedef açılar izokinetik dinamometrenin ekranından anlık olarak takip edilmiştir. Test pozisyon açıları rastgele sırayla uygulanmıştır. Pasif konumlandırmalar, araştırmacı tarafından dinamometrenin kuvvet kolu kullanılarak 10 °/sn açısal hızla, seçilmiş test pozisyonlarına getirilerek yapılmıştır. Katılımcı, test pozisyonunu belirlemek için, aktif olarak araştırmacıdan herhangi bir temas almadan pozisyonu 3 sn sürdürmüştür. Ardından, araştırmacı katılımcının uzvunu başlangıç pozisyonuna getirmiştir. Katılımcıya, test pozisyonunu aktif bir şekilde yeniden oluşturması için ('yeniden konumlandır' komutuyla) talimat verilmiştir. Katılımcı, uzvunu test pozisyonu olarak algıladığı pozisyona geri getirmiş ve araştırmacıya “hedef” olduğunu bildirmiştir. Bu pozisyon 3 saniye boyunca tutulmuş ve “geri dön” komutuyla katılımcı başlangıç pozisyonuna geri dönmüştür. Her katılımcı, bu test pozisyonu için gerçekçi bir eklem pozisyon duygusu doğruluğu ve güvenilirliği örneği elde etmek amacıyla test pozisyonunu yeniden oluşturmaya çalışan üç deneme gerçekleştirmiştir. Değerlendirmelerde bu üç denemede elde edilen açıların ortalamaları kullanılmıştır.

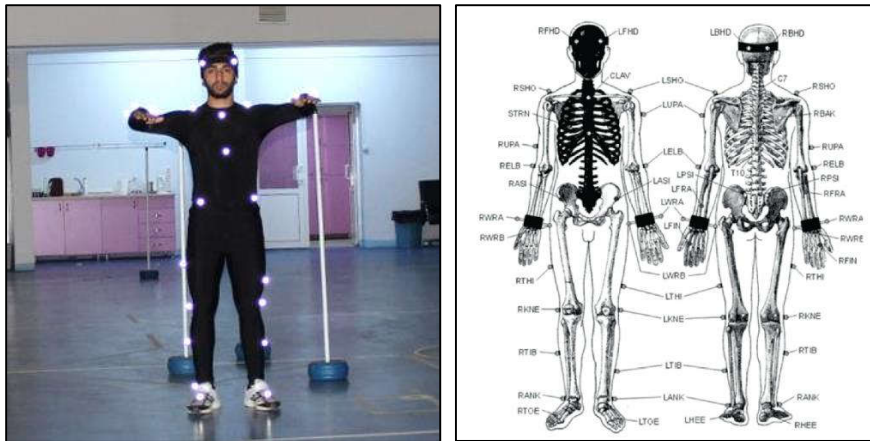
3.2.4. Hareket Analizleri

Katılımcıların sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, şut çekme ve koşu denemelerinin hareket analizini yapmak üzere 200 Hz çekim hızındaki sekiz T10 kameralı (Vicon Motion Systems Ltd, Oxfordshire, İngiltere) hareket yakalama sistemi kullanılmıştır. Kameraların laboratuvardaki yerleşimi Şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1. Kameraların yerleşimi. (a) Laboratuvarın fotoğrafı, (b) Vicon Nexus programında deney alanının görünümü

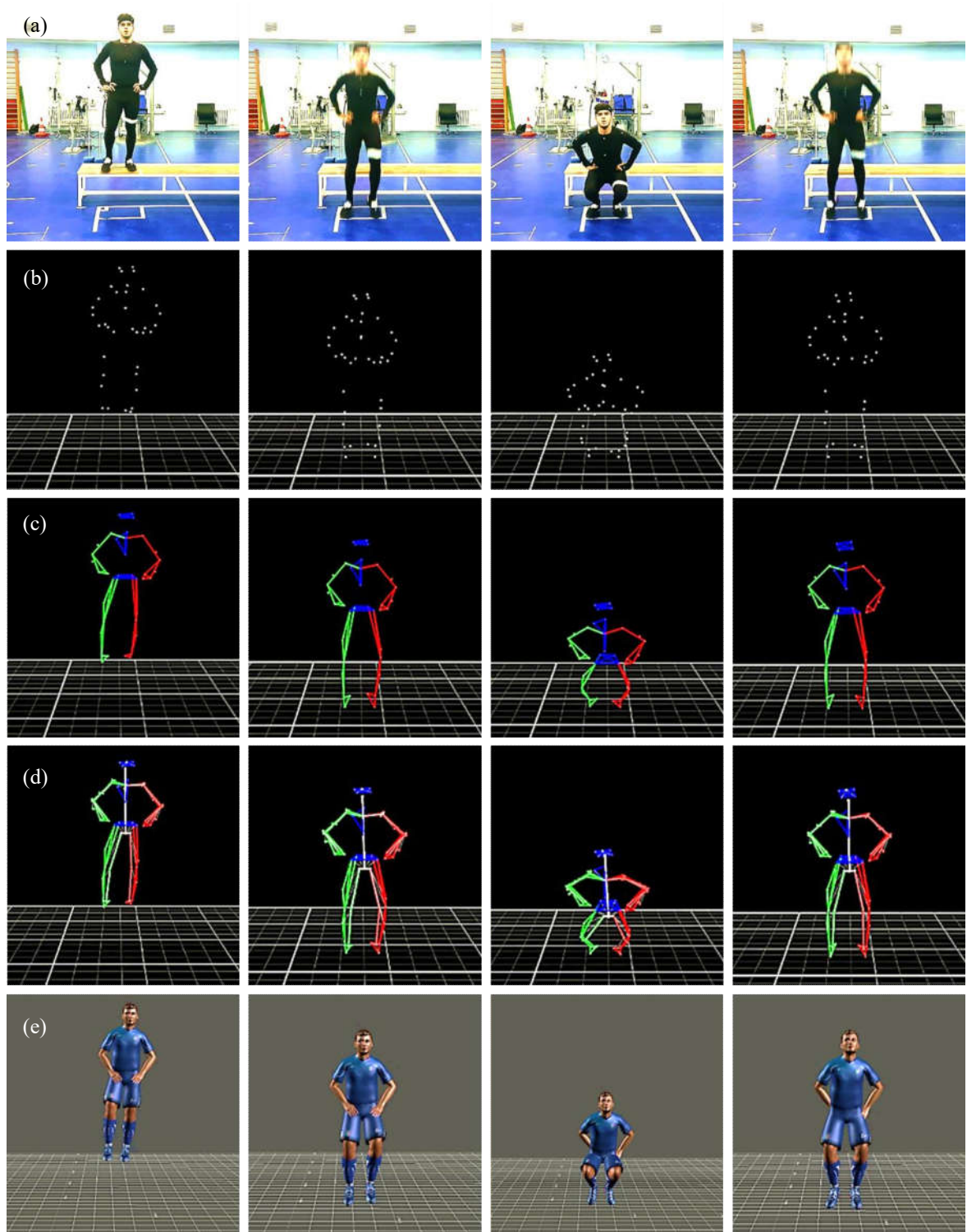
Hareket yakalama sisteminin katılımcının anatomik pozisyonlarını saptayabilmesi için kullanılan yansıtıcı işaretçilerin, pilot çalışmalarda ter ve hareketlerden dolayı düşmesinin önüne geçmek için amaca uygun bir kıyafet dikilmiştir. Kıyafette işaretçilerin sabitleneceği noktalara ve çevrelere çit çitlar dikilmiş, bu sayede 170 – 185 cm boy aralığında bireylerin doğru anatomik pozisyonlarına işaretçi sabitlenmesi mümkün kılınmıştır. Kıyafet ve üzerindeki işaretçileri gösterir fotoğraf Şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2. Hareket yakalama kıyafeti ve işaretçilerin yerleştirildiği anatomik pozisyonlar

39 adet yansıtıcı küre işaretçi (14 mm çapında) katılımcıların bazı anatomik pozisyonlarına yapıştırılmıştır; başın ön sol ve sağına (sol ve sağ şakağın üstüne), başın arka sol ve sağına (kabaca ön taraftakilerin yatay bir düzleminde), 7. servikal vertebra, 10. toraks vertebra, klavikula (klaviküllerin sternumla buluştuğu jugular çentik), sternum (ksifoid çıkıntı), sağ kürek kemiğinin ortası, sol ve sağ omuzlar (akromioklavikuler eklem üzerinde), sol ve sağ üst kol (dirsek ve omuz işaretçiler arasında üst kol üzerinde), sol ve sağ dirsekler (dirsek eklem eksenine yakın lateral epikondil üzerinde), sol ve sağ ön kol (dirsek ve bilek işaretçileri arasında), sol ve sağ bilekler (A: radius ucu, B: ulna ucu), sol ve sağ parmaklar (elin sırtı üzerinde, ikinci metakarpal başın hemen altında), pelvis (sol ve sağ ön üst iliyak dikenleri üzerinde, sol ve sağ arka üst iliyak dikenleri üzerinde), sol ve sağ diz (sol ve sağ dizlerin lateral epikondilinde), sol ve sağ uyluklar (üstte uyluğun alt yanal 1/3 yüzeyi, elin salınımının hemen altında), sol ve sağ ayak bilekleri (transmalleolar ekseninden geçen hayali bir çizgi boyunca yanal malleol üzerinde), sağ ve sol tibia (baldırın alt kısmının 1/3'ü üzerinde), sol ve sağ ayak parmakları (ikinci metatarsal başı üzerinde, ön ayak ile orta ayak arasında ekinusun orta ayak tarafında), sol ve sağ topuklarda (kalkaneus üzerinde, ayağın plantar yüzeyinin üzerinde, ayak işaretçisi ile aynı yükseklikte). İşaretçilerin yerleştirildiği pozisyonları gösterir resim, Şekil 3.2’de verilmiştir.

Testin başında, anatomik işaretçilerin 3B koordinatlarının hareket yakalama sisteminde yeniden yapılandırılması için kalibrasyon ölçümleri yapılmıştır. Hareket yakalama sistemiyle elde edilen işaretçi pozisyonları üretici firmanın Vicon Nexus (versiyon 2.9.2, Oxford Metrics, Oxford, İngiltere) programında sayısallaştırılmış, etiketlenmiş ve küresel koordinat sistemine dönüştürülmüştür. Elde edilen işaretçi pozisyonları ve programa girilmiş bazı antropometrik özellikler kullanılarak, Vicon Nexus programının sunduğu “Vicon Plug-in-Gait Model” kullanılarak eklem merkezlerini, segment konum ve uzunluklarını oluşturup katılımcıların kinematik verisini hesaplamada kullanılacak modeli oluşturulmuştur. Verideki gürültülü sinyalin ortadan kaldırılması için 6 Hz alçak geçiren filtre kesim frekanslı Butterworth filtresi kullanılmıştır. Hareketlerin analiz edilecek kritik an ve evreleri manuel olarak belirlenmiş, bu an ve evrelere ait kinematik veriler excel dosya formatında dışa aktarılmıştır. Bir hareket görevi için biyomekanik iş akışı Şekil 3.3’te verilmiştir.



Şekil 3.3. ÇAS görevi biyomekanik iş akışı. (a) Hareketin video kamera görüntüsü, (b) hareket yakalama sisteminde saptanmış işaretçi pozisyonlarının görüntüsü, (c) etiketlenmiş işaretçilerin görüntüsü, (d) ölçeklenmiş ve kinematik verileri hesaplanmış modelin görüntüsü, (e) hareketin animasyonunun görüntüsü

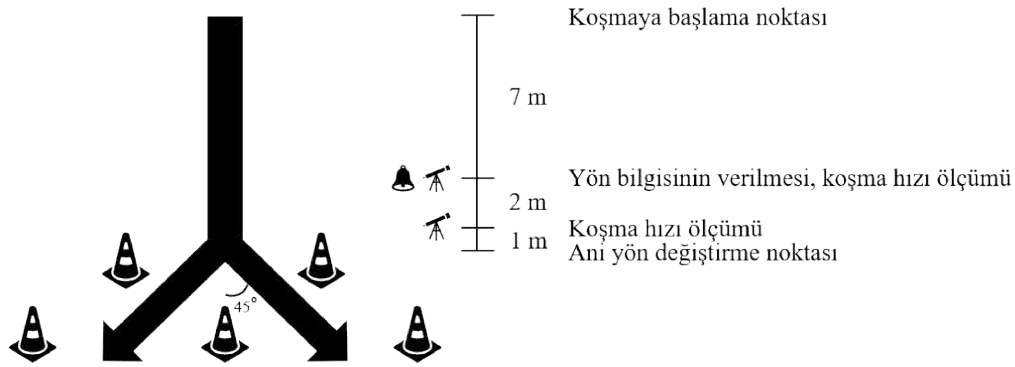
Sıçrama ve Yere İnme

Katılımcılardan 2 farklı görevi yerine getirmeleri istenmiştir; (1) çift ayak yere iniş ve sıçrama ve (2) dominant taraftaki ayakla yere iniş. Katılımcılar tüm görevlere yerden yüksekliği 45 cm olan bir platform üzerinde, elleri belinde, 5 m önünde baş hizasındaki bir çarpı işaretine bakar ve ayakta dik durur vaziyette başlamıştır. Çift ayak iniş ve sıçrama görevi; sağ ayak hafif havada, sol ayak üzerinde ileri doğru kayma, sol ayağın düşüş platformundan ayrılması, yukarı sıçrama yapılmadan aşağı yönlü dikey düşüş, çift ayak üzerine yere iniş ve maksimal dikey sıçrama aşamalarından oluşmuştur. Tek bacak yere iniş görevleri; yere iniş yapılacak ayak (dominant taraf) hafif havada, diğer ayak üzerinde ileri doğru kayma, platform üzerindeki ayağın platformdan ayrılması, yukarı yönlü sıçrama yapılmadan aşağı yönlü dikey düşüş ve tek ayak üzerine yere iniş aşamalarından oluşmuştur. Tüm aşamalar sırasında katılımcıların ellerinin belinde ve gözlerinin çarpı işaretinde olması istenmiştir. Her bir katılımcının; tanımlanan vücut pozisyonu ve hareket desenlerinde tamamladığı, üç çift ayak yere iniş ve sıçrama, üç dominant ayakla yere iniş denemesi hareket analizi için kayda alınmıştır. Yorgunluk protokolü öncesindeki denemelerde, yorgunluğun etkilerini elemine etmek için denemeler arasında birer dakika dinlenme verilmiştir ve daha çok dinlenmeye ihtiyacı olan katılımcılara ilave süre tanınmıştır. Yorgunluk protokolü sonrasındaki ölçümlerde, denemeler mümkün olan en kısa aralıklarla gerçekleştirilmiştir.

Ani Yön Değiştirme

Katılımcılar AYD yapacakları noktadan 10 m geride koşuya başlamıştır. Koşu hızlarının kontrolü için AYD noktasından önceki 1. ve 3. m'lere iki adet fotosel kapısı (Powertest 300, Newtest, Oy, Finlandiya) yerleştirilmiştir. Bu sayede AYD öncesi yaklaşma koşusu hızının 4,5-5 m/s arasında tutulması sağlanmıştır. Yapılacak görevin önceden planlanma etkisini ortadan kaldırmak amacıyla, denemeler öncesinde katılımcılara hangi tarafa AYD yapacağı bildirilmemiştir. Katılımcının hangi tarafa yön değiştireceği bilgisi, AYD yapmasına 3 m kala bir ekrana yansıtılan yön oklarıyla verilmiştir. Katılımcıların uyarana (yön bilgisi) tepki göstermek ve hareketi yürütmek için yaklaşık 600 ms'si olmuştur. AYD noktasına ulaşan katılımcı, baskın bacağı üzerinde, ekranda gösterilen yön doğrultusuna 45°'lik AYD yapıp, yön değiştirmesini 40-50° arasında tutacak 1 m genişliğinde bir koridorda 5 m daha koşuya devam ederek denemeyi bitirmiştir. Görevlerin gerçekleştirildiği parkurun şeması Şekil

3.4'te sunulmuştur. Baskın taraf, katılımcıların futbol topuyla şut çekme için kullanacakları taraf sözlü raporuna dayanarak belirlenmiştir. Alt ekstremite baskınlığını belirlemeye yönelik bu kendi kendine raporlama yönteminin görev performansı ile %97,7 ve test-tekrar test ile %96 paralellik gösterdiği bildirilmiştir [437]. Denemeler sırasında hangi tarafa yön değiştirme yapılacağı rastgele belirlenmiştir. Her bir katılımcının; yaklaşma koşusu hızı 4,5-5 m/s arasında olan, baskın ayağını yön değiştirme noktasına yerleştirdiği ve 1 m genişlikli koridordan ayrılmadan görevi tamamladığı, üç YAYD ve üç ÇAYD denemesi hareket analizi için kayda alınmıştır. Yorgunluk protokolü öncesindeki denemelerde, yorgunluğun etkilerini elemine etmek için denemeler arasında birer dakika dinlenme verilmiştir ve daha çok dinlenmeye ihtiyacı olan katılımcılara ilave süre tanınmıştır. Yorgunluk protokolü sonrasındaki ölçümlerde, denemeler mümkün olan en kısa aralıklarla gerçekleştirilmiştir.

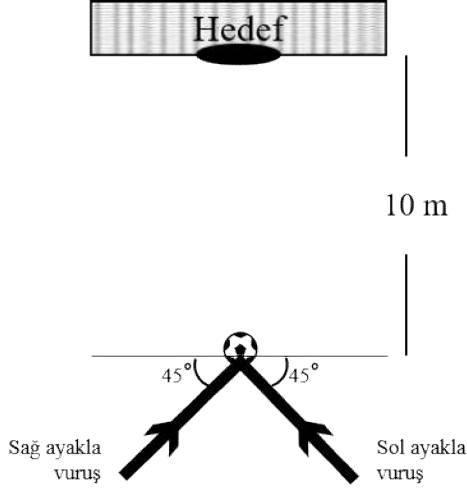


Şekil 3.4. AYD görevlerini uygulama parkurunun gösterimi

Şut Çekme

Katılımcılardan; topun 10 m ilerisindeki 90 cm çaplı çember şeklindeki bir hedefe ayak içiyle maksimal şut çekmeleri istenmiştir. Bu mesafeden bu hedefe yapılan başarılı atışlarda, topun 5°'lik bir açı aralığındaki yönlere gönderilmesi kısıtlanmıştır. Katılımcılar, topu gönderecekleri doğrultuya, nondominant bacak tarafından 135° açıyla, iki yaklaşma adımı atmış ve dominant bacaklarıyla mümkün olan en yüksek hızda 5 adet şut atmıştır. Hedefi bulan atışlar arasındaki en yüksek top hızına sahip deneme analiz için alınmıştır. Yorgunluk protokolü öncesindeki denemelerde, yorgunluğun etkilerini elemine etmek için denemeler arasında birer dakika dinlenme verilmiştir ve daha çok dinlenmeye ihtiyacı olan katılımcılara ilave süre tanınmıştır. Yorgunluk protokolü sonrasındaki ölçümlerde, denemeler mümkün olan en kısa aralıklarla gerçekleştirilmiştir. Tüm vuruşlarda FIFA onaylı futbol topu (ebat:

5, çevre: 0,69 m, ağırlık: 0,45 kg) kullanılmış ve şişkinliğini 700 hPa'da tutmak için periyodik olarak kontrol edilmiştir.



Şekil 3.5. ŞA görevlerinin uygulandığı alanın gösterimi

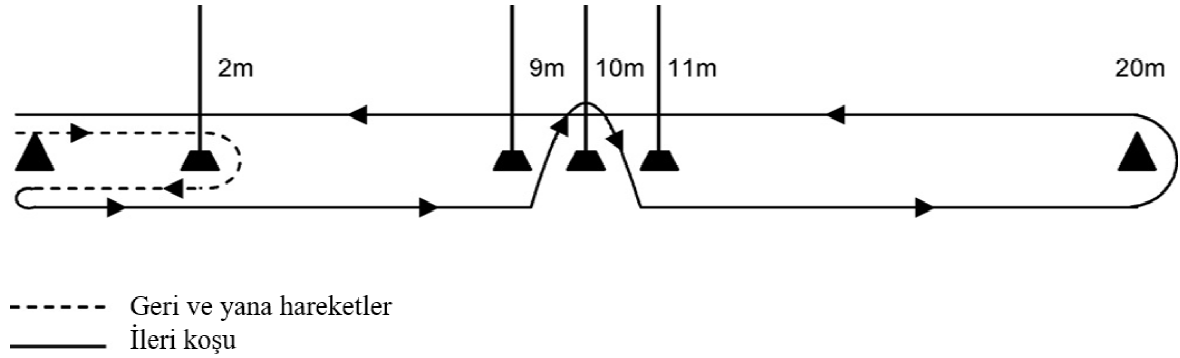
Düz Koşu

Koşu analizleri, 11 kW gücünde motorlu, 300 cm boy ve 125 cm eninde koşu yüzeyli bir koşu bandında (Saturn 300/125, h/p/Cosmos, Nussdorf-Traustein, Almanya) yapılmıştır. Katılımcılar, 10 s süren, maksimal koşu hızında olan bir koşu gerçekleştirmiştir. Koşu bandı ile kendi kendine yönlendirilen ısınma ve alışma süresinin ardından maksimum koşu hızı belirlenmiştir. Bu hız, katılımcının bilgileri kullanılarak ve farklı hızlarla deneyler yaparak elde edilmiştir. Tüm katılımcılar, yaklaşık 10 saniye boyunca sürdürebileceklerini düşündükleri en yüksek hızı seçmeleri için teşvik edilmiştir. Hız denemeleri arasında gerektiğinde sağlanan bol dinlenmelere (denemeler arasında en az 1 dk) sahip katılımcılar tarafından birkaç hız denenmiştir. Katılımcının dayanabildiği en yüksek hız, maksimum koşu hızı olarak kullanılmıştır.

3.2.5. Yorgunluk Protokolü

Katılımcılar, 90 dakikalık bir futbola özgü aerobik alan testini (SAFT⁹⁰) tamamlamıştır. SAFT⁹⁰ protokolü, 15 dakikalık bir pasif dinlenme periyodu (devre arası) ile iki 45 dakikalık periyoda bölünmüştür. SAFT⁹⁰, 2007 İngiltere Şampiyonluk Ligi maçından elde edilen çağdaş zaman-hareket analizi verilerine dayanmaktadır. Protokol, Lovell ve ark. [438]

tarafından futbol maçının yorgunluğuna verilen cevabı [439] tekrarladığına dair onaylanmıştır. Serbest koşu protokolü, bir maçın doğasında olan çok yönlü ve maksada uygun hareketler ile hızlanma ve yavaşlamayı içerecek şekilde tasarlanmıştır. Parkurun tasarımı, katılımcıların maksada uygun hareketleri kullanarak yönlenmesi için konumlandırılmış dört direk eklenmesiyle 20 m mesafelik bir mekik koşusuna dayanmaktadır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Yorgunluk protokolü parkuru

Çizelge 3.2 SAFT⁹⁰ ve maç sırasında kapsanan mesafeler

Aktivite	SAFT90 sırasındaki mesafe (km)	Maç verisindeki mesafe (km)
Ayakta durma (0 km/s)	0,00	0,02
Yürüyüş (5,0 km/s)	3,36	3,60
Orta tempo (10,3 km/s)	5,58	5,81
Yüksek tempo (15,0 km/s)	1,50	1,46
Sprint (>20,4 km/s)	0,34	0,27
Toplam mesafe (km)	10,78	11,08

Parkur, ilk saha direği etrafında geriye doğru koşan ve yana doğru yön değiştirme yapan ve ardından ortadaki üç saha direğinin arasından yana adım yön değiştirme yaparak ileri doğru koşan katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Protokolde katılımcılar tarafından gerçekleştirilen hareket yoğunluğu ve aktivite, bir ses CD'sindeki sözlü sinyaller kullanılarak yönlendirilmiştir. 90 dakikalık simüle futbol maçı boyunca 15 dakikalık bir aktivite profili rastgele ve aralıklı olarak 6 defa tekrarlanmıştır. Profil, 90 dakika boyunca 1269 hız değişikliği ve 1350 yön değişikliğini içerirken, şut çekme veya ikili mücadele gibi hiçbir

temaslı eylemi içermemiştir. Çizelge 3.2, SAFT⁹⁰ ve maç sırasındaki her bir etkinlik için kapsanan mesafeleri göstermektedir.

Katılımcıların yorgunluk protokolündeki koşu hızlarının sabitlenmesi, tur sayısı ve koşu hızı gibi bilgilerin katılımcı ve araştırmacıya iletilmesi için araştırmacı tarafından bir SAFT⁹⁰ yorgunluk protokolü multimedyası üretilmiştir. Bu multimedia koşulan ve bir sonraki koşulacak tur ile ilgili koşu temposu, tur sayısı, tur süresi bilgileri ile başlama, durma ve dinlenme komutlarını hem işitsel hem de görsel olarak sunmaktadır. Multimedyanın çeşitli anlarından alınan ekran görüntüleri Şekil 3.7’de örnek olarak sunulmuştur.



Şekil 3.7. Yorgunluk protokolü multimedyasından ekran görüntüleri

3.3. Verilerin Analizi

İzokinetik kuvvet verisinin toplanması için üreticinin bilgisayar yazılımı IsoMed Analyze (versiyon 1.0.5, D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya) kullanılmıştır. İstatistiksel analizlerde izokinetik kuvvet değeri, 60 °/sn açısal hızında 5 maksimal tekrarlı denemelerde üretilen maksimum tork (Nm) ve izokinetik dayanıklılık değeri 180 °/sn açısal hızında 30 tekrarlı denemelerde yapılan toplam iş (J) olarak alınmıştır. Katılımcıların hareket görevlerinde ön test ve son test arasındaki kinematik farklılıklarının, izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleri ile arasındaki ilişkiyi test etmek için Spearman Korelasyon Analizi uygulanmıştır.

Diz ve ayak bileği eklemi pozisyon duyusu “mutlak açısal hata” (test pozisyonu ile katılımcı tarafından üretilen pozisyon arasındaki mutlak fark olarak tanımlanır) şeklinde sunulmuştur. Pasif olarak konumlandırılmış diz / ayak bileği açısı ile aktif olarak yeniden oluşturulmuş

diz açısı arasındaki mutlak hatanın ardışık üç denemedeki ortalama değeri olarak belirlenmiştir. Yorgunluk öncesi ve sonrası eklem pozisyon duyusundaki değişimin istatistiksel anlamlılığını test etmek için Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi uygulanmıştır.

Katılımcıların hareket görevlerini uygulayışlarının yorgunluk öncesi ve sonrasındaki kinematik farklılıklarını değerlendirmek için belirli anlar ve bu anlar arasında geçen evrelerin analizleri yapılmıştır. ÇAS görevi için bu an ve evreler; (1) dominant ayağın yerle temas anı, (2) kütle merkezinin minimum yükseklik anı ve (3) dominant ayağın yerden kalkma anı ile bu anlar arasında geçen (1) dominant ayağın yerle temasından kütle merkezinin minimum yükseklik anına kadar olan evre ve (2) kütle merkezinin minimum yükseklik anından dominant ayağın yerden kalkma anına kadar olan evre olarak belirlenmiştir. TAİ görevi için ise 1 ve 2. anlar ile bu anlar arasında geçen 1. evre değerlendirmeye alınmıştır. Katılımcıların YAYD ve ÇAYD hareketlerini uygulayışlarının yorgunluk öncesi ve sonrasındaki kinematik farklılıklarını değerlendirmek için de 2 an ve bu anlar arasında geçen 1 evrenin analizleri yapılmıştır. Bu an ve evreler; (1) yön değiştirme ayağının yerle temas anı ve (2) yön değiştirme ayağının yerden kalkma anı ile bu anlar arasında geçen (1) yön değiştirme ayağının yerle temasından yerden kalkma anına kadar olan evreden oluşmuştur. SK analizleri için de yine (1) dominant ayağın yerle temas anı ve (2) dominant ayağın yerden kalkma anı ile bu anlar arasında geçen (1) dominant ayağın yerle temasından yerden kalkma anına kadar olan evre incelenmiştir. ŞA hareketinin ön test ve son test arasındaki kinematik farklılıklarını değerlendirmek için (1) dominant ayağın yerden kalkması, (2) dominant ayağın topa teması ve (3) dominant ayak maksimum yükseklik anı ile bu anlar arasında geçen (1) dominant ayağın yerden kalkma anından topa temas anına kadar olan evre ve (2) topa temas anından dominant ayağın maksimum yükseklik anına kadar olan evre incelemeye alınmıştır. Belirlenen anlarda incelenen kinematik veriler, dominant taraf kalça, diz ve ayak bileğinin, sagittal, frontal ve transvers düzlemlerdeki açı ve açısal hızlarından; evrelerde incelenenler ise dominant taraf kalça, diz ve ayak bileğinin, sagittal, frontal ve transvers düzlemlerdeki açı ve açısal hızlarının en düşük ve en yüksek değerlerinden oluşmaktadır. Hareket görevlerinin ön test ve son test kinematik değerleri arasında anlamlı bir farklılık olup olmadığını analiz etmek için verilerine Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi uygulanmıştır.

Yapılan tüm istatistiksel işlemlerde SPSS 22.0 paket programı kullanılmış ve anlamlılık düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

Bu bölümde, araştırmanın genel amacı doğrultusunda belirlenen problemlere ilişkin bulgular ve bu bulgular ile ilgili yorumlar yer almıştır. Bunlar; izokinetik kuvvet dinamometresiyle yapılan ölçümlerden elde edilen izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleri, katılımcıların ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri ve verilen futbol hareket görevlerinin ön test ve son testlerine ait kinematik veriler ve bu verilerin istatistiksel analizlerinden oluşmaktadır.

4.1. Kinematik Veriler

Bu kısımda, hareket yakalama sistemi kullanılarak toplanan sıçrama ve yere inme (ÇAS ve TAİ), ani yön değiştirme (YAYD ve ÇAYD), şut çekme (ŞA) ve sürat koşusu (SK) hareketlerinin ön test ve son testlerine ait kinematik veriler ve bu verilerin istatistiksel analizleri aktarılmıştır.

4.1.1. Sıçrama ve Yere İnme

Sıçrama ve yere inme hareketleri; çift ayak yere iniş ve sıçrama (ÇAS) ve tek ayak yere iniş (TAİ) görevlerinden elde edilen veriler ile değerlendirilmiştir.

Çift Ayak Yere İnme ve Sıçrama

İstatistiksel analiz sonrasında ön test – son test arasında anlamlı farklılık oluşmuş kinematik değerler şu şekildedir; 1. anda kalçanın frontal düzlem açısal hızında artış ve yön değiştirme ($p=0,039$); 1. evrede kalçanın maksimum sagittal düzlem açısal hızında artış ($p=0,02$); 2. anda dizin frontal düzlem açısında düşüş ($p=0,04$) ve açısal hızında düşüş ve yön değiştirme ($p=0,04$), kalçanın frontal düzlem açısal hızında düşüş ve yön değiştirme ($p=0,01$). Anlamlı farklılıklar saptanan kinematik veriler Çizelge 4.1’de sunulmuştur.

Çizelge 4.1. ÇAS hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler

	Yorgunluk Öncesi			Yorgunluk Sonrası			Z	p
	N	Ort.	SS	N	Ort.	SS		
1. An Kalça Frontal D. Açısıl Hızı	13	-43,5	86,3	13	143,3	445,2	-2,062	0,04
1. Evre Kalça Sagital D. Maksimum Açısıl Hızı	13	1297,7	731,7	13	2151,2	1113,2	-2,271	0,02
2. An Diz Frontal D. Açısı	13	5,8	5,0	13	3,7	4,0	-2,062	0,04
2. An Kalça Frontal D. Açısıl Hızı	13	62,7	172,0	13	-20,1	77,0	-2,481	0,01
2. An Diz Frontal D. Açısıl Hızı	13	45,3	97,6	13	-6,1	38,7	-2,062	0,04

Tek Ayak Yere İniş

İstatistiksel analiz sonrasında ön test – son test arasında anlamlı bir fark oluşmuş kinematik değerler şu şekildedir; 1. anda dizin sagital düzlem açısında ($p=0,02$) ve açısıl hızında ($p=0,01$) düşüş, ayak bileğinin transvers düzlem açısıl hızında artış ve yön değiştirme ($p=0,03$), 1. evrede kalçanın maksimum sagital düzlem ($p=0,02$) açısıl hızında artış, dizin maksimum sagital düzlem ($p=0,01$) ve transvers düzlem ($p=0,02$) açısıl hızlarında artış, ayak bileğinin maksimum sagital düzlem ($p=0,05$), frontal düzlem ($p=0,01$) ve transvers düzlem ($p=0,01$) açısıl hızlarında artış, 2. anda dizin frontal düzlem açısında düşüş ($p=0,03$) ve ayak bileğinininde artış ($p=0,03$). Anlamlı farklılıklar saptanan kinematik veriler Çizelge 4.2’de sunulmuştur.

Çizelge 4.2. TAİ hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler

	Yorgunluk Öncesi			Yorgunluk Sonrası			Z	p
	N	Ort.	SS	N	Ort.	SS		
1. An Diz Sagital D. Açısı	13	18,7	7,0	13	15,0	4,2	-2,271	0,02
1. An Diz Sagital D. Açısıl Hızı	13	316,4	85,0	13	210,7	207,0	-2,76	0,01
1. An Ayak Bileği Transvers D. Açısıl Hızı	13	-199,6	118,5	13	208,5	843,6	-2,132	0,03
1. Evre Kalça Sagital D. Maks. Açısıl Hızı	13	577,9	429,8	13	1011,0	732,1	-2,341	0,02
1. Evre Diz Sagital D. Maksimum Açısıl Hızı	13	528,5	186,2	13	1053,3	745,9	-2,481	0,01
1. Evre Diz Transvers D. Maks. Açısıl Hızı	13	522,8	885,4	13	1832,6	1667,2	-2,271	0,02
1. Evre A. Bileği Sagital D. Maks. Açısıl Hızı	13	743,2	159,5	13	919,8	292,8	-1,992	0,05
1. Evre A. Bileği Frontal D. Maks. Açısıl Hızı	13	129,6	130,9	13	457,3	487,3	-2,9	0,00
1. Evre A. Bileği Transvers D. Maks. Açısıl Hızı	13	595,0	722,3	13	2227,3	2408,5	-2,76	0,01
2. An Diz Frontal D. Açısı	13	11,5	5,8	13	8,8	4,1	-2,132	0,03
2. An Ayak Bileği Frontal D. Açısı	13	4,9	3,9	13	6,1	4,1	-2,201	0,03

4.1.2. Ani Yön Değiştirme

AYD hareketleri; yana adım yön değiştirme (YAYD) ve çaprazlama adım yön değiştirme (ÇAYD) görevlerinden elde edilen veriler ile değerlendirilmiştir.

İstatistiksel analiz sonrasında ön test – son test arasında anlamlı bir fark oluşmuş kinematik değerler şu şekildedir; 1. evrede dizin maksimum sagittal düzlem açısında düşüş ($p=0,02$) ve frontal düzlem açısında artış ($p=0,01$), ayak bileğinin maksimum frontal düzlem açısal hızında artış ($p=0,01$). ÇAYD hareketi kinematik değişimlerinin ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığı bulunamamıştır. Anlamlı farklılıklar saptanan YAYD kinematik verileri Çizelge 4.3'te sunulmuştur.

Çizelge 4.3. YAYD hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler

	Yorgunluk Öncesi			Yorgunluk Sonrası			Z	p
	N	Ort.	SS	N	Ort.	SS		
1. Evre Diz Sagittal D. Maksimum Açısı	14	52,1	6,0	14	48,6	6,7	-2,291	0,02
1. Evre Diz Frontal D. Maksimum Açısı	14	10,5	3,0	14	13,3	2,6	-2,480	0,01
1. Evre A. Bileği Frontal D. Maks. Açısal Hızı	14	378,6	270,2	14	552,8	405,2	-2,668	0,01

4.1.3. Şut Çekme

İstatistiksel analiz sonrasında ön test – son test arasında anlamlı bir fark oluşmuş kinematik değerler şu şekildedir; 1. anda kalçanın frontal düzlem açısında artış ($p= 0,04$); 1. evrede dizin maksimum frontal düzlem açısında artış ($p=0,02$); 2. anda dizin transvers düzlem açısal hızında azalış ve yön değiştirme ($p=0,02$). Anlamlı farklılıklar saptanan ŞA kinematik verileri Çizelge 4.4'te sunulmuştur.

Çizelge 4.4. ŞA hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler

	Yorgunluk Öncesi			Yorgunluk Sonrası			Z	p
	N	Ort.	SS	N	Ort.	SS		
1. An Kalça Frontal D. Açısı	13	-7,7	3,5	14	-10,7	6,2	-2,040	0,04
1. Evre Diz Frontal D. Maksimum Açısı	14	21,4	11,2	14	24,5	11,6	-2,411	0,02
2. An Diz Transvers D. Açısal Hızı	14	-578,2	1407,5	14	366,8	1336,7	-2,354	0,02

4.1.4. Sürat Koşusu

İstatistiksel analiz sonrasında ön test – son test arasında anlamlı bir fark oluşmuş kinematik değerler şu şekildedir; 1. anda dizin sagital düzlem açısında düşüş ($p= 0,04$). Anlamlı farklılıklar saptanan SK kinematik verileri Çizelge 4.5’te sunulmuştur.

Çizelge 4.5. SK hareketinde anlamlı farklılık bulunan kinematik değişkenler

	Yorgunluk Öncesi			Yorgunluk Sonrası			Z	p
	N	Ort.	SS	N	Ort.	SS		
1. An Diz Sagital D. Açısı	11	35,3	22,1	12	-2,9	68,1	-2,045	0,04

4.2. İzokinetik Kuvvet ve Dayanıklılık

Katılımcıların IsoMed 2000 dinamometre (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Almanya) ile ölçülen kalça fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon ve addüksiyonu, diz fleksiyon ve ekstansiyonu ile ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsifleksiyonu izokinetik kas kuvveti ve kas dayanıklılığı değerlerine ilişkin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.6’da verilmiştir.

Çizelge 4.6 Katılımcıların izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sap.
Ayak Bileği Plantar Fleksiyon Kuvveti (Nm)	11	81	201	106,2	35,1
Ayak Bileği Dorsi Fleksiyon Kuvveti (Nm)	11	30	48	38,1	5,8
Diz Fleksiyon Kuvveti (Nm)	13	93	186	126,8	28,0
Diz Ekstansiyon Kuvveti (Nm)	13	24	303	195,2	62,8
Kalça Fleksiyon Kuvveti (Nm)	13	114	225	171,9	30,8
Kalça Ekstansiyon Kuvveti (Nm)	13	166	330	250,3	39,2
Kalça Addüksiyon Kuvveti (Nm)	12	81	160	118,8	24,5
Kalça Abdüksiyon Kuvveti (Nm)	12	76	154	105,3	23,5
Ayak Bileği Plantar Fleksiyon Dayanıklılığı (J)	11	538	1407	958,7	292,5

Çizelge 4.6 (devam) Katılımcıların izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sap.
Ayak Bileği Dorsi Fleksiyon Dayanıklılığı (J)	11	277	453	356,7	59,9
Diz Fleksiyon Dayanıklılığı (J)	13	1488	3084	1956,4	440,4
Diz Ekstansiyon Dayanıklılığı (J)	13	1944	4221	2961,2	518,7
Kalça Fleksiyon Dayanıklılığı (J)	13	2052	3660	2692,5	514,2
Kalça Addüksiyon Dayanıklılığı (J)	14	343	2112	1064,1	456,7
Kalça Abdüksiyon Dayanıklılığı (J)	14	544	1824	1038,3	401,0

4.3. İzokinetik Kuvvet ve Dayanıklılığın Kinematik Değişikliklerle İlişkisi

Katılımcıların alt ekstremitte kas gruplarının izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerlerinin, yorgunluk durumundayken oluşan hareket kalıbı değişiklikleriyle ilişkisini incelemek için Spearman Korelasyon Analizi uygulanmıştır. Ayak bileği dorsifleksör, diz fleksör, kalça fleksör, kalça ekstansör ve kalça abdüktör kaslarının kuvvet ve dayanıklılığı ile diz ekstansör kaslarının kuvveti ve kalça addüktör kaslarının dayanıklılığının; görevlerin yorgunluk sonrasında uygulanışlarındaki belirli kinematik farklılıklarla ilişkili olduğu görülmüştür. Elde edilen bulgular aşağıdaki başlıklar altında verilmiştir.

4.3.1. Ayak Bileği Plantar Fleksiyon ve Dorsifleksiyonu

Ayak bileği dorsifleksör kaslarının kuvveti ($p=0,02$) ve dayanıklılığıyla ($p=0,05$) ayak bileği plantar fleksör dayanıklılığı ($p=0,01$), YAYD hareketinin 1. evre ayak bileği frontal düzlem maksimum açısal hızındaki artışla negatif ilişkili ($p=0,02$) bulunmuştur ($p<0,05$). Bu kas gruplarının izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleriyle, anlamlı ilişkili bulunan hareket kalıbı değişiklikleri Çizelge 4.7 ve 4.8’de verilmiştir.

Çizelge 4.7 Ayak bileği dorsifleksör kas kuvvet / dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

YAYD 1. evre ayak bileği frontal düzlem maksimum açısal hızındaki değişim		
Ayak Bileği Dorsifleksör Kuvveti	r	-.683*
	p	0,02
	N	11
Ayak Bileği Dorsifleksör Dayanıklılığı	r	-.609*
	p	0,05
	N	11

Çizelge 4.8 Ayak bileği plantar fleksör kas dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

YAYD 1. evre ayak bileği frontal düzlem maksimum açısal hızındaki değişim		
Ayak Bileği Plantar Fleksör Dayanıklılığı	r	-.745**
	p	0,01
	N	11

4.3.2. Diz Fleksiyon ve Ekstansiyonu

Diz fleksör kaslarının kuvvetiyle; TAİ hareketinin 1. an diz sagital düzlem açısındaki düşüş negatif ilişkili ($p=0,01$) bulunmuştur ($p<0,05$). Aynı kas grubunun dayanıklılığı; TAİ hareketinin 1. evre kalça ($p=0,01$) ve ayak bileğinin sagital düzlem maksimum açısal hızındaki artış ile negatif ($p=0,04$), ayak bileği frontal düzlem maksimum açısal hızındaki artış ile negatif ($p=0,03$), 2. an ayak bileği frontal düzlem açısındaki artış ile negatif ($p=0,02$) ilişkili bulunmuştur.

Diz ekstansör kaslarının kuvvetiyle; ÇAS hareketinin 1. an kalça frontal düzlem açısal hızındaki artış pozitif ilişkili bulunmuştur ($p<0,05$). Bu kas gruplarının izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleriyle, anlamlı ilişkili bulunan hareket kalıbı değişiklikleri Çizelge 4.9 ve 4.10'da verilmiştir.

Çizelge 4.9 Diz fleksör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

		TAİ 1. an diz sagittal düzlem açısındaki değişim	TAİ 1. evre kalça sagittal düzlem maksimum açısal hızındaki değişim	TAİ 1. evre ayak bileği sagittal düzlem maksimum açısal hızındaki değişim	TAİ 1. evre ayak bileği frontal düzlem maksimum açısal hızındaki değişim	TAİ 2. an ayak bileği frontal düzlem açısındaki değişim
Diz Fleksör Kuvveti	r	-.701*	-0,506	-0,157	-0,231	-0,403
	p	0,01	0,08	0,61	0,45	0,19
	N	12	13	13	13	12
Diz Fleksör Dayanıklılığı	r	-0,439	-.691**	-.556*	-.598*	-.653*
	p	0,15	0,01	0,05	0,03	0,02
	N	12	13	13	13	12

Çizelge 4.10 Diz ekstansör kas kuvveti ile kinematik değişim ilişkisi

		ÇAS 1. an kalça frontal düzlem açısal hızındaki değişim
Diz Ekstansör Kuvveti	r	,580*
	p	0,05
	N	12

4.3.3. Kalça Fleksiyon ve Ekstansiyonu

Kalça fleksör kaslarının kuvveti SK hareketinin 1. an diz sagittal düzlem açısındaki düşüş ile pozitif ($p=0,01$); dayanıklılığı ise ŞA hareketinin 1. an kalça frontal düzlem açısındaki artış ile pozitif ($p=0,03$) TAİ hareketinin 1. evre diz transvers düzlem maksimum açısal hızındaki artış ile negatif ilişkili bulunmuştur ($p=0,03$).

Kalça ekstansör kaslarının kuvveti SK hareketinin 1. an diz sagittal düzlem açısındaki düşüş ile pozitif ($p=0,01$); dayanıklılığı; YAYD hareketinin 1. evre diz sagittal düzlem maksimum açısındaki düşüş ile pozitif ilişkili bulunmuştur ($p=0,03$). Bu kas gruplarının izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleriyle, anlamlı ilişkili bulunan hareket kalıbı değişiklikleri Çizelge 4.11 ve 4.12’de verilmiştir.

Çizelge 4.11 Kalça fleksör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

		SK 1. an diz sagital düzlem açısındaki değişim	ŞA 1. an kalça frontal düzlem açısındaki değişim	TAİ 1. evre diz transvers düzlem maksimum açısal hızındaki değişim
Kalça Fleksör Kuvveti	r	.733*	0,543	0,025
	p	0,01	0,07	0,94
	N	11	12	13
Kalça Fleksör Dayanıklılığı	r	-0,164	.636*	-.588*
	p	0,63	0,03	0,03
	N	11	12	13

Çizelge 4.12 Kalça ekstansör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

		SK 1. an diz sagital düzlem açısındaki değişim	YAYD 1. evre diz sagital düzlem maksimum açısındaki değişim
Kalça Ekstansör Kuvveti	r	.724*	0,250
	p	0,01	0,41
	N	11	13
Kalça Ekstansör Dayanıklılığı	r	0,427	.604*
	p	0,19	0,03
	N	11	13

4.3.4. Kalça Abdüksiyon ve Addüksiyonu

Kalça abdüktör kaslarının kuvvetiyle; TAİ hareketinin 1. evre ayak bileği sagital düzlem maksimum açısal hızındaki artış ile negatif ilişkili bulunmuştur ($p=0,02$). Aynı kas grubunun dayanıklılığı; TAİ hareketinin 1. an ayak bileği transvers düzlem açısal hızındaki artış ve yön değiştirme ile negatif ilişkili bulunmuştur ($p=0,04$).

Kalça addüktör kaslarının dayanıklılığıyla; TAİ hareketinin 2. an diz frontal düzlem açısındaki artış ve yön değiştirme ile negatif ilişkili bulunmuştur ($p=0,04$). Kalça addüktör kaslarının kuvveti kinematik verideki değişimlerle ilişkili bulunmamıştır. Bu kas gruplarının izokinetik kuvvet ve dayanıklılık değerleriyle, anlamlı ilişkili bulunan hareket kalıbı değişiklikleri Çizelge 4.13 ve 4.14'te verilmiştir.

Çizelge 4.13 Kalça abdüktör kas kuvvet ve dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

		TAİ 1. evre ayak bileği sagittal düzlem maksimum açısal hızındaki değişim	TAİ 1. an ayak bileği transvers düzlem açısal hızındaki değişim
		r	p
Kalça Abdüktör Kuvveti	r	-.681*	-0,352
	p	0,01	0,29
	N	12	11
Kalça Abdüktör Dayanıklılığı	r	-0,209	-.577*
	p	0,47	0,04
	N	14	13

Çizelge 4.14 Kalça addüktör kas dayanıklılığı ile kinematik değişim ilişkisi

		TAİ 2. an diz frontal düzlem açısındaki değişim
		r
Kalça Addüktör Dayanıklılığı	r	-.720**
	p	0,01
	N	13

4.4. Propriyosepsiyon

Katılımcıların ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerlerinin istatistiksel analizi, yorgunlukla birlikte diz eklem pozisyonu oluşturma hata değerlerinin anlamlı bir şekilde arttığını göstermiştir. Değerlere ilişkin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.15’de, karşılaştırması Çizelge 4.16’da ve ilişki testi Çizelge 4.17’de verilmiştir.

Çizelge 4.15 Katılımcıların ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri

	N	Ortalama	Std. Sap.	Minimum	Maksimum
Ön Test Ayak Bileği Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	14	2,9	1,9	0,7	6,8
Ön Test Diz Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	14	2,9	1,1	1,0	5,5
Son Test Ayak Bileği Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	13	3,1	2,1	0,2	6,8
Son Test Diz Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	13	4,5	1,8	2,7	8,8

Çizelge 4.16 Ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri karşılaştırması

	Test	N	Sıra Ortalamaları	Sıra Toplamları
Son Test A. Bileği Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası - Ön Test A. Bileği Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	Negatif Sıra	6	6,5	39
	Pozitif Sıra	7	7,4	52
	Toplam	13		
Son Test Diz Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası - Ön Test Diz Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	Negatif Sıra	3	2,7	8
	Pozitif Sıra	9	7,8	70
	Toplam	13		

Çizelge 4.17 Ön test ve son test eklem pozisyonu oluşturma hata değerleri ilişki testi

	Son Test Ayak Bileği Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası - Ön Test Ayak Bileği Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası	Son Test Diz Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası - Ön Test Diz Eklemi Pozisyonu Oluşturma Hatası
Z	-0,455	-2,433
p	0,65	0,01

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yorgunluğun, futbolda sıklıkla uygulanan hareketler üzerindeki etkilerini saptamak amacıyla yapılmış hareket analizleri sonucunda; hareketlerin belirli anlarında yorgunluk kaynaklı kinematik değişimler olduğu bulunmuştur.

Yere inişlerde kütle merkezi yüksekliğinin en düşük olduğu anın (çökme evresinin sonu) analizleri; yorgunlukla birlikte hem çift ayak iniş ve sıçrama (ÇAS) görevinde ($p=0,04$) hem de tek ayak yere iniş (TAİ) görevinde ($p=0,03$) diz abdüksiyonu açısının arttığını göstermiştir. Bunun yanında, ÇAS görevinde kalçanın frontal düzlem açısı hızı hem ayağın yere temas anında ($p=0,04$) hem de çökme evresi sonunda ($p=0,01$) mediyal yönden lateral yöne değişmiştir. Çökme evresi sonunda aynı durum diz ekleminin için de geçerlidir ($p=0,04$). Ek olarak, şut çekme (ŞA) görevlerinde de dominant ayağın yerden kalkış anında kalça abdüksiyon açısının arttığı görülmüştür ($p=0,04$). Yani, sporcular yorgun durumdayken yere iniş yaptıklarında, diz valgus açısı diye de bilinen, diz ekleminde abdüksiyon miktarını artırma eğiliminde olmaktadır.

Ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanmalarının video analizlerinden anlaşıldığı üzere, sporcular sıklıkla diz valgus pozisyonları [355, 440, 441] gibi yüksek riskli pozisyonlarla yere iner, burada bir veya her iki diz vücudun orta hattına doğru hareket eder [442]. Hewett ve ark. [370], kadın sporcularla yaptığı prospektif kohort çalışmasında, ÖÇB yaralanmaları devam eden sporcular, yaralanmamış sporcularla karşılaştırıldığında dikey sıçramadan yere inişte yerle ilk temas anında yüksek diz valgus açısıyla inmişlerdir. Ek olarak, çalışmaları diz valgus momentlerinin ÖÇB yaralanmalarını % 73 özgüllük ve % 78 duyarlılıkla öngördüğünü göstermiştir [370]. Badminton oyuncularında yüksek diz valgus açısı ve diz valgus momenti de yüksek ÖÇB yaralanma riskleriyle ilişkili bulunmuştur [443]. Stokastik biyomekanik bir modele dayanarak, Lin ve ark. [444] benzer şekilde yüksek diz valgus momentlerini temassız ÖÇB hasarının bir risk faktörü olarak kabul etmişlerdir. Manyetik rezonans görüntüleme taramasını kullanarak, Speer ve ark. [445] ayrıca ÖÇB yaralanmalarının mekanizmalarından birinin valgus olduğunu destekleyici bilgiler sunmuştur. Toplu olarak, bu çalışmalar, yere inişlerde daha yüksek diz valgus açısının ve daha büyük diz valgus momentinin, ÖÇB yaralanma riskini artırabileceğini göstermektedir.

Yana adım yön değiştirme (YAYD) görevlerinde de yön değiştirme ayağının yerle temasından yerden kalkma anına kadar olan evrede yorgun durumdayken dizin maksimum addüksiyon açısının ($p=0,01$) arttığı görülmüştür. Ani yön değiştirme (AYD) manevraları yapmak, spor oyunları katılımcılarının kilit yeteneklerinden biridir [446]. Birçok oyun sporunda başarı, oyuncunun hızlı bir şekilde yön değiştirme yeteneğine bağlı olabilir. Ek olarak, atak hareketlerini engellemek veya savunmacılardan kaçmak için çeviklik gereklidir [446]. Analizler, futbolcuların sık sık farklı açılarla yön değiştirmeleri gerektiğini göstermektedir [447]. Bununla birlikte, ne ÖÇB yaralanmalarının mekanizması ne de ani yön değiştirme manevralarının hareket mekanizması [448], ÖÇB yaralanmalarını sistematik olarak azaltmak için yeterince anlaşılmamıştır [449]. Bununla birlikte, bu AYD manevraları genellikle temassız ÖÇB rüptürü ile ilişkili bulunmuştur [355, 441, 450, 451]. Diz ekleminin kompleks yapısından dolayı, AYD'ler sırasında ÖÇB üzerindeki gerilimi ve burkulmayı canlı dokuda güvenilir bir şekilde ölçmek henüz mümkün değildir, ancak simülasyon çalışmaları diz eklemi yükünün spesifik özellikleri; özellikle yüksek bir dış diz valgus momenti, yüksek bir iç rotasyon momenti ve 0° ile 30° arasındaki bir diz fleksiyon açısının kombinasyonu ligaman rüptürü olasılığını artırabilir olduğunu göstermiştir [452-454]. Bir yön değişikliği yapabilmek için bir sporcunun önce yavaşlaması, sonra bedeni yeni yöne yönlendirmesi ve son olarak da yeni yöne doğru hızlanması gerekir [455]. Bu yavaşlama-hızlanma hareketleri, yöndeki hızlı değişim ile birleştiğinde, daha büyük diz varus / valgus momentleri ve daha düşük diz fleksiyonu, temassız ÖÇB rüptürlerinin potansiyel risk faktörleri olarak tanımlanır [122, 355, 456].

Tek ayak yere iniş (TAİ) görevinde ayağın yere temas anında dizin fleksiyon miktarında ($p=0,02$) ve fleksiyon hızında ($p=0,01$) düşüş görülmüştür. YAYD görevlerinde de yön değiştirme ayağının yerle temasından yerden kalkma anına kadar olan evrede dizin fleksiyon maksimum açısının ($p=0,02$) azaldığı görülmüştür. Sürat koşusu (SK) görevlerinde ise bu hareket için yorgunluk öncesi ve sonrası arasındaki tek anlamlı kinematik farklılık olan dominant ayağın yerle temas anında dizdeki fleksiyon açısının azalması ($p=0,04$) gözlemlenmiştir. Bu bulgular, katılımcıların hareketleri yorgun durumdayken daha fazla ekstansiyonda bir bacakla gerçekleştirdiğini göstermektedir.

Temassız ÖÇB yaralanması, yere iniş faaliyetleri sırasında ilk zemin temasından hemen sonra meydana gelmektedir [457, 458]. İniş kuvvetlerinin vücut ağırlığının 10 katından fazla olduğu bildirilmiş ve ÖÇB yaralanmaları üzerindeki potansiyel etkilerine dikkat

gösterilmiştir [459]. Hewett ve arkadaşlarının [370] bir prospektif araştırmasında, ÖÇB yaralanması devam eden kişiler, yaralanmayanlara göre %20 daha fazla iniş kuvvetleri üretmiştir. İniş sırasında zemine ilk temastan sonra, kasların harici yüklemadaki değişikliklere tam olarak yanıt vermesi 30 ms ile 75 ms arasında sürmektedir. Başka bir ifadeyle, kaslar gecikme süresinden daha az sürede gerçekleşen dış yükteki değişikliklere tam olarak cevap veremez. Bu şartlar altında, gövde pasif yükleme olarak adlandırılan dış yüke pasif olarak tepki vermek zorunda kalır. Pasif yükleme aşamasından sonra, yer tepki kuvvetinin büyüklüğü ve yönü, aktif yükleme olarak adlandırılan bilinçli kas aktivitesi ile tamamen kontrol edilir. Vücut pasif yüklemeyi kontrol edememektedir ve bu nedenle, vücut yüksek pasif yüklerden kaynaklanan hasara karşı savunmasızdır. Belki de, ÖÇB hasarının en sık ilk yer temasından hemen sonra yani pasif yükleme sırasında meydana gelmesi de bunu desteklemektedir [355, 451]. Kas lifleri yorgun olduklarında enerjiyi emme kapasitelerinde düşüş olur, bu da sporcuların yaralanma ihtimalini artıran daha katı bir diz ve daha büyük kuvvetleri içeren değişmiş nöromusküler işlev ile yere iniş yapmalarına sebep olur. Bu nedenle, nöromusküler yorgunluk, dinamik eklem stabilizasyonunu ve vücudun yaralanmalardan doğal korunma yollarını etkilemektedir [26, 42, 44-46]. Dizde daha fazla ekstansiyon pozisyonunda iniş yapmanın proksimal anterior tibial kayma kuvvetlerini arttırdığı ve böylece ÖÇB'ye ciddi bir yük getirdiği bildirilmiştir [356, 453, 460]. Yere temas anında potansiyel olarak tehlikeli 10° - 30° diz fleksiyon aralığında olup, kuadriseps kasının maksimum anterior kayma kuvveti uyguladığı gösterilmiş olan aralıktır [59, 461].

Yorgun durumda yapılan yere inişlerde ayağın yere temasından minimum kütle merkezi yüksekliği anına kadar geçen çökme evresi boyunca kalça fleksiyonu maksimum açısal hızlarında artış görülmüştür (ÇAS, $p=0,02$; TAİ, $p=0,02$). Bunun yanında, katılımcılar TAİ görevini yorgun durumda uygularken diz fleksiyonu ($p=0,01$) ve içe rotasyonu ($p=0,02$) maksimum açısal hızını artırmıştır. TAİ görevinin çökme evresi boyunca ayak bileğindeki dorsifleksiyon maksimum açısal hızlarında da artış görülmüştür ($p=0,05$). Daha sert iniş tekniklerinde, kalça ve ayak bileği segmentleri iniş sırasında yaratılan enerjiyi yeterince ememez, bu nedenle bağ ve tendonlarda yüksek zorlanma oranlarına neden olur [462, 463].

Yorgunluğun etkileri, TAİ görevinin çökme evresi boyunca ayak bileğindeki eversiyon ($p=0,01$) ve içe rotasyon ($p=0,01$) maksimum açısal hızlarında artış olarak görülmüştür. Yorgunluk protokolü sonrasında TAİ görevinin çökme evresinde ayak bileğinde eversiyon miktarı ($p=0,03$), YAYD görevlerinde ise ayak bileği eversiyonu maksimum açısal hızı

artmıştır ($p=0,01$). Plantar fleksiyon ve inversiyonun ayak bileği burkulma potansiyeliyle ilişkisinin sergilendiği çalışmalar var olsa da ayak bileği eversiyon açısı artışının ne gibi biyomekanik handikaplar yarattığı konusu literatürde daha nadiren araştırılmıştır.

Futbolcuların uzun süre yüksek yoğunluklu aktivitelere maruz kalmaları nedeniyle, yorgunluğun alt ekstremitelerde yaralanma riski üzerindeki etkisi çok önemlidir. Yorgunluk, kasların verilen bir iş için gerekli mekanik işi sürdürememesi olarak tanımlanabilir [18] ve tipik olarak, nöromusküler kavşağa proksimal (merkezi yorgunluk) veya distal (periferik yorgunluk) bir etkiye sahip olması ile karakterize edilir [201, 296]. Yorgunluğun, kas kuvveti, hareket kontrolü [30, 77, 85] denge ve koordinasyondaki düşüşler [36] yoluyla performansı azalttığı ve yüksek yaralanma riski durumlarına yol açan alt ekstremitelerde hareket desenlerini etkilediği [33, 58, 77, 80, 464, 465] bilinmektedir. Ayrıca azalmış diz propriosepsiyonu ve anterior tibial translasyonun artması ile de ilişkilidir [42, 466]. Önceki çalışmalar yorgunluğun kalça, diz ve ayak bileği yaralanma riskini artırabileceğini göstermiştir [30, 33, 36, 39, 40, 47, 58, 77, 80, 464, 465, 467]. Tek bacak iniş ve durup-atlama görevleri dahil olmak üzere çeşitli hareketler sırasında kalça ve diz fleksiyon açılarını azaltarak ve diz valgus ve diz öne kayma tepe kuvvetlerini artırarak ÖÇB zorlanmasının artmasına potansiyel olarak katkıda bulunur [77, 467]. Futbol gibi sporlardaki sporcuların müsabaka sonunda ÖÇB yaralanmalarını yaşama riski daha yüksek olduğu için yorgunluğun da önemli bir rol oynadığı düşünülmelidir [48, 52, 53]. Ayak bileği eklemleri için yapılan çalışmalar, ayak bileği burkulmalarının, oyuncuların yorgun veya yorgun olma ihtimalinin daha yüksek olduğu maçın son evrelerine doğru daha sık meydana geldiğini tespit etmiştir [39] ve bunun sporcularda gelişen yorgunluk nedeniyle olabileceği öne sürülmüştür [50, 51]. Örneğin, Kofotolis ve diğ. [39], ayak bileği yaralanmalarının % 61,1'inin bir futbol maçının ilk ve ikinci yarısının son 15 dakikasına yakın bir dönemde olduğunu bildirmiştir. Böyle bir fenomen için olası bir açıklama, yorgunluğun kas kuvvetini azaltma [24], propriyosepsiyonu [28, 29], denge ve koordinasyonu [33-35] bozma eğiliminde olmasıdır. Bu nedenle kalça, diz ve ayak bileğinde bu gibi kinetik ve kinematik değişiklikler [87] yaralanma riskini artıran olası faktörlerdir [82].

Önceki raporlarda, yorgunluğun alt ekstremitelerde mekaniği üzerindeki etkisine ilişkin tutarsızlıklar görülmektedir [77, 464, 468, 469]; bu da çeşitli yorulma protokolleri, katılımcı grupları ve analiz edilen görevler nedeniyle muhtemeldir [470]. Spor hareketlerinin çoğu, kapalı kinetik zincirli aktiviteyi ve karmaşık bir kas hareketleri ağını içeren çoklu eklemler

hareketlerini içerir. Her ne kadar yorgunluğun vücut kinetiği ve kinematik üzerine etkisini araştıran çeşitli çalışmalar yapılmış olmasına rağmen [38, 45, 84, 87] sistematik bir yaklaşım olmadan bu çalışmaların bulgularında tutarlılık oluşturmak zordur. Yorumlamanın asıl zorluğu, araştırılmakta olan farklı atlama tiplerinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca kullanılan farklı yorulma protokolleri (tekrarlayan lokalize egzersiz ve tüm vücut egzersizi varyasyonları), potansiyel olarak önemli farklılıklar gösteren farklı yorgunluk miktarı ve türü ile karşılaştırmayı zorlaştırır. Yorgunluk protokolleri çalışmalar arasında büyük ölçüde farklılık göstermektedir. Bazıları periferik yorgunluğu teşvik etmek için tasarlanan [38, 79]; diğerleri ise [77, 464, 465, 468, 469, 471] hem merkezi hem de çevresel etkileri olan daha genelleştirilmiş bir yorgunluğu teşvik etmek için tasarlanan çeşitli yorulma protokolleri kullanmıştır. Bunun yanında bazı çalışmalar ise alt ekstremitelerin spesifik kas gruplarında yorgunluk oluşturmak için [38, 45, 78, 82-85] ve diğerleri de genel vücut yorgunluğunu teşvik etmek için tasarlanmıştır [87-90]. Protokollerin birçoğu açık kinetik zincir aktiviteleri ve izole eklem hareketleri ve kas grupları içermesiyle gerçek oyun durumlarına ve spor oyunlarına uygulanabilirliği sorgulanır biçimdedir. Yorgunluk etkilerinin daha az talepkar bir yorgunluk protokolü ile etkileşime girmeyebileceğine dair kanıtlar bulunduğundan, yaralanma önleme programlarını uyarlamadan önce, sporun özelliklerini yansıtmak için tasarlanmış yorgunluk protokollerini kullanarak yorgunluğun etkilerini analiz etmek önemlidir [472].

Çalışmada, yorgun durumda uygulanan görevlerdeki hareket kalıbı değişikliklerinin katılımcıların kuvvet ve dayanıklılık özellikleriyle ilişkisi de incelenmiştir. Ayak bileği dorsifleksör, diz fleksör, kalça fleksör, kalça ekstansör ve kalça abdüktör kaslarının kuvvet ve dayanıklılığı ile diz ekstansör kaslarının kuvveti ve kalça addüktör kaslarının dayanıklılığının; görevlerin yorgunluk sonrasında uygulanışlarındaki belirli kinematik farklılıklarla ilişkili olduğu görülmüştür.

Düşük ayak bileği dorsifleksör kas kuvveti ile dorsifleksör ve plantar fleksör kas dayanıklılığının, YAYD hareketinde yön değiştirme ayağının yerle temasından yerden kalkma anına kadar olan evresindeki ayak bileği eversiyonu maksimum açısal hızındaki artışla ilişkili olduğu görülmektedir.

Diz fleksör kas kuvveti ile TAI hareketinde ayağın yere temas anında diz fleksiyonunun azalması (diz ekstansiyonunun artması) arasında negatif yönlü bir ilişki saptanmıştır. Diz

fleksör kaslarının dayanıklılığında düşüş ise yere inişin (TAİ) çökme evresinde daha yüksek kalça fleksiyonu açısai hızı, ayak bileği dorsifleksiyonu açısai hızı, ayak bileği eversiyonu açısai hızı ve daha yüksek ayak bileği eversiyonu ile ilişkili bulunmuştur. Diz ekstansör kas kuvvetindeki zayıflığın ÇAS hareketinde ayağın yere temas anında kalça abdüksiyonu açısai hızındaki düşüşle ilişkisi görölmüştür.

Kalça fleksör ve ekstansör kas kuvveti zayıflığı ile SK hareketinde dominant ayağın yere temas anında diz eklemine daha yüksek ekstansiyon açısı görölmese ilişkili çıkmıştır. Kalça fleksör kaslarının dayanıklılığındaki düşüş, ŞA hareketinde dominant ayağın yerden kalkma anında kalça eklemine abdüksiyon miktarındaki artışla ve yere inişin (TAİ) çökme evresinde daha yüksek diz içe rotasyonu açısai hızlarıyla ilişkili bulunmuştur. Kaçla ekstansör kas dayanıklılığı ise YAYD hareketinde yön değıştirme ayağının yerle temasından yerden kalkma anına kadar olan evrede diz fleksiyon açısıyla pozitif ilişkili bulunmuştur.

Kalça abdöktör kas kuvveti zayıflığı yere inişin (TAİ) çökme evresinde daha yüksek ayak bileği dorsifleksiyonu açısai hızıyla ilişkili bulunmuştur. Dayanıklılığındaki zayıflık ise yere inişte (TAİ) ayağın yere temas anında ayak bileğinin içe rotasyon açısai hızındaki ve kütle merkezi yüksekliğinin minimum olduğı anda diz abdüksiyonu miktarındaki artışla ilişkili bulunmuştur.

Propriyosepsiyon değıerlendirmeleri eklem pozisyonu üretme yöntemi kullanılarak iki bölgede yapılmış, diz eklemi pozisyon üretme hatasının yorgunluk sırasında istatistiksel olarak anlamlı artış gösterdiği bulunmuştur. Ayak bileği test sonuçları arasında ise anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Proprioepsiyonun sensorimotor kontroldeki rolü çok yönlüdür. Merkezi sinir sistemi (MSS), uygun motor komutlarını planlamak için, büyük ölçüde propriyoseptörler tarafından sağlanan, vücut parçalarının biyomekanik ve uzamsal özelliklerinin güncellenmiş bir vücut şemasına ihtiyaç duyar [171]. Proprioepsiyon, gerçek hareketin amaçlanan hareketle karşılaştırılmasının yanı sıra, eferens kopyası tarafından sağlanan öngörölen hareketin (toplam deşarj) karşılaştırılması için de önemlidir. Kısa vadede, bozulmuş propriyosepsiyonun geri besleme ve ileriye dönük motor kontrolü ve kas sertliğinin düzenlenmesi üzerinde olumsuz etkisi olması muhtemeldir. Bu, kas-iskelet sistemi bozukluklarında denge bozukluğu ve sakarlık gibi klinik semptomları açıklayabilir [206]. Kötü propriyosepsiyonun, ayrıca yaralanma riskinin artmasına da katkıda bulunduğı

[75] ve propriyosepsiyonun iyileştirilmesine yönelik eğitim, düşük yaralanma riskiyle ilişkilendirildiği [76] bildirilmiştir.

Her yıl sporun neden olduğu çok sayıda yaralanma meydana gelir ve bu da ciddi tıbbi maliyetlere ek olarak azalmış fiziksel aktivite/performans ve iş kaybına neden olur. Dünya çapında, spor yaralanmalarının maliyeti yıllık 1 milyar dolar olarak tahmin edilmiştir [473]. Sporun doğasındaki temas özelliğiyle birlikte çeviklik, kuvvet, dayanıklılık ve dinamik hareket taleplerine bağlı olarak ciddi bir yaralanma riski taşır. Futbolda antrenman ve maça 1000 saat maruz kalmanın sonucunda yaralanma insidansı 3,94 – 6,2 [474-476] aralığında rapor edilmiştir. Toplam yaralanma sayılarının etkisiyle ilgili; ortalama olarak 25 kişilik bir takımda bir oyuncu sezon başına 2 yaralanma geçirirken, takım için toplam 50 yaralanma olduğu aktarılmıştır [47]. Her oyuncunun bir sezonda 37 gün yaralanmaya bağlı devamsızlık yaptığı görülmüştür ki bu da bir sezonun %12'sinin kaybedildiği anlamına gelmektedir [47]. Kas yaralanmalarının etkisiyle ilgili; oyuncuların sezonda ortalama 0,6 kas yaralanması geçirdiğinin saptandığı bir çalışma [477], 25 oyunculu bir futbol takımı sezon başına ortalama 15 kas yaralanması geçirebilir sonucuna varmıştır. Kas yaralanmaları takımın toplam yaralanma sebepli devamsızlığının %27'sini oluşturmaktadır [477] ve her sezon oyuncuların %37'si kas yaralanmaları sebebiyle maç veya antrenman kaçırmıştır [477]. Kas yaralanmalarının çoğunluğu (%58) bir haftadan fazla maç/antrenman günü kaçırılmasına sebep olurken, yaralanmaların %11'ini oluşturan ciddi yaralanmalar ise dört haftadan fazla maç veya antrenman kaçırılmasına sebep olmuştur [477].

Sonuç olarak; bu çalışmadan edinilen bulgulara göre; futbol oyunlarında sıklıkla kullanılan hareketlerin uygulanışı, yorgunlukla birlikte değişim gösterebilmektedir. Bununla birlikte vücut hareketlerinde meydana gelen değişimlerin, literatür bilgisine göre spor yaralanması ihtimalini artıracak biçimde oldukları da görülmüştür. Saptanan hareket deseni değişikliklerinin kas zayıflıklarıyla ilişkileri de incelenmiş ve bazı değişikliklerin belirli kas zayıflıklarıyla ilişkili oldukları bulunmuştur. Ayrıca yaralanmayla ilişkisi daha önceden de bildirilmiş propriyosepsiyon değişimi de görülmüştür. Sportif performansın artırılması amacıyla yorgunluğu önleyici ve geciktirici antrenman programları, antrenörlerin ve spor bilimcilerin büyük bir merak konusu olmuştur. Yorgunluğu engelleyici veya geciktirici antrenman programlarının uygulanmasının, sadece performans artışı odaklı bir olgu olmadığı, bir yaralanma önleme unsuru olduğu da literatür bilgisi dahilinde bu çalışma kapsamında sunulmuştur. Elde edilen bulgular ışığında; birçok spor müsabakasında

kaçınılması güç bir durum olan yorgunluğun, vücut hareketlerinde kas-iskelet sistemini daha yüksek kuvvetlere maruz bırakan değişimler meydana getirmesinden dolayı, teknik verimliliğin korunması ve spor yaralanmalarından kaçınılması için önemli bir faktör olduğu söylenebilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Hammes, D., Aus der Füntten, K., Kaiser, S., Frisen, E., Bizzini, M., & Meyer, T. (2015). Injury prevention in male veteran football players—a randomised controlled trial using “FIFA 11+”. *Journal of sports sciences*, 33(9), 873-881.
2. Monks, J., & Husch, J. (2009). The impact of seeding, home continent, and hosting on FIFA World Cup results. *Journal of Sports Economics*, 10(4), 391-408.
3. Müniroğlu, S., & Deliceoğlu, G. (2008). *Futbol’da müsabaka analizi ve gözlem teknikleri*: Ankara. Ankara Üniversitesi Basım Evi, 84-92.
4. Bangsbo, J. (1994). The physiology of soccer with special reference to intense intermittent exercise. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, 619, 1-155.
5. Bangsbo, J., Nørregaard, L., & Thorsoe, F. (1991). Activity profile of competition soccer. *Canadian journal of sport sciences= Journal canadien des sciences du sport*, 16(2), 110-116.
6. Reilly, T. (1976). A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *J Human Movement Studies*, 2, 87-97.
7. Rienzi, E., Drust, B., Reilly, T., Carter, J. E. L., & Martin, A. (2000). Investigation of anthropometric and work-rate profiles of elite South American international soccer players. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 40(2), 162.
8. Van Gool, D., Van Gerven, D., & Boutmans, J. (1988). The physiological load imposed on soccer players during real match-play. *Science and football*, 1, 51-59.
9. Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of sports sciences*, 21(7), 519-528.
10. Mohr, M., Ellingsgaard, H., Andersson, H., Bangsbo, J., & Krstrup, P. (2003). *Physical demands in high-level female soccer—application of fitness tests to evaluate match performance*. Paper presented at the Fifth World Congress of Soccer and Science, 113-126.
11. Reilly, T. (1997). Energetics of high-intensity exercise (soccer) with particular reference to fatigue. *Journal of sports sciences*, 15(3), 257-263.
12. Reilly, T. (1994). Physiological aspects of soccer. *Biology of sport*, 11(1), 3-20.
13. Ekblom, B. (1986). Applied physiology of soccer. *Sports medicine*, 3(1), 50-60.

14. Krstrup, P., Mohr, M., Steensberg, A., Bencke, J., Kjaer, M., & Bangsbo, J. (2004). Muscle metabolites during a football match in relation to a decreased sprinting ability. *J Sports Sci*, 22(6), 549.
15. Scase, E., Magarey, M. E., Chalmers, S., Heynen, M., Petkov, J., & Bailey, S. (2012). The epidemiology of injury for an elite junior Australian Football cohort. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(3), 207-212.
16. Keller, T. S., Weisberger, A., Ray, J., Hasan, S., Shiavi, R., & Spengler, D. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical biomechanics*, 11(5), 253-259.
17. Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *Journal of biomechanics*, 46(7), 1237-1241.
18. Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2012). Intrinsic risk factors of noncontact ankle sprains in soccer: a prospective study on 100 professional players. *The American journal of sports medicine*, 40(8), 1842-1850.
19. Kellis, E., Katis, A., & Vrabas, I. S. (2006). Effects of an intermittent exercise fatigue protocol on biomechanics of soccer kick performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16(5), 334-344.
20. McMorris, T., & Graydon, J. (1997). The effect of exercise on cognitive performance in soccer-specific tests. *Journal of sports sciences*, 15(5), 459-468.
21. Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2002). Physiological characteristics and exhaustive exercise performance of elite soccer players during a season. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5).
22. Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2005). Fatigue in soccer: a brief review. *Journal of sports sciences*, 23(6), 593-599.
23. Krstrup, P., Zebis, M., Jensen, J. M., & Mohr, M. (2010). Game-induced fatigue patterns in elite female soccer. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(2), 437-441.
24. Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 120-125.
25. Mercer, J., Bates, B., Dufek, J., & Hreljac, A. (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Science*, 21(11), 911-919.

26. Nyland, J. A., Shapiro, R., Caborn, D. N., Nitz, A. J., & Malone, T. R. (1997). The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(3), 171-184.
27. Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Science*, 21(11), 933-942.
28. Forestier, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2002). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(1), 117-122.
29. Mohammadi, F., Azma, K., Naseh, I., Emadifard, R., & Etemadi, Y. (2013). Military exercises, knee and ankle joint position sense, and injury in male conscripts: a pilot study. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 790-796.
30. Emge, N., Prebeg, G., Uygur, M., & Jaric, S. (2013). Effects of muscle fatigue on grip and load force coordination and performance of manipulation tasks. *Neuroscience letters*, 550, 46-50.
31. Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S., & Fu, F. H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *The American journal of sports medicine*, 27(3), 312-319.
32. Skinner, H., Wyatt, M., Hodgdon, J., Conard, D., & Barrack, R. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(1), 112-118.
33. Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176.
34. Pau, M., Ibba, G., & Attene, G. (2014). Fatigue-induced balance impairment in young soccer players. *Journal of Athletic Training*, 49(4), 454-461.
35. Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H., & Pfeifer, K. (2012). Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 1162-1168.
36. Phillips, S. (2015). *Fatigue in sport and exercise*: Routledge, 221-224.
37. Fong, D. T., Chan, Y.-Y., Mok, K.-M., Yung, P. S., & Chan, K.-M. (2009). Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 1(1), 14.

38. Augustsson, J., Thomee, R., Linden, C., Folkesson, M., Tranberg, R., & Karlsson, J. (2006). Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16(2), 111-120.
39. Kofotolis, N. D., Kellis, E., & Vlachopoulos, S. P. (2007). Ankle sprain injuries and risk factors in amateur soccer players during a 2-year period. *The American journal of sports medicine*, 35(3), 458-466.
40. Paquette, M. R., Peel, S. A., Schilling, B. K., Melcher, D. A., & Bloomer, R. J. (2017). Soreness-related changes in three-dimensional running biomechanics following eccentric knee extensor exercise. *European journal of sport science*, 17(5), 546-554.
41. Thomson, K., Watt, A. P., & Liukkonen, J. (2009). Differences in ball sports athletes speed discrimination skills before and after exercise induced fatigue. *Journal of sports science & medicine*, 8(2), 259.
42. Rowe, A., Wright, S., Nyland, J., Caborn, D. N., & Kling, R. (1999). Effects of a 2-hour cheerleading practice on dynamic postural stability, knee laxity, and hamstring extensibility. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(8), 455-462.
43. Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*, 30(2), 261-267.
44. Ahmad, C. S., Clark, A. M., Heilmann, N., Schoeb, J. S., Gardner, T. R., & Levine, W. N. (2006). Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity. *The American journal of sports medicine*, 34(3), 370-374.
45. Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 491-498.
46. Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247.
47. Ekstrand, J., Häggglund, M., & Waldén, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British journal of sports medicine*, 45(7), 553-558.
48. Hawkins, R. D., Hulse, M., Wilkinson, C., Hodson, A., & Gibson, M. (2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British journal of sports medicine*, 35(1), 43-47.

49. Östenberg, A., & Roos, H. (2000). Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10(5), 279-285.
50. Gabbett, T. (2002). Incidence of injury in amateur rugby league sevens. *British journal of sports medicine*, 36(1), 23-26.
51. Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2002). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of preseason injuries. *British journal of sports medicine*, 36(6), 436-441.
52. Hawkins, R. D., & Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British journal of sports medicine*, 33(3), 196-203.
53. Rahnama, N., Reilly, T., & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British journal of sports medicine*, 36(5), 354-359.
54. Ferraz, R. M. P., van den Tillaar, R., Pereira, A., & Marques, M. C. (2016). The effect of fatigue and duration knowledge of exercise on kicking performance in soccer players. *Journal of Sport and Health Science*, 74-85.
55. Arnason, A., Gudmundsson, A., Dahl, H., & Johannsson, E. (1996). Soccer injuries in Iceland. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 6(1), 40-45.
56. Andersen, T. E., Floerenes, T. W., Arnason, A., & Bahr, R. (2004). Video analysis of the mechanisms for ankle injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32(1_suppl), 69-79.
57. Dvorak, J., & Junge, A. (2000). Football injuries and physical symptoms. *The American journal of sports medicine*, 28(5_suppl), 3-9.
58. Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., DeMaio, M., Dick, R. W., Engebretsen, L., Garrett, W. E., & Hannafin, J. A. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American journal of sports medicine*, 34(9), 1512-1532.
59. Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G., Hewett, T. E., Huston, L., Ireland, M. L., Johnson, R. J., Kibler, W. B., Lephart, S., Lewis, J. L., Lindenfeld, T. N., Mandelbaum, B. R., Marchak, P., Teitz, C. C., & Wojtys, E. M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg*, 8(3), 141-150.

60. Harris, K. P., Driban, J. B., Sitler, M. R., Cattano, N. M., Balasubramanian, E., & Hootman, J. M. (2017). Tibiofemoral osteoarthritis after surgical or nonsurgical treatment of anterior cruciate ligament rupture: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 52(6), 507-517.
61. Gilchrist, J., Mandelbaum, B. R., Melancon, H., Ryan, G. W., Silvers, H. J., Griffin, L. Y., Watanabe, D. S., Dick, R. W., & Dvorak, J. (2008). A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *The American journal of sports medicine*, 36(8), 1476-1483.
62. Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., & Garrett Jr, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American journal of sports medicine*, 33(7), 1003-1010.
63. Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2004). Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 352.
64. Myklebust, G., Engebretsen, L., Brækken, I. H., Skjølberg, A., Olsen, O.-E., & Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13(2), 71-78.
65. Agel, J., Arendt, E. A., & Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 524-531.
66. Lundy-Eckman, L. (2007). Somatosensory system. *Neuroscience: Fundamentals for Rehabilitation (3rd ed)*. Lundy-Eckman L, ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier, 105-128.
67. Gandevia, S., McCloskey, D., & Burke, D. (1992). Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends in neurosciences*, 15(2), 62-65.
68. Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71.
69. Ghez, C., & Krakauer, J. (1991). Voluntary movement. *Principles of neural science*, 3, 609-625.
70. Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraido, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25(1), 130-137.

71. Weerakkody, N., Percival, P., Morgan, D., Gregory, J., & Proske, U. (2003). Matching different levels of isometric torque in elbow flexor muscles after eccentric exercise. *Experimental brain research*, 149(2), 141-150.
72. Iwasa, K., Miyamoto, K., & Shimizu, K. (2005). Effects of erector spinae muscle fatigue on trunk repositioning accuracy in forward and lateral flexion. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 18(3-4), 61-66.
73. Johanson, E., Brumagne, S., Janssens, L., Pijnenburg, M., Claeys, K., & Pääsuke, M. (2011). The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *European spine journal*, 20(12), 2152-2159.
74. Tsay, A., Allen, T. J., Leung, M., & Proske, U. (2012). The fall in force after exercise disturbs position sense at the human forearm. *Experimental brain research*, 222(4), 415-425.
75. Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *The American journal of sports medicine*, 35(3), 368-373.
76. Hupperets, M. D., Verhagen, E. A., Heymans, M. W., Bosmans, J. E., van Tulder, M. W., & Van Mechelen, W. (2010). Potential savings of a program to prevent ankle sprain recurrence: economic evaluation of a randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine*, 38(11), 2194-2200.
77. Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*, 33(7), 1022-1029.
78. Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical biomechanics*, 21(10), 1090-1097.
79. Fagenbaum, R., & Darling, W. G. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 31(2), 233-240.
80. McLean, S. G., Fellin, R., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(3), 502-514.
81. Nyland, J. A., Shapiro, R., Stine, R. L., Horn, T. S., & Ireland, M. L. (1994). Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20(3), 132-137.

82. Dickin, D. C., Johann, E., Wang, H., & Popp, J. K. (2015). Combined effects of drop height and fatigue on landing mechanics in active females. *Journal of applied biomechanics*, 31(4), 237-243.
83. Kipp, K. (2010). Acute and delayed effects of an exhaustive bout of exercise on landing biomechanics in women and men. 104-114.
84. McNeal, J. R., Sands, W. A., & Stone, M. H. (2010). Effects of fatigue on kinetic and kinematic variables during a 60-second repeated jumps test. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(2), 218-229.
85. Orishimo, K. F., & Kremenec, I. J. (2006). Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 22(4), 245-254.
86. Rodacki, A. L. F., Fowler, N. E., & Bennett, S. J. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(1), 105-116.
87. Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R., & Peterson, C. (2010). The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(4), 286-292.
88. García-Pinillos, F., Molina-Molina, A., & Latorre-Román, P. Á. (2016). Impact of an incremental running test on jumping kinematics in endurance runners: can jumping kinematic explain the post-activation potentiation phenomenon? *Sports Biomechanics*, 15(2), 103-115.
89. Kim, H., Son, S., Seeley, M., & Hopkins, J. (2015). Functional fatigue alters lower-extremity neuromechanics during a forward-side jump. *International Journal of Sports Medicine*, 36(14), 1192-1200.
90. Schmitz, R. J., Cone, J. C., Tritsch, A. J., Pye, M. L., Montgomery, M. M., Henson, R. A., & Shultz, S. J. (2014). Changes in drop-jump landing biomechanics during prolonged intermittent exercise. *Sports Health*, 6(2), 128-135.
91. Lovell, R., Midgley, A., Barrett, S., Carter, D., & Small, K. (2013). Effects of different half-time strategies on second half soccer-specific speed, power and dynamic strength. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 23(1), 105-113.
92. Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(12), 2028-2036.
93. Barfield, W. R. (1998). The biomechanics of kicking in soccer. *Clinics in sports medicine*, 17(4), 711-728.

94. Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S., & Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 260-268.
95. Magee, D. J., Zachazewski, J. E., Quillen, W. S., & Manske, R. C. (2010). *Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation-E-Book*: Elsevier Health Sciences.
96. Full, R. J., & Koditschek, D. E. (1999). Templates and anchors: neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land. *Journal of Experimental Biology*, 202(23), 3325-3332.
97. Fonseca, S., Ocarino, J., Silva, P., & Aquino, C. (2007). Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. *Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation*. St Louis: Saunders Elsevier, 476-486.
98. DeProft, E., Clarys, J., Bollens, E., Cabri, J., & Dufour, W. (1988). Muscle activity in the soccer kick. *Reilly T, Lees A, Davis K*, 16.
99. Lindstedt, S. L., Reich, T. E., Keim, P., & LaStayo, P. C. (2002). Do muscles function as adaptable locomotor springs? *Journal of Experimental Biology*, 205(15), 2211-2216.
100. Weiss, P., Hunter, I., & Kearney, R. (1988). Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activation levels. *Journal of biomechanics*, 21(7), 539-544.
101. Gordon, D., Robertson, E., & Winter, D. A. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of biomechanics*, 13(10), 845-854.
102. Seyfarth, A., Blickhan, R., & Van Leeuwen, J. (2000). Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *Journal of Experimental Biology*, 203(4), 741-750.
103. Lindstedt, S., LaStayo, P., & Reich, T. (2001). When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *Physiology*, 16(6), 256-261.
104. Shan, G., & Westerhoff, P. (2005). Soccer: Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomechanics*, 4(1), 59-72.
105. Lees, A., & Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: a review. *Journal of sports sciences*, 16(3), 211-234.
106. Bezodis, N., Trewartha, G., Wilson, C., & Irwin, G. (2007). Contributions of the non-kicking-side arm to rugby place-kicking technique. *Sports Biomechanics*, 6(2), 171-186.

107. Stecco, A., Masiero, S., Macchi, V., Stecco, C., Porzionato, A., & De Caro, R. (2009). The pectoral fascia: anatomical and histological study. *Journal of bodywork and movement therapies*, 13(3), 255-261.
108. Cabri, J. (1998). The relation between muscular strength and kick performance. *In Science and Football*, 186.
109. Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A., Stoeckart, R., van Wingerden, J.-P., & Snijders, C. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 20(7), 753-758.
110. David, L., Grood, E. S., Noyes, F. R., & Zernicke, R. E. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and sport sciences reviews*, 6(1), 125-182.
111. Bangsbo, J., & Peitersen, B. (2000). *Soccer systems and strategies*: Human Kinetics, 156-162.
112. Schot, P., Dart, J., & Schuh, M. (1995). Biomechanical analysis of two change-of-direction maneuvers while running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(6), 254-258.
113. Nyland, J. A., Caborn, D. N., Shapiro, R., & Johnson, D. L. (1999). Crossover cutting during hamstring fatigue produces transverse plane knee control deficits. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 137.
114. Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, 71(6), 2127-2132.
115. Andrews, J. R., McLeod, W. D., Ward, T., & Howard, K. (1977). The cutting mechanism. *The American journal of sports medicine*, 5(3), 111-121.
116. Smith, N., Dyson, R., Hale, T., & Janaway, L. (2006). Contributions of the inside and outside leg to maintenance of curvilinear motion on a natural turf surface. *Gait & Posture*, 24(4), 453-458.
117. Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2007). Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *The American journal of sports medicine*, 35(11), 1888-1900.
118. Besier, T. F., Lloyd, D. G., Cochrane, J. L., & Ackland, T. R. (2001). External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7), 1168-1175.
119. Queen, R. M., Haynes, B. B., Hardaker, W. M., & Garrett Jr, W. E. (2007). Forefoot loading during 3 athletic tasks. *The American journal of sports medicine*, 35(4), 630-636.

120. Gracovetsky, S. (1990). Musculoskeletal function of the spine. In *Multiple muscle systems*, 410-437.
121. Sanders, B., & Nemeth, W. (1996). Hip and thigh injuries. *Athletic Injuries and Rehabilitation*. 1st ed. Philadelphia, PA: WB Saunders Company, 611-614.
122. McLean, S. G., Lipfert, S. W., & Van Den Bogert, A. J. (2004). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(6), 1008.
123. Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clinics in sports medicine*, 29(3), 347-364.
124. Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 603-621.
125. Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
126. Brukner, P., Khan, K., & Agosta, T. (2001). Biomechanics of common sporting injuries. *Clinical sports medicine*. Sydney (Australia): McGraw-Hill, 56-58.
127. Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in sports medicine*, 31(2), 187-201.
128. Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine*, 13(4), 843-863.
129. Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical orthopaedics and related research*(177), 9-15.
130. Prilutsky, B. I., & Zatsiorsky, V. M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of biomechanics*, 27(1), 25-34.
131. Abt, J. P., Sell, T. C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R. G., & Lephart, S. M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1479-1485.
132. Tweed, J. L., Campbell, J. A., & Avil, S. J. (2008). Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(6), 436-444.
133. Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D., & Wrigley, T. V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait & Posture*, 10(1), 30-47.

134. Donatelli, R. (1985). Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 7(3), 91-95.
135. James, S., & Jones, D. (1990). Biomechanical aspects of distance running injuries. *Biomechanics of distance running*, 1, 249-265.
136. Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American journal of sports medicine*, 8(5), 345-350.
137. James, S. L., Bates, B. T., & Osternig, L. R. (1978). Injuries to runners. *The American journal of sports medicine*, 6(2), 40-50.
138. Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of biomechanics*, 41(6), 1160-1165.
139. Sinning, W. E., & Forsyth, H. L. (1970). Lower-limb actions while running at different velocities. *Medicine and Science in Sports*, 2(1), 28-34.
140. Reber, L., Perry, J., & Pink, M. (1993). Muscular control of the ankle in running. *The American journal of sports medicine*, 21(6), 805-810.
141. Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of biomechanics*, 43(14), 2709-2716.
142. HOCKENBURY, R. (1999). Forefoot problems in athletes, medicine & science in sports & exercise. *ACSM, Official Journal of the American College of Sports Medicine*, s448-s458.
143. Pink, M., Perry, J., Houghlum, P. A., & Devine, D. J. (1994). Lower extremity range of motion in the recreational sport runner. *The American journal of sports medicine*, 22(4), 541-549.
144. Stergiou, N., Bates, B. T., & Kurz, M. J. (2003). Subtalar and knee joint interaction during running at various stride lengths. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 43(3), 319-326.
145. Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80.
146. Gandevia, S. C., Smith, J. L., Crawford, M., Proske, U., & Taylor, J. L. (2006). Motor commands contribute to human position sense. *The Journal of physiology*, 571(3), 703-710.

147. Goodwin, G. M., McCloskey, D., & Matthews, P. (1972). The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95(4), 705-748.
148. LePoh, S. (2000). Introduction to the sensorimotor system. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*, 16-26.
149. Franklin, D. W., & Wolpert, D. M. (2011). Computational mechanisms of sensorimotor control. *Neuron*, 72(3), 425-442.
150. Martin, J. H. (1991). Modality coding in the somatic sensory system. *Principles of neural science*, 112-124.
151. Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2001). *Motor control*: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, 77-81.
152. Yahia, L. H., Rhalmi, S., Newman, N., & Isler, M. (1992). Sensory innervation of human thoracolumbar fascia: an immunohistochemical study. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 63(2), 195-197.
153. Rothwell, J., & Lennon, S. (1994). Control of human voluntary movement. *Physiotherapy*, 80(12), 869.
154. Sojka, P., Johansson, H., Sjölander, P., Lorentzon, R., & Djupsjöbacka, M. (1989). Fusimotor neurones can be reflexy influenced by activity in receptor afferents from the posterior cruciate ligament. *Brain Research*, 483(1), 177-183.
155. Johansson, H. (1990). The anterior cruciate ligament: a sensor action on the γ -muscle-spindle systems muscles around the knee joints. *Neuro-orthopedics*, 9, 1-23.
156. Needle, A. R., Charles B, S., Farquhar, W. B., Thomas, S. J., Rose, W. C., & Kaminski, T. W. (2013). Muscle spindle traffic in functionally unstable ankles during ligamentous stress. *Journal of Athletic Training*, 48(2), 192-202.
157. Peck, D., Buxton, D., & Nitz, A. (1984). A comparison of spindle concentrations in large and small muscles acting in parallel combinations. *Journal of Morphology*, 180(3), 243-252.
158. Kulkarni, V., Chandy, M., & Babu, K. (2001). Quantitative study of muscle spindles in suboccipital muscles of human fetuses. *Neurology India*, 49(4), 355.
159. Banks, R. (2006). An allometric analysis of the number of muscle spindles in mammalian skeletal muscles. *Journal of anatomy*, 208(6), 753-768.
160. Gordon, J. (1991). Muscle receptors and spinal reflexes: the stretch reflex. *Principles of neural science*, 564-580.

161. Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological reviews*, 92(4), 1651-1697.
162. Liu, J.-X., Thornell, L.-E., & Pedrosa-Domellöf, F. (2003). Muscle spindles in the deep muscles of the human neck: a morphological and immunocytochemical study. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 51(2), 175-186.
163. Burgess, P., & Clark, F. (1969). Characteristics of knee joint receptors in the cat. *The Journal of physiology*, 203(2), 317-335.
164. Bosco, G., & Poppele, R. (2001). Proprioception from a spinocerebellar perspective. *Physiological reviews*, 81(2), 539-568.
165. Amaral, D. (2000). The functional organization of perception and movement. *Principles of neural science*, 337-348.
166. Hudspeth, A. J., Jessell, T. M., Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Siegelbaum, S. A. (2013). *Principles of neural science*: McGraw-Hill, Health Professions Division, 114-128.
167. Corneil, B. D., Olivier, E., & Munoz, D. P. (2002). Neck muscle responses to stimulation of monkey superior colliculus. I. Topography and manipulation of stimulation parameters. *Journal of neurophysiology*, 88(4), 1980-1999.
168. Bronstein, A. M., Mossman, S., & Luxon, L. M. (1991). The neck-eye reflex in patients with reduced vestibular and optokinetic function. *Brain*, 114(1), 1-11.
169. Gdowski, G. T., & McCrea, R. A. (2000). Neck proprioceptive inputs to primate vestibular nucleus neurons. *Experimental brain research*, 135(4), 511-526.
170. Peterson, B. W. (2004). Current approaches and future directions to understanding control of head movement. In *Progress in brain research* Vol. 143, pp. 367-381.
171. Maravita, A., Spence, C., & Driver, J. (2003). Multisensory integration and the body schema: close to hand and within reach. *Current biology*, 13(13), R531-R539.
172. Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., & Flanagan, J. R. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Nature Reviews Neuroscience*, 12(12), 739.
173. Milner, T. E., Hinder, M. R., & Franklin, D. W. (2007). How is somatosensory information used to adapt to changes in the mechanical environment? *Progress in brain research*, 165, 363-372.

174. Treleaven, J., Jull, G., & Sterling, M. (2003). Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: characteristic features and relationship with cervical joint position error. *Journal of rehabilitation medicine*, 35(1), 36-43.
175. Sjölander, P., Michaelson, P., Jaric, S., & Djupsjöbacka, M. (2008). Sensorimotor disturbances in chronic neck pain—range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. *Manual therapy*, 13(2), 122-131.
176. Kristjansson, E., & Oddsdottir, G. L. (2010). “The Fly”: a new clinical assessment and treatment method for deficits of movement control in the cervical spine: reliability and validity. *Spine*, 35(23), E1298-E1305.
177. Lee, A. S., Cholewicki, J., Reeves, N. P., Zazulak, B. T., & Mysliwiec, L. W. (2010). Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), 1327-1331.
178. Williamson, E. M., & Marshall, P. H. (2014). Effect of osteoarthritis on accuracy of continuous tracking leg movement. *Perceptual and motor skills*, 118(1), 162-182.
179. Juul-Kristensen, B., Lund, H., Hansen, K., Christensen, H., Danneskiold-Samsøe, B., & Bliddal, H. (2008). Poorer elbow proprioception in patients with lateral epicondylitis than in healthy controls: a cross-sectional study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 17(1), S72-S81.
180. Anderson, V. B., & Wee, E. (2011). Impaired joint proprioception at higher shoulder elevations in chronic rotator cuff pathology. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(7), 1146-1151.
181. Sharma, L., Cahue, S., Song, J., Hayes, K., Pai, Y. C., & Dunlop, D. (2003). Physical functioning over three years in knee osteoarthritis: role of psychosocial, local mechanical, and neuromuscular factors. *Arthritis & Rheumatism*, 48(12), 3359-3370.
182. Salahzadeh, Z., Maroufi, N., Salavati, M., Aslezaker, F., Morteza, N., & Rezaei Hachesu, P. (2013). Proprioception in subjects with patellofemoral pain syndrome: using the sense of force accuracy. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 21(4), 341-349.
183. Johansson, H. (2003). Epilogue: An integrated model for chronic work-related myalgia" Brussels Model". *Chronic work-related myalgia: Neuromuscular mechanisms behind work-related chronic muscle pain syndromes*, 59-71.
184. Djupsjöbacka, M., Johansson, H., Bergenheim, M., & Wenngren, B.-I. (1995). Influences on the γ -muscle spindle system from muscle afferents stimulated by increased intramuscular concentrations of bradykinin and 5-HT. *Neuroscience research*, 22(3), 325-333.

185. Thunberg, J., Hellström, F., Sjölander, P., Bergenheim, M., Wenngren, B.-I., & Johansson, H. (2001). Influences on the fusimotor-muscle spindle system from chemosensitive nerve endings in cervical facet joints in the cat: possible implications for whiplash induced disorders. *Pain*, 91(1-2), 15-22.
186. Weerakkody, N., Blouin, J., Taylor, J., & Gandevia, S. (2008). Local subcutaneous and muscle pain impairs detection of passive movements at the human thumb. *The Journal of physiology*, 586(13), 3183-3193.
187. Eva-Maj, M., Hans, W., Per-Anders, F., & Mikael, K. (2013). Experimentally induced deep cervical muscle pain distorts head on trunk orientation. *European journal of applied physiology*, 113(10), 2487-2499.
188. Moseley, G. L., & Flor, H. (2012). Targeting cortical representations in the treatment of chronic pain: a review. *Neurorehabilitation and neural repair*, 26(6), 646-652.
189. Rossi, S., della Volpe, R., Ginanneschi, F., Ulivelli, M., Bartalini, S., Spidalieri, R., & Rossi, A. (2003). Early somatosensory processing during tonic muscle pain in humans: relation to loss of proprioception and motor 'defensive' strategies. *Clinical Neurophysiology*, 114(7), 1351-1358.
190. Haggard, P., Iannetti, G. D., & Longo, M. R. (2013). Spatial sensory organization and body representation in pain perception. *Current biology*, 23(4), R164-R176.
191. Frobell, R., Le Graverand, M.-P., Buck, R., Roos, E., Roos, H., Tamez-Pena, J., Totterman, S., & Lohmander, L. (2009). The acutely ACL injured knee assessed by MRI: changes in joint fluid, bone marrow lesions, and cartilage during the first year. *Osteoarthritis and cartilage*, 17(2), 161-167.
192. Baxendale, R., & Ferrell, W. (1987). Disturbance of proprioception at the human knee resulting from acute joint distension. *Journal of Physiology*, 392, 60-72.
193. Cho, Y., Hong, B., Lim, S., Kim, H., Ko, Y., Im, S., & Lee, J. (2011). Effects of joint effusion on proprioception in patients with knee osteoarthritis: a single-blind, randomized controlled clinical trial. *Osteoarthritis and cartilage*, 19(1), 22-28.
194. Van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. *Sports medicine*, 14(2), 82-99.
195. Dhillon, M. S., Bali, K., & Vasistha, R. (2010). Immunohistological evaluation of proprioceptive potential of the residual stump of injured anterior cruciate ligaments (ACL). *International orthopaedics*, 34(5), 737-741.
196. Bali, K., Dhillon, M. S., Vasistha, R., Kakkar, N., Chana, R., & Prabhakar, S. (2012). Efficacy of immunohistological methods in detecting functionally viable mechanoreceptors in the remnant stumps of injured anterior cruciate ligaments and its clinical importance. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(1), 75-80.

197. Smith, R. L., & Brunolli, J. (1989). Shoulder kinesthesia after anterior glenohumeral joint dislocation. *Physical Therapy*, 69(2), 106-112.
198. Borsa, P. A., Lephart, S. M., Irrgang, J. J., Safran, M. R., & Fu, F. H. (1997). The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *The American journal of sports medicine*, 25(3), 336-340.
199. Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., & De Clercq, D. (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 487.
200. Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72(5), 1631-1648.
201. Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725-1789.
202. Lephart, S. M., Warner, J. J., Borsa, P. A., & Fu, F. H. (1994). Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 3(6), 371-380.
203. Hall, M., Ferrell, W., Sturrock, R., Hamblen, D., & Baxendale, R. (1995). The effect of the hypermobility syndrome on knee joint proprioception. *Rheumatology*, 34(2), 121-125.
204. Moisello, C., Bove, M., Huber, R., Abbruzzese, G., Battaglia, F., Tononi, G., & Ghilardi, M. F. (2008). Short-term limb immobilization affects motor performance. *Journal of motor behavior*, 40(2), 165-176.
205. Leinonen, V., Määtä, S., Taimela, S., Herno, A., Kankaanpää, M., Partanen, J., Kansanen, M., Hänninen, O., & Airaksinen, O. (2002). Impaired lumbar movement perception in association with postural stability and motor-and somatosensory-evoked potentials in lumbar spinal stenosis. *Spine*, 27(9), 975-983.
206. Treleaven, J. (2011). Dizziness, unsteadiness, visual disturbances, and postural control: implications for the transition to chronic symptoms after a whiplash trauma. *Spine*, 36, S211-S217.
207. Konishi, Y., Fukubayashi, T., & Takeshita, D. (2002). Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(9), 1414-1418.
208. Beard, D. J., Kyberd, P. J., O'Connor, J. J., Fergusson, C. M., & Dodd, C. A. (1994). Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(2), 219-228.

209. Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730.
210. Treleaven, J., Jull, G., & LowChoy, N. (2005). Standing balance in persistent whiplash: a comparison between subjects with and without dizziness. *Journal of rehabilitation medicine*, 37(4), 224-229.
211. Röijezon, U., Björklund, M., & Djupsjöbacka, M. (2011). The slow and fast components of postural sway in chronic neck pain. *Manual therapy*, 16(3), 273-278.
212. Sandlund, J., Röijezon, U., Björklund, M., & Djupsjöbacka, M. (2008). Acuity of goal-directed arm movements to visible targets in chronic neck pain. *Journal of rehabilitation medicine*, 40(5), 366-374.
213. Falla, D., & Farina, D. (2008). Neuromuscular adaptation in experimental and clinical neck pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 255-261.
214. Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control: from the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2), 220-228.
215. Treleaven, J. (2008). Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control. *Manual therapy*, 13(1), 2-11.
216. Treleaven, J., & Takasaki, H. (2014). Characteristics of visual disturbances reported by subjects with neck pain. *Manual therapy*, 19(3), 203-207.
217. Stokes, M., & Young, A. (1984). The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clinical Science*, 67(1), 7-14.
218. Hurley, M. (1997). The effects of joint damage on muscle function, proprioception and rehabilitation. *Manual therapy*, 2(1), 11-17.
219. Hurley, M. V. (1999). The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America*, 25(2), 283-298.
220. Elmqvist, L.-G., Lorentzon, R., Johansson, C., & Fugl-Meyer, A. R. (1988). Does a torn anterior cruciate ligament lead to change in the central nervous drive of the knee extensors? *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 58(1-2), 203-207.
221. Segal, N. A., Glass, N. A., Torner, J., Yang, M., Felson, D. T., Sharma, L., Nevitt, M., & Lewis, C. E. (2010). Quadriceps weakness predicts risk for knee joint space narrowing in women in the MOST cohort. *Osteoarthritis and cartilage*, 18(6), 769-775.

222. O'Connor, B. L., Palmoski, M. J., & Brandt, K. (1985). Neurogenic acceleration of degenerative joint lesions. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 67(4), 562-572.
223. O'Connor, B. L., Visco, D., Brandt, K., Myers, S., & Kalasinski, L. (1992). Neurogenic acceleration of osteoarthritis. The effects of previous neurectomy of the articular nerves on the development of osteoarthritis after transection of the anterior cruciate ligament in dogs. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 74(3), 367-376.
224. Liu, J., Wang, X.-Q., Zheng, J.-J., Pan, Y.-J., Hua, Y.-H., Zhao, S.-M., Shen, L.-Y., Fan, S., & Zhong, J.-G. (2012). Effects of Tai Chi versus proprioception exercise program on neuromuscular function of the ankle in elderly people: a randomized controlled trial. *Evidence-based complementary and alternative medicine*, 2012, 44-53.
225. Guo, L.-y., Yang, C.-p., You, Y.-l., Chen, S.-k., Yang, C.-h., Hou, Y.-y., & Wu, W.-l. (2014). Underlying mechanisms of Tai-Chi-Chuan training for improving balance ability in the elders. *Chinese journal of integrative medicine*, 20(6), 409-415.
226. Waddington, G. S., & Adams, R. D. (2004). The Effect of a 5-Week Wobble-Board Exercise Intervention on Ability to Discriminate Different Degrees of Ankle Inversion, Barefoot and Wearing Shoes: A Study in Healthy Elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(4), 573-576.
227. Goble, D. J., Noble, B. C., & Brown, S. H. (2009). Proprioceptive target matching asymmetries in left-handed individuals. *Experimental brain research*, 197(4), 403-408.
228. Nodehi-Moghadam, A., Nasrin, N., Kharazmi, A., & Eskandari, Z. (2013). A comparative study on shoulder rotational strength, range of motion and proprioception between the throwing athletes and non-athletic persons. *Asian journal of sports medicine*, 4(1), 34.
229. Han, J., Anson, J., Waddington, G., & Adams, R. (2014). Sport attainment and proprioception. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 9(1), 159-170.
230. Han, J., Waddington, G., Anson, J., & Adams, R. (2015). Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 77-81.
231. Lin, C.-H., Lien, Y.-H., Wang, S.-F., & Tsauo, J.-Y. (2006). Hip and knee proprioception in elite, amateur, and novice tennis players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85(3), 216-221.
232. Muaidi, Q., Nicholson, L., & Refshauge, K. (2009). Do elite athletes exhibit enhanced proprioceptive acuity, range and strength of knee rotation compared with non-athletes? *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(1), 103-112.

233. Courtney, C. A., Rine, R. M., Jenk, D. T., Collier, P. D., & Waters, A. (2013). Enhanced proprioceptive acuity at the knee in the competitive athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(6), 422-426.
234. Baker, J., Horton, S., Robertson-Wilson, J., & Wall, M. (2003). Nurturing sport expertise: factors influencing the development of elite athlete. *Journal of sports science & medicine*, 2(1), 1.
235. Cameron, M., Adams, R., & Maher, C. (2003). Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian football. *Physical Therapy in Sport*, 4(4), 159-166.
236. Lephart, S. M. (2000). Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics*, 405-413.
237. Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception: a critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 80-90.
238. Lephart, S. M., Myers, J. B., Bradley, J. P., & Fu, F. H. (2002). Shoulder proprioception and function following thermal capsulorrhaphy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 18(7), 770-778.
239. Waddington, G., & Adams, R. (1999). Discrimination of active plantarflexion and inversion movements after ankle injury. *Australian Journal of Physiotherapy*, 45(1), 7-13.
240. de Jong, A., Kilbreath, S. L., Refshauge, K. M., & Adams, R. (2005). Performance in different proprioceptive tests does not correlate in ankles with recurrent sprain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(11), 2101-2105.
241. Elangovan, N., Herrmann, A., & Konczak, J. (2014). Assessing proprioceptive function: evaluating joint position matching methods against psychophysical thresholds. *Physical Therapy*, 94(4), 553-561.
242. Schmidt, R. A. (1991). *Motor learning & performance: From principles to practice*: Human Kinetics Books, 111-124.
243. Fechner, G. (1860). *Elemente der Psychophysik*: Breitkopf und Härtel, Leipzig, Germany, 48-49.
244. Adams, R., Lee, K.-Y., Waddington, G., & Lee, H.-J. (2012). James McKeen Cattell and the method of constant stimuli in the psychophysics of movement. *Proceedings of Fechner Day*, 28(1), 18-23.

245. Gescheider, G. A. (2013). *Psychophysics: the fundamentals*: Psychology Press, 88-94.
246. Goble, D. J. (2010). Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Physical Therapy*, 90(8), 1176-1184.
247. Fullerton, G. S., & Cattell, J. M. (1890). *On the perception of small differences: With special reference to the extent, force and time of movement*: University of Pennsylvania Press, 93-102.
248. Woodworth, R. (1899). The accuracy of voluntary movement *Psychol. Review Mono. Suppl*(13), 77-86.
249. Magill, R. A., & Parks, P. F. (1983). The psychophysics of kinesthesia for positioning responses: the physical stimulus-psychological response relationship. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(4), 346-351.
250. Maher, C., & Adams, R. (1995). A psychophysical evaluation of manual stiffness discrimination. *Australian Journal of Physiotherapy*, 41(3), 161-167.
251. Anderson, D. I. (1999). The discrimination, acquisition, and retention of aiming movements made with and without elastic resistance. *Human factors*, 41(1), 129-138.
252. Tan, H. Z., Srinivasan, M. A., Reed, C. M., & Durlach, N. I. (2007). Discrimination and identification of finger joint-angle position using active motion. *ACM Transactions on Applied Perception (TAP)*, 4(2), 10.
253. Pacey, V., Adams, R. D., Tofts, L., Munns, C. F., & Nicholson, L. L. (2014). Proprioceptive acuity into knee hypermobile range in children with joint hypermobility syndrome. *Pediatric Rheumatology*, 12(1), 40.
254. Waddington, G., Adams, R., & Jones, A. (1999). Wobble board (ankle disc) training effects on the discrimination of inversion movements. *Australian Journal of Physiotherapy*, 45(2), 95-101.
255. Lee, K.-Y., Adams, R., Lee, H.-J., & Waddington, G. (2012). Comparisons of indices of movement discrimination: psychometric function, information theory, and signal detection analysis. *Proceedings of Fechner Day*, 28(1), 24-29.
256. Morgan, M., Watamaniuk, S., & McKee, S. (2000). The use of an implicit standard for measuring discrimination thresholds. *Vision research*, 40(17), 2341-2349.
257. Woodworth, R. S., & Schlosberg, H. (1954). *Experimental psychology*: Oxford and IBH Publishing, 23-48.
258. Miller, G. A. (1956). The magical number seven, plus or minus two: Some limits on our capacity for processing information. *Psychological review*, 63(2), 81.

259. Waddington, G., & Adams, R. (1999). Ability to discriminate movements at the ankle and knee is joint specific. *Perceptual and motor skills*, 89(3), 1037-1041.
260. Cameron, M., & Adams, R. (2003). Kicking footedness and movement discrimination by elite Australian Rules footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(3), 266-274.
261. Waddington, G., Seward, H., Wrigley, T., Lacey, N., & Adams, R. (2000). Comparing wobble board and jump-landing training effects on knee and ankle movement discrimination. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(4), 449-459.
262. Muaidi, Q. I., Nicholson, L. L., & Refshauge, K. M. (2008). Proprioceptive acuity in active rotation movements in healthy knees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(2), 371-376.
263. Cameron, M. L., Adams, R. D., & Maher, C. G. (2008). The effect of neoprene shorts on leg proprioception in Australian football players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(3), 345-352.
264. Hobbs, A. J., Adams, R. D., Shirley, D., & Hillier, T. M. (2010). Comparison of lumbar proprioception as measured in unrestrained standing in individuals with disc replacement, with low back pain and without low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(7), 439-446.
265. Han, J., Adams, R., Waddington, G., & Anson, J. (2013). Ability to discriminate movements at multiple joints around the body: global or site-specific. *Perceptual and motor skills*, 116(1), 59-68.
266. Lee, H., Nicholson, L. L., Adams, R. D., & Bae, S.-S. (2005). Proprioception and rotation range sensitization associated with subclinical neck pain. *Spine*, 30(3), E60-E67.
267. Naughton, J., Adams, R. D., & Maher, C. G. (2003). Contacting points overhead with and without a tennis racket. *Perceptual and motor skills*, 96(3_suppl), 1323-1329.
268. Whiteley, R., Adams, R., Nicholson, L., & Ginn, K. (2008). Shoulder proprioception is associated with humeral torsion in adolescent baseball players. *Physical Therapy in Sport*, 9(4), 177-184.
269. Han, J., Anson, J., Waddington, G., & Adams, R. (2013). Proprioceptive performance of bilateral upper and lower limb joints: side-general and site-specific effects. *Experimental brain research*, 226(3), 313-323.
270. Han, J., Waddington, G., Adams, R., & Anson, J. (2013). Bimanual proprioceptive performance differs for right-and left-handed individuals. *Neuroscience letters*, 542, 37-41.

271. Han, J., Waddington, G., Anson, J., & Adams, R. (2013). Does elastic resistance affect finger pinch discrimination? *Human factors*, 55(5), 976-984.
272. MacIntosh, B., Gardiner, P., & McComas, A. (2005). *Skeletal muscle: form and function*: Human kinetics. In: Champaign, IL, USA, 48-54.
273. Edwards, R. H. (1981). Human muscle function and fatigue. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*, 1-18.
274. Abd-Elfattah, H. M., Abdelazeim, F. H., & Elshennawy, S. (2015). Physical and cognitive consequences of fatigue: A review. *Journal of advanced research*, 6(3), 351-358.
275. Friedman, J. H., Brown, R. G., Comella, C., Garber, C. E., Krupp, L. B., Lou, J. S., Marsh, L., Nail, L., Shulman, L., & Taylor, C. B. (2007). Fatigue in Parkinson's disease: a review. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 22(3), 297-308.
276. Lorist, M. M., Kernell, D., Meijman, T. F., & Zijdwind, I. (2002). Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *The Journal of physiology*, 545(1), 313-319.
277. Kallenberg, L. A., Schulte, E., Disselhorst-Klug, C., & Hermens, H. J. (2007). Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(3), 264-274.
278. Bigland-Ritchie, B., Rice, C., Garland, S., & Walsh, M. (1995). Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. *Fatigue*, 361-380.
279. Cairns, S. P., Knicker, A. J., Thompson, M. W., & Sjøgaard, G. (2005). Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exercise and sport sciences reviews*, 33(1), 9-16.
280. Hoffman, B. W., Oya, T., Carroll, T. J., & Cresswell, A. G. (2009). Increases in corticospinal responsiveness during a sustained submaximal plantar flexion. *Journal of Applied Physiology*, 175-189.
281. Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 54(2), 88-108.
282. McNeil, C. J., Martin, P. G., Gandevia, S. C., & Taylor, J. L. (2009). The response to paired motor cortical stimuli is abolished at a spinal level during human muscle fatigue. *The Journal of physiology*, 587(23), 5601-5612.
283. Hultborn, H., Lipski, J., & Mackel, R. (1988). Distribution of recurrent inhibition within a motor nucleus. I. Contribution from slow and fast motor units to the excitation of Renshaw cells. *Acta physiologica scandinavica*, 134(3), 347-361.

284. Kukulka, C. G., Moore, M. A., & Russell, A. G. (1986). Changes in human α -motoneuron excitability during sustained maximum isometric contractions. *Neuroscience letters*, 68(3), 327-333.
285. Khaslavskaja, S., Ladouceur, M., & Sinkjaer, T. (2002). Increase in tibialis anterior motor cortex excitability following repetitive electrical stimulation of the common peroneal nerve. *Experimental brain research*, 145(3), 309-315.
286. Löscher, W., Cresswell, A., & Thorstensson, A. (1996). Recurrent inhibition of soleus α -motoneurons during a sustained submaximal plantar flexion. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 101(4), 334-338.
287. Duchateau, J., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of Applied Physiology*, 144-156.
288. Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 23(11), 1647-1666.
289. Baldwin, K., Klinkerfuss, G., Terjung, R., Mole, P., & Holloszy, J. (1972). Respiratory capacity of white, red, and intermediate muscle: adaptative response to exercise. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 222(2), 373-378.
290. Enoka, R. M. (1995). Morphological features and activation patterns of motor units. *Journal of clinical neurophysiology: official publication of the American Electroencephalographic Society*, 12(6), 538-559.
291. Löscher, W. N., Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. (1996). Excitatory drive to the alpha-motoneuron pool during a fatiguing submaximal contraction in man. *The Journal of physiology*, 491(1), 271-280.
292. Cresswell, A., & Löscher, W. (2000). Significance of peripheral afferent input to the α -motoneurone pool for enhancement of tremor during an isometric fatiguing contraction. *European journal of applied physiology*, 82(1-2), 129-136.
293. Sacco, P., Thickbroom, G. W., Thompson, M. L., & Mastaglia, F. L. (1997). Changes in corticomotor excitation and inhibition during prolonged submaximal muscle contractions. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 20(9), 1158-1166.
294. Søgaard, K., Gandevia, S. C., Todd, G., Petersen, N. T., & Taylor, J. L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *The Journal of physiology*, 573(2), 511-523.

295. Gandevia, S., Allen, G. M., Butler, J. E., & Taylor, J. L. (1996). Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex. *The Journal of physiology*, 490(2), 529-536.
296. Taylor, J. L., Todd, G., & Gandevia, S. C. (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clinical and experimental pharmacology and physiology*, 33(4), 400-405.
297. Andersen, B., Westlund, B., & Krarup, C. (2003). Failure of activation of spinal motoneurons after muscle fatigue in healthy subjects studied by transcranial magnetic stimulation. *The Journal of physiology*, 551(1), 345-356.
298. Butler, J. E., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2003). Responses of human motoneurons to corticospinal stimulation during maximal voluntary contractions and ischemia. *Journal of Neuroscience*, 23(32), 10224-10230.
299. Martin, P. G., Smith, J. L., Butler, J. E., Gandevia, S. C., & Taylor, J. L. (2006). Fatigue-sensitive afferents inhibit extensor but not flexor motoneurons in humans. *Journal of Neuroscience*, 26(18), 4796-4802.
300. Kernell, D., & Monster, A. (1982). Time course and properties of late adaptation in spinal motoneurons of the cat. *Experimental brain research*, 46(2), 191-196.
301. Sawczuk, A., Powers, R. K., & Binder, M. D. (1997). Contribution of outward currents to spike-frequency adaptation in hypoglossal motoneurons of the rat. *Journal of neurophysiology*, 78(5), 2246-2253.
302. Spielmann, J., Laouris, Y., Nordstrom, M., Robinson, G., Reinking, R., & Stuart, D. (1993). Adaptation of cat motoneurons to sustained and intermittent extracellular activation. *The Journal of physiology*, 464(1), 75-120.
303. Peters, E. J., & Fuglevand, A. J. (1999). Cessation of human motor unit discharge during sustained maximal voluntary contraction. *Neuroscience letters*, 274(1), 66-70.
304. Fuglevand, A. J., Winter, D. A., & Patla, A. E. (1993). Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. *Journal of neurophysiology*, 70(6), 2470-2488.
305. Dideriksen, J. L., Farina, D., Baekgaard, M., & Enoka, R. M. (2010). An integrative model of motor unit activity during sustained submaximal contractions. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 69-74.
306. Fuglevand, A. J., Zackowski, K., Huey, K., & Enoka, R. (1993). Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *The Journal of physiology*, 460(1), 549-572.

307. Dideriksen, J. L., Enoka, R. M., & Farina, D. (2011). Neuromuscular adjustments that constrain submaximal EMG amplitude at task failure of sustained isometric contractions. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 89-99.
308. Edwards, R. H. (1983). Biochemical bases of fatigue in exercise performance: catastrophe theory of muscular fatigue. *Biochemistry of exercise*, 13, 3-28.
309. Agnevik, G. F. (1970). Rapport Idrottsfysiologi. *Trygg-Hansa, Stockholm*, 156-174.
310. Fitts, R. H. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological reviews*, 74(1), 49-94.
311. Bangsbo, J., Graham, T., Kiens, B., & Saltin, B. (1992). Elevated muscle glycogen and anaerobic energy production during exhaustive exercise in man. *The Journal of physiology*, 451(1), 205-227.
312. Bangsbo, J., Graham, T., Johansen, L., Strange, S., Christensen, C., & Saltin, B. (1992). Elevated muscle acidity and energy production during exhaustive exercise in humans. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 263(4), R891-R899.
313. Gaitanos, G. C., Williams, C., Boobis, L. H., & Brooks, S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of Applied Physiology*, 75(2), 712-719.
314. Krstrup, P., Mohr, M., Amstrup, T., Rysgaard, T., Johansen, J., Steensberg, A., Pedersen, P. K., & Bangsbo, J. (2003). The yo-yo intermittent recovery test: physiological response, reliability, and validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(4), 697-705.
315. Balsom, P., Seger, J., Sjödén, B., & Ekblom, B. (1992). Physiological responses to maximal intensity intermittent exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 65(2), 144-149.
316. Greenhaff, P., Bodin, K., Soderlund, K., & Hultman, E. (1994). Effect of oral creatine supplementation on skeletal muscle phosphocreatine resynthesis. *American Journal of Physiology-Endocrinology And Metabolism*, 266(5), E725-E730.
317. Soderlund, K., & Hultman, E. (1991). ATP and phosphocreatine changes in single human muscle fibers after intense electrical stimulation. *American Journal of Physiology-Endocrinology And Metabolism*, 261(6), E737-E741.
318. Bangsbo, J., Madsen, K., Kiens, B., & Richter, E. (1996). Effect of muscle acidity on muscle metabolism and fatigue during intense exercise in man. *The Journal of physiology*, 495(2), 587-596.

319. Nordsborg, N., Mohr, M., Pedersen, L. D., Nielsen, J. J., Langberg, H., & Bangsbo, J. (2003). Muscle interstitial potassium kinetics during intense exhaustive exercise-effect of previous arm exercise. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 90-104.
320. Nielsen, J. J., Mohr, M., Klarskov, C., Kristensen, M., Krstrup, P., Juel, C., & Bangsbo, J. (2004). Effects of high-intensity intermittent training on potassium kinetics and performance in human skeletal muscle. *The Journal of physiology*, 554(3), 857-870.
321. Mohr, M., Nordsborg, N., Nielsen, J. J., Pedersen, L. D., Fischer, C., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2004). Potassium kinetics in human muscle interstitium during repeated intense exercise in relation to fatigue. *Pflügers Archiv*, 448(4), 452-456.
322. Cairns, S. P., & Dulhunty, A. F. (1995). High-frequency fatigue in rat skeletal muscle: role of extracellular ion concentrations. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 18(8), 890-898.
323. Davies, N. (1990). Modulation of ATP-sensitive K⁺ channels in skeletal muscle by intracellular protons. *Nature*, 343(6256), 375.
324. Davies, N., Standen, N., & Stanfield, P. (1991). ATP-dependent potassium channels of muscle cells: their properties, regulation, and possible functions. *Journal of bioenergetics and biomembranes*, 23(4), 509-535.
325. Rebelo, N., Krstrup, P., Soares, J., & Bangsbo, J. (1998). Reduction in intermittent exercise performance during a soccer match. *Journal of sports sciences*, 16, 482-483.
326. Galbo, H. (1983). *Hormonal and metabolic adaptation to exercise*: Thieme Stuttgart, 92.
327. Bangsbo, J., Nørregaard, L., & Thorsøe, F. (1992). The effect of carbohydrate diet on intermittent exercise performance. *International Journal of Sports Medicine*, 13(02), 152-157.
328. Balsom, P. D., Gaitanos, G., Söderlund, K., & Ekblom, B. (1999). High-intensity exercise and muscle glycogen availability in humans. *Acta physiologica scandinavica*, 165, 337-346.
329. Saltin, B. (1973). Metabolic fundamentals in exercise. *Medicine and Science in Sports*, 5(3), 137-146.
330. Saltin, B. (1964). Aerobic work capacity and circulation at exercise in man. With special reference to the effect of prolonged exercise and/or heat exposure. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, 102-118.

331. Hoffman, J., Maresh, C., Armstrong, L., Gabaree, C., Bergeron, M., Kenefick, R., Castellani, J., Ahlquist, L., & Ward, A. (1994). Effects of hydration state on plasma testosterone, cortisol and catecholamine concentrations before and during mild exercise at elevated temperature. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 69(4), 294-300.
332. Smodlaka, V. N. (1978). Cardiovascular aspects of soccer. *The Physician and Sportsmedicine*, 6(7), 66-70.
333. Mohr, M., Krstrup, P., Nybo, L., Nielsen, J. J., & Bangsbo, J. (2004). Muscle temperature and sprint performance during soccer matches—beneficial effect of re-warm-up at half-time. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 14(3), 156-162.
334. Nybo, L., & Nielsen, B. (2001). Hyperthermia and central fatigue during prolonged exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 91(3), 1055-1060.
335. Mustafa, K., & Mahmoud, N. (1979). Evaporative water loss in African soccer players. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 19(2), 181-183.
336. Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2001). Physiological demands of top-class soccer refereeing in relation to physical capacity: effect of intense intermittent exercise training. *Journal of sports sciences*, 19(11), 881-891.
337. Krstrup, P., Mohr, M., & Bangsbo, J. (2002). Activity profile and physiological demands of top-class soccer assistant refereeing in relation to training status. *Journal of sports sciences*, 20(11), 861-871.
338. Bangsbo, J. (1994). Fitness training in football—A scientific approach. . *Bagsvaerd*, 114-125.
339. Asmussen, E., & Bøje, O. (1945). Body temperature and capacity for work. *Acta physiologica scandinavica*, 10(1), 1-22.
340. Bergh, U., & Ekblom, B. (1979). Physical performance and peak aerobic power at different body temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 46(5), 885-889.
341. Houmard, J., Johns, R., Smith, L., Wells, J., Kobe, R., & McGoogan, S. (1991). The effect of warm-up on responses to intense exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 12(05), 480-483.
342. Sargeant, A. J. (1987). Effect of muscle temperature on leg extension force and short-term power output in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 56(6), 693-698.

343. Stewart, I. B., & Sleivert, G. G. (1998). The effect of warm-up intensity on range of motion and anaerobic performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(2), 154-161.
344. Krustup, P., González-Alonso, J., Quistorff, B., & Bangsbo, J. (2001). Muscle heat production and anaerobic energy turnover during repeated intense dynamic exercise in humans. *The Journal of physiology*, 536(3), 947-956.
345. Macdonald, M., Pedersen, P. K., & Hughson, R. L. (1997). Acceleration of $\dot{V}O_2$ kinetics in heavy submaximal exercise by hyperoxia and prior high-intensity exercise. *Journal of Applied Physiology*, 83(4), 1318-1325.
346. Manning, M. R., & Levy, R. S. (2006). Soccer. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 17(3), 677-695.
347. Giza, E., Fuller, C., Junge, A., & Dvorak, J. (2003). Mechanisms of foot and ankle injuries in soccer. *The American journal of sports medicine*, 31(4), 550-554.
348. Lundin, O., Hellström, M., Nilsson, I., & Swärd, L. (2001). Back pain and radiological changes in the thoraco-lumbar spine of athletes. A long-term follow-up. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 11(2), 103-109.
349. Volpi, P., Melegati, G., Tornese, D., & Bandi, M. (2004). Muscle strains in soccer: a five-year survey of an Italian major league team. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 12(5), 482-485.
350. Kujala, U. M., Kettunen, J., Paananen, H., Aalto, T., Battié, M. C., Impivaara, O., Videman, T., & Sarna, S. (1995). Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters, and shooters. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 38(4), 539-546.
351. Gabbe, B. J., Bennell, K. L., Finch, C. F., Wajswelner, H., & Orchard, J. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16(1), 7-13.
352. Major, N. M., & Helms, C. A. (1997). Pelvic stress injuries: the relationship between osteitis pubis (symphysis pubis stress injury) and sacroiliac abnormalities in athletes. *Skeletal radiology*, 26(12), 711-717.
353. Jansen, J., Mens, J., Backx, F., & Stam, H. (2008). Diagnostics in athletes with long-standing groin pain. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 18(6), 679-690.
354. Bonci, C. M. (1999). Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 155.

355. Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*, 32(4), 1002-1012.
356. Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British journal of sports medicine*, 41(suppl 1), i47-i51.
357. Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2007). Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(1), 38-42.
358. Houck, J., & Yack, H. J. (2003). Associations of knee angles, moments and function among subjects that are healthy and anterior cruciate ligament deficient (ACLD) during straight ahead and crossover cutting activities. *Gait & Posture*, 18(1), 126-138.
359. Lloyd, D. G. (2001). Rationale for training programs to reduce anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(11), 645-654.
360. Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 671-676.
361. Cook, J. L., & Khan, K. (2001). What is the most appropriate treatment for patellar tendinopathy? *British journal of sports medicine*, 35(5), 291-294.
362. Junge, A., & Dvorak, J. (2004). Soccer injuries. *Sports medicine*, 34(13), 929-938.
363. Ergen, E., & Ulkar, B. (2008). Proprioception and ankle injuries in soccer. *Clinics in sports medicine*, 27(1), 195-217.
364. Barker, H. B., Beynnon, B. D., & Renström, P. A. (1997). Ankle injury risk factors in sports. *Sports medicine*, 23(2), 69-74.
365. Ibrahim, A., Murrell, G., & Knapman, P. (2007). Adductor strain and hip range of movement in male professional soccer players. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 15(1), 46-49.
366. Neptune, R. R., Wright, I., & Van den Bogert, A. J. (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine and science in sports and exercise*, 31, 294-302.
367. Garrett, J. W. (1990). Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(4), 436-443.

368. Mair, S. D., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Garrett JR, W. E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *The American journal of sports medicine*, 24(2), 137-143.
369. Alexander, R. M. (1975). The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *J. Hum. Move. Stud.*, 1, 115-123.
370. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt Jr, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492-501.
371. Zhang, S.-N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(4), 812-819.
372. Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical biomechanics*, 18(7), 662-669.
373. da Fonseca, S. T., Vaz, D. V., de Aquino, C. F., & Brício, R. S. (2006). Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: comparison between genders and influence of activity level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3), 273-280.
374. Ireland, M. L. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150.
375. Kernozek, T. W., Torry, M. R., Van Hoof, H., Cowley, H., & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(6), 1003-1012.
376. Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer, G. D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 402, 76-94.
377. Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 401, 162-169.
378. Heinert, B. L., Kernozek, T. W., Greany, J. F., & Fater, D. C. (2008). Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17(3), 243-256.

379. Joseph, M., Tiberio, D., Baird, J. L., Trojian, T. H., Anderson, J. M., Kraemer, W. J., & Mares, C. M. (2008). Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. *The American journal of sports medicine*, 36(2), 285-289.
380. Koplan, J. P., Powell, K. E., Sikes, R. K., Shirley, R. W., & Campbell, C. (1982). An epidemiologic study of the benefits and risks of running. *Jama*, 248(23), 3118-3121.
381. Macera, C. A., Pate, R. R., Powell, K. E., Jackson, K. L., Kendrick, J. S., & Craven, T. E. (1989). Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Archives of internal medicine*, 149(11), 2565-2568.
382. Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635-1641.
383. Stanish, W. D. (1984). Overuse injuries in athletes: a perspective. *Medicine and science in sports and exercise*, 16(1), 1-7.
384. Elliott, B. (1990). *Adolescent overuse sporting injuries: a biomechanical review*: National Sports Research Centre, Australian Sports Commission, 213-219.
385. Kannus, P., Jozsa, L., Natri, A., & Järvinen, M. (1997). Effects of training, immobilization and remobilization on tendons. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7(2), 67-71.
386. Bailón-Plaza, A., & Van Der Meulen, M. C. (2003). Beneficial effects of moderate, early loading and adverse effects of delayed or excessive loading on bone healing. *Journal of biomechanics*, 36(8), 1069-1077.
387. Rolf, C. (1995). Overuse injuries of the lower extremity in runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 5(4), 181-190.
388. Bates, B., & Osternig, I. (1978). Injuries to runners. *Am J Sports Med*, 6, 40-50.
389. Jacobs, S. J., & Berson, B. L. (1986). Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. *The American journal of sports medicine*, 14(2), 151-155.
390. Marti, B., Vader, J. P., Minder, C. E., & Abelin, T. (1988). On the epidemiology of running injuries: the 1984 Bern Grand-Prix study. *The American journal of sports medicine*, 16(3), 285-294.
391. Messier, S. P., & Pittala, K. A. (1988). Etiologic factors associated with selected running injuries. *Medicine and science in sports and exercise*, 20(5), 501-505.

392. Paty, J. J. (1994). Running injuries. *Current opinion in rheumatology*, 6(2), 203-209.
393. James, S. (1998). Running injuries of the knee. *Instructional course lectures*, 47, 407-417.
394. Plataras, C. T., Rittenberg, J. D., Rittenberg, K. E., Press, J., & Akuthota, V. (2005). Comprehensive functional evaluation of the injured runner. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 623-649.
395. Hamill, J. (1982). Comparisons between selected ground reaction force parameters at different running speeds. *University of Oregon*, 12-48.
396. Nigg, B. (1986). Biomechanical aspects of running, in biomechanics of running shoes. *Human Kinetics Publishers*, 3, 1-25.
397. Derrick, T. R., Caldwell, G. E., & Hamill, J. (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *Journal of applied biomechanics*, 16(1), 36-51.
398. Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A., & Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European journal of applied physiology*, 87(4-5), 403-408.
399. Hart, L., Walter, S., McIntosh, J., & Sutton, J. (1989). the Effect Of Stretching And Warmup On The Development Of Musculoskeletal Injuries (msi) In Distance Runners: 353. *Medicine and Science in Sports*, 21(2), S59.
400. Rochcongar, P., Pernes, J., Carre, F., & Chaperon, J. (1995). Occurrence of running injuries: a survey among 1153 runners. *Sci Sports*, 10, 15-19.
401. Blair, S. N., Kohl, H. W., & Goodyear, N. N. (1987). Rates and risks for running and exercise injuries: studies in three populations. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 58(3), 221-228.
402. Van Mechelen, W., Hlobil, H., Kemper, H. C., Voorn, W. J., & de Jongh, H. R. (1993). Prevention of running injuries by warm-up, cool-down, and stretching exercises. *The American journal of sports medicine*, 21(5), 711-719.
403. Yeung, E., & Yeung, S. (2001). A systematic review of interventions to prevent lower limb soft tissue running injuries. *British journal of sports medicine*, 35(6), 383-389.
404. Clement, D., Taunton, J., Smart, G., & McNicol, K. (1981). A survey of overuse running injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 9(5), 47-58.
405. Lysholm, J., & Wiklander, J. (1987). Injuries in runners. *The American journal of sports medicine*, 15(2), 168-171.

406. Kibler, W. (1990). Clinical aspects of muscle injury. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(4), 450-452.
407. Macintyre, J., Taunton, J., Clement, D., Lloyd-Smith, D., McKenzie, D., & Morrell, R. (1991). Running injuries: a clinical study of 4,173 cases. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 1(2), 81-87.
408. Pinshaw, T. (1984). The nature and response to therapy of 196 injuries seen at a runners' clinic. *South African Medical Journal*, 65(8), 291-298.
409. Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D., & Zumbo, B. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*, 36(2), 95-101.
410. Matheson, G. O., Macintyre, J. G., Taunton, J. E., Clement, D. B., & Lloyd-Smith, R. (1989). Musculoskeletal injuries associated with physical activity in older adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 21(4), 379-385.
411. Brody, L. T., & Thein, J. M. (1998). Nonoperative treatment for patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(5), 336-344.
412. Thomeé, R., Augustsson, J., & Karlsson, J. (1999). Patellofemoral pain syndrome. *Sports medicine*, 28(4), 245-262.
413. Powers, C. M. (1998). Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(5), 345-354.
414. Dye, S. F., Stäubli, H. U., Biedert, R. M., & Vaupel, G. L. (1999). The mosaic of pathophysiology causing patellofemoral pain: Therapeutic implications. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 7(2), 46-54.
415. Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., & Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population: a two-year prospective study. *The American journal of sports medicine*, 28(4), 480-489.
416. Näslund, J., Odenbring, S., Näslund, U., & Lundeberg, T. (2005). Diffusely increased bone scintigraphic uptake in patellofemoral pain syndrome. *British journal of sports medicine*, 39(3), 162-165.
417. Witvrouw, E., Werner, S., Mikkelsen, C., Van Tiggelen, D., Berghe, L. V., & Cerulli, G. (2005). Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for non-operative treatment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13(2), 122-130.
418. Dye, S. F. (2001). Patellofemoral pain current concepts: an overview. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 9(4), 264-272.

419. Fulkerson, J. P. (2002). Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *The American journal of sports medicine*, 30(3), 447-456.
420. Ferber, R., Davis, I. M., & Williams Iii, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical biomechanics*, 18(4), 350-357.
421. Yoshioka, Y., Siu, D. W., Scudamore, R. A., & Cooke, T. D. V. (1989). Tibial anatomy and functional axes. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(1), 132-137.
422. Tiberio, D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(4), 160-165.
423. Cowan, D. N., Jones, B. H., Frykman, P. N., Polly, J. D., Harman, E. A., Rosenstein, R. M., & Rosenstein, M. T. (1996). Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Medicine and science in sports and exercise*, 28(8), 945-952.
424. Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S. M., Elias, J. J., Ramrattan, N., Cosgarea, A. J., & Chao, E. Y. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(5), 834-840.
425. DeHaven, K. E., & Lintner, D. M. (1986). Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *The American journal of sports medicine*, 14(3), 218-224.
426. Almeida, S. A., Trone, D. W., Leone, D. M., Shaffer, R. A., Patheal, S. L., & Long, K. (1999). Gender differences in musculoskeletal injury rates: a function of symptom reporting? *Medicine and science in sports and exercise*, 31(12), 1807-1812.
427. Noble, C. A. (1980). Iliotibial band friction syndrome in runners. *The American journal of sports medicine*, 8(4), 232-234.
428. Orchard, J. W., Fricker, P. A., Abud, A. T., & Mason, B. R. (1996). Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. *The American journal of sports medicine*, 24(3), 375-379.
429. Birnbaum, K., Siebert, C., Pandorf, T., Schopphoff, E., Prescher, A., & Niethard, F. (2004). Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surgical and radiologic anatomy*, 26(6), 433-446.
430. Miller, R. H., Lowry, J. L., Meardon, S. A., & Gillette, J. C. (2007). Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait & Posture*, 26(3), 407-413.
431. Noehren, B., Davis, I., & Hamill, J. (2007). ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006: Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical biomechanics*, 22(9), 951-956.

432. Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. (2010). Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 52-58.
433. Weir, J. P., Evans, S. A., & Housh, M. L. (1996). The effect of extraneous movements on peak torque and constant joint angle torque-velocity curves. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(5), 302-308.
434. Emery, C. A., Maitland, M. E., & Meeuwisse, W. H. (1999). Test-retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 9(2), 79-85.
435. Makofsky, H., Panicker, S., Abbruzzese, J., Aridas, C., Camp, M., Drakes, J., Franco, C., & Sileo, R. (2007). Immediate effect of grade IV inferior hip joint mobilization on hip abductor torque: a pilot study. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 15(2), 103-110.
436. Reid, D. (1992). Assessment and rehabilitation of sports injury. *New York: Churchill Livingstone*, 604-609.
437. Coren, S., & Porac, C. (1978). The validity and reliability of self-report items for the measurement of lateral preference. *British Journal of Psychology*, 69(2), 207-211.
438. Lovell, R., Knapper, B., & Small, K. (2008). Physiological responses to SAFT90: a new soccer-specific match simulation. *Verona-Ghirada Team Sports Conference Proceedings*, 5(4), 99-112.
439. Edwards, A., & Clark, N. (2006). Thermoregulatory observations in soccer match play: professional and recreational level applications using an intestinal pill system to measure core temperature. *British journal of sports medicine*, 40(2), 133-138.
440. Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., Hewett, T. E., & Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *The American journal of sports medicine*, 35(3), 359-367.
441. Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine*, 38(11), 2218-2225.
442. Myer, G. D., Stroube, B. W., DiCesare, C. A., Brent, J. L., Ford, K. R., Heidt Jr, R. S., & Hewett, T. E. (2013). Augmented feedback supports skill transfer and reduces high-risk injury landing mechanics: a double-blind, randomized controlled laboratory study. *The American journal of sports medicine*, 41(3), 669-677.

443. Kimura, Y., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Hayashi, Y., & Sato, S. (2012). Increased knee valgus alignment and moment during single-leg landing after overhead stroke as a potential risk factor of anterior cruciate ligament injury in badminton. *Br J Sports Med*, 46(3), 207-213.
444. Lin, C.-F., Liu, H., Gros, M. T., Weinhold, P., Garrett, W. E., & Yu, B. (2012). Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. *Journal of Sport and Health Science*, 1(1), 36-42.
445. Speer, K. P., Spritzer, C. E., Bassett III, F. H., Feagin JR, J. A., & Garrett JR, W. E. (1992). Osseous injury associated with acute tears of the anterior cruciate ligament. *The American journal of sports medicine*, 20(4), 382-389.
446. Sheppard, J. M., & Young, W. B. (2006). Agility literature review: Classifications, training and testing. *Journal of sports sciences*, 24(9), 919-932.
447. Bloomfield, J., Polman, R., & O'Donoghue, P. (2007). Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. *Journal of sports science & medicine*, 6(1), 63.
448. Brughelli, M., Cronin, J., Levin, G., & Chaouachi, A. (2008). Understanding change of direction ability in sport. *Sports medicine*, 38(12), 1045-1063.
449. Young, W., & Farrow, D. (2006). A review of agility: Practical applications for strength and conditioning. *Strength and conditioning journal*, 28(5), 24.
450. Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Buttfield, A., Seward, H., & McGivern, J. (2007). Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(2), 96-104.
451. Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
452. Boden, B. P., Griffin, L. Y., & Garrett Jr, W. E. (2000). Etiology and prevention of noncontact ACL injury. *The Physician and Sportsmedicine*, 28(4), 53-60.
453. Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935.
454. Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2011). Valgus plus internal rotation moments increase anterior cruciate ligament strain more than either alone. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(8), 1484-1491.
455. Hase, K., & Stein, R. (1999). Turning strategies during human walking. *Journal of neurophysiology*, 81(6), 2914-2922.

456. Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., Krosshaug, T., Bahr, R., Avela, J., & Perttunen, J. (2017). Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *The American journal of sports medicine*, 45(2), 386-393.
457. Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G., Hewett, T. E., Huston, L., & Ireland, M. L. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150.
458. McNair, P., Marshall, R., & Matheson, J. (1990). Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal*, 103(901), 537-539.
459. McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
460. Markolf, K. L., Gorek, J. F., Kabo, J. M., & Shapiro, M. S. (1990). Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *JBJS*, 72(4), 557-567.
461. Beynnon, B. D., Fleming, B. C., Johnson, R. J., Nichols, C. E., Renström, P. A., & Pope, M. H. (1995). Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *The American journal of sports medicine*, 23(1), 24-34.
462. Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., Verschueren, J., & Meeusen, R. (2013). A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *J Sports Med Phys Fitness*, 53(5), 509-519.
463. Lee, J., Song, Y., & Shin, C. S. (2018). Effect of the sagittal ankle angle at initial contact on energy dissipation in the lower extremity joints during a single-leg landing. *Gait & Posture*, 62, 99-104.
464. Mclean, S. G., & Samorezov, J. E. (2009). Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(8), 1661-1672.
465. Lucci, S., Cortes, N., Van Lunen, B., Ringleb, S., & Onate, J. (2011). Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(5), 453-459.
466. Wojtys, E. M., & Huston, L. J. (1994). Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. *The American journal of sports medicine*, 22(1), 89-104.

467. Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American journal of sports medicine*, 36(3), 554-565.
468. Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16(4), 400-407.
469. Sanna, G., & O'Connor, K. M. (2008). Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. *Clinical biomechanics*, 23(7), 946-954.
470. Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(8), 464-473.
471. Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., & McLean, S. G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical biomechanics*, 23(1), 81-92.
472. Khalid, A. J., Ian Harris, S., Michael, L., Joseph, H., & Qu, X. (2015). Effects of neuromuscular fatigue on perceptual-cognitive skills between genders in the contribution to the knee joint loading during side-stepping tasks. *Journal of sports sciences*, 33(13), 1322-1331.
473. Egger, G. (1990). Sports injury in Australia: Causes, costs and prevention. *A report to the national better health program*, 34.
474. Stubbe, J. H., van Beijsterveldt, A.-M. M., van der Knaap, S., Stege, J., Verhagen, E. A., Van Mechelen, W., & Backx, F. J. (2015). Injuries in professional male soccer players in the Netherlands: a prospective cohort study. *Journal of Athletic Training*, 50(2), 211-216.
475. Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2013). Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: the UEFA Injury Study. *The American journal of sports medicine*, 41(2), 327-335.
476. Dauty, M., & Collon, S. (2011). Incidence of injuries in French professional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 32(12), 965-969.
477. Ekstrand, J., Häggglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American journal of sports medicine*, 39(6), 1226-1232.

EKLER

EK – 1. Etik Kurul Raporu



T.C.
ANKARA VALİLİĞİ
İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
Ankara Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi Baştabipliği
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 2012-KAEK-15/1920
Konu:Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Etik Kurul Kararı

12.06.2019

**KEÇİÖREN EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ KLİNİK ARAŞTIRMA
ETİK KURULU**

“Futbolcularda Yorgunluğun Alt Eksremite Biyomekaniği Ve Propriyosepsiyonuna Etkisi”adlı klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç,yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına ve kurulumuz kararının başvuru sahibi tarafından Sağlık Bakanlığı’na arzına gerek olmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.

Op.Dr. Ömer Faruk TÄNER
Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul
Pınarbaşı Mahallesi Sanatoryum Cad.
Ardahan Sokak No:25Keçiören / ANKARA
Web: www.akeah.gov.tr

EK – 1. (Devam) Etik Kurul Raporu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Futbolcularda Yorgunluğun Alt Eksremite Biyomekaniği Ve Propriyosepsiyonuna Etkisi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 2012-KAEK-15
	AÇIK ADRESİ:	Pınarbaşı Mah. Sanatoryum Cad. Ardahan Sok. No:25 06380 Keçiören / Ankara
	TELEFON	0312 356 90 00-1065
	FAKS	
	E-POSTA	etikkurulkeah@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATOR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof Dr Ömer ŞENEL
	KOORDİNATOR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Beden Eğitimi Ve Spor
	KOORDİNATOR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	
	DESTEKLEYİCİ	
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 ☐
		FAZ 2 ☐
		FAZ 3 ☐
		FAZ 4 ☐
		Gözlemsel ilaç çalışması ☐
		Tıbbi cihaz klinik araştırması ☐
		In vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları ☐
		İlaç dışı klinik araştırma ☒ doktora tez çalışması
		Diğer ise belirtiniz
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐ ULUSAL ☒ ULUSLARARASI ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐

Etik Kurul Başkanı Unvanı/Adı/Soyadı: Op.Dr.Ömer Faruk TANER
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ASLI GİBİDİR
Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Etik Kurul Sekreteri
Harun BELAMOĞLU

EK – 1. (Devam) Etik Kurul Raporu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Futbolcularda Yorgunluğun Alt Eksremite Biyomekanikliği Ve Propriyosepsiyonuna Etkisi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Acıklama
	SIGORTA	☐
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐
	ILAN	☐
	YILLIK BİLDİRİM	☐
	SONUÇ RAPORU	☐
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐
	DİĞER	☐
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:1920	Tarih:12.06.2019
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanmış katılan etik kurulu üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.	
	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.	

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU									
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI			İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu						
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:			Op.Dr.Ömer Faruk TANER						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza	
Op.Dr.Ömer Faruk TANER Bşk.	Plastik Ve Rekonstrüktif Cerrahi	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Op.Dr.S.Ş. Erkmen GÜLHAN Bşk Yrd.	Göğüs Cerrahisi	Atatürk Göğüs Hst Ve Göğüs Cer E.A.H.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Prof. Dr. Ahmet ERGÜN	Fizyoloji	Ankara Üniv. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Prof. Dr. Mehmet Ali ERGÜN	Tıbbi Genetik	Gazi Üniv. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Prof. Dr. İsmet Faruk ÖZGÜNER	Çocuk Cerrahisi	Dr. Sami Ulus Kadın Doğum, Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları E. A. H.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Dr. Öğr. Üyesi İsmet ÖZAKÇA	Farmakoloji (PhD)	Ankara Üniv. Ecz. Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Prof. Dr. Selma UYSAL RAMADAN	Radyodiagnostik	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Prof. Dr. Mustafa ALTAY	Endokrinoloji ve Metabolizma Hst.	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Doç. Dr. Ashi ÇELEBİ TAYFUR	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları/Çocuk Nefroloji	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Doç. Dr. Gülçin GÜLER ŞİMŞEK	Patoloji	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Uzm. Dr. Osman KORUCU	Nöroloji	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Uzm. Dr. Volkan MEDENİ	İlaç Sağlığı	Atatürk Göğüs Hst Ve Göğüs Cer E. A. H.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Doç. Dr. Emine EMEKTAR	Acil Tıp	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Av. Abdullah Emin TEKİN	Avukat	Serbest	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		
Necmeddin TEKİN	Din Görevlisi	Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐		

Etik Kurul Başkanı Unvanı/Adı/Soyadı: Op.Dr.Ömer Faruk TANER
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ASLI GİBİDİR
Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Etik Kurul Sekreteri
Hacer SELAMOĞLU

EK – 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

**T.C SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA 2. BÖLGE KAMU HASTANELERİ BİRLİĞİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ANKARA KEÇİÖREN EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma Projesinin Adı: Futbolcularda yorgunluğun alt ekstremité biyomekaniği ve propriyosepsiyonuna etkisi

Sorumlu Araştırmacının Adı: Prof. Dr. Ömer ŞENEL

“Futbolcularda yorgunluğun alt ekstremité biyomekaniği ve propriyosepsiyonuna etkisi” isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalında, Prof. Dr. Ömer ŞENEL’in sorumluluğu altındadır.

Çalışmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Bu araştırmanın amacı; yaralanmayla yüksek bir ilişki içerisinde bulunan yorgunluğun, vücut hareketlerinin kinematiğine, kas aktivasyon desenlerine ve propriyosepsiyona ne denli etkide bulunduğunu araştırmaktır. Tek merkezli yürütülecek çalışmaya yaklaşık 15 katılımcının alınması planlanmaktadır.

Bu çalışmaya katılmamalı mıyım?

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalarsanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Eğer katılmak istemez iseniz veya çalışmadan ayrılırsanız, doktorunuz tarafından sizin için en uygun tedavi planı uygulanacaktır. Aynı şekilde çalışmayı yürüten doktor çalışmaya devam etmenizin sizin için yararlı olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir, bu durumda da sizin için en uygun tedavi seçilecektir.

Bu çalışmaya katılırsam beni ne bekliyor?

Çalışma kapsamında futboldaki temel hareketlerin (sıçrama ve yere inme, ani yön değiştirme, düz koşu ve şut atma) hareket yakalama sistemiyle analizi gerçekleştirilecektir. Yorgunluğun etkilerini gözlemlemek için futboldaki yorgunluğu simule eden bir yorgunluk protokolü uygulanacak ve ardından hareket analizleri yorgunluk durumundayken tekrarlanacaktır. Bunun yanında alt ekstremité kas kuvveti ve dayanıklılığı ile propriyosepsiyonunun belirlenmesi için izokinetik dinamometrede ölçüm yapılacaktır. Araştırma için toplam 2 gün Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Sporda Performans ve Hareket Analizi Uygulama ve Araştırma Laboratuvarı’na gelmeniz gerekecektir.

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları var mıdır?

1. Doğal futbol hareketlerinin uygulanması dışında vücuda ilave stres yükleyecek herhangi bir uygulama yapılmayacaktır.
2. Araştırmadan dolayı göreceğiniz olası bir zararda gerekli her türlü tıbbi girişim tarafımızdan yapılacaktır; bu konudaki tüm harcamalar da tarafımızdan karşılanacaktır.
3. Çalışma kapsamında herhangi bir invazif yöntem bulunmamaktadır.

EK – 2. (Devam) Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

**T.C SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA 2. BÖLGE KAMU HASTANELERİ BİRLİĞİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ANKARA KEÇİÖREN EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Çalışmada yer almamın yararları nelerdir?

Elde edilen bulguların, hem teknik verimliliği düşüren hem de yaralanma ihtimalini artıran bu değişikliklerin oluşum mekanizmalarını anlamak, oluşumunu engellemek üzere yeni ve bu ihtiyaca yönelik antrenman ve rehabilitasyon programları geliştirmek için aydınlatıcı bilgiler sunacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmaya katılmamın maliyeti nedir?

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Ulaşım ve hafif öyle yemeği masraflarınız araştırmacılar tarafından karşılanacaktır.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak?

Araştırmacılar kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

Daha fazla bilgi için kime başvurabilirim?

Çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Cihan Baykal
GÖREVİ : Araştırma Görevlisi
TELEFON : 0555 347 07 08

Katılımcının Beyanı

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Beden Eğitimi ve Spor Anabilim dalında, Prof. Dr. Ömer ŞENEL tarafından bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim). Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

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

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

EK – 2. (Devam) Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

**T.C SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA 2. BÖLGE KAMU HASTANELERİ BİRLİĞİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ANKARA KEÇİÖREN EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Arş. Gör. Cihan Baykal'ı Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Abant Sk. No:12/318 06330 Gazi Mahallesi, Ankara adresinden ve 0555 347 07 08 numaralı telefondan arayabileceğimi biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiç bir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Katılımcı ile görüşen araştırmacı

Adı soyadı, unvanı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

ÖZGEÇMİŞ**Kişisel Bilgiler**

Soyadı, Adı : BAYKAL, Cihan
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 28.01.1985 Ankara
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 0312 202 38 83
e-mail : cihanbaykal@gazi.edu.tr



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi / Beden Eğitimi ve Spor A.B.D.	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi / Spor Bilimleri ve Teknolojisi A.B.D.	2013
Lisans	Hacettepe Üniversitesi / Spor Bilimleri ve Antrenörlük Bölümü	2010
Lise	Çankaya Milli Piyango A.L.	2003

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2011 - devam ediyor	Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi	Arş. Gör.

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...



Gazili olmak ayıucalıktır

