

MUHAMMED TEKNAZ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2022

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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**ADÖLESAN ERKEK FUTBOLCULARDA FUTBOLA
ÖZGÜ TREADMILL SİMÜLASYONU İLE OLUŞTURULAN
YORGUNLUĞUN DENGE, KUVVET VE PİK TORK AÇISI
ÜZERİNE ETKİLERİ**

FZT. MUHAMMED TEKNAZ

**DANIŞMAN
PROF. DR. BÜLENT BAYRAKTAR**

**SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI
EGZERSİZ FİZYOLOJİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

TEZ ONAYI



BEYAN



İTHAF

Bu çalışmayı sevgili aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tez çalışması sürecimde desteklerini esirgemeyen, mesleki bilgi ve deneyimlerinin yanı sıra hayata dair tavsiyeleriyle yolumuza ışık tutan değerli danışman hocam ve anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Bülent Bayraktar'a,

Eğitim sürecimde öğrenme ve araştırma arzuma katkıları ile bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli hocam Prof. Dr. Gökhan Metin'e

Her fırsatta yardımlarını aldığım ve yol göstericiliği ile klinik deneyimlerinden yararlandığım değerli hocam Öğr. Gör. Türker Şahinkaya'ya,

Anlayışı ve yardımseverliği ile her zaman desteğini hissettiğim değerli hocam ve abim Dr. Öğr. Üyesi Sertaç Yakal'a,

İstatistiksel analizlerde yardımlarından ötürü değerli Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Güven Günver'e ve tez yazım sürecimde destek ve tavsiyeleriyle kıymetli vaktini ayırıp ilgiyle yaklaşan değerli abim Uzm. Dr. Sergen Devran'a,

Sorularıma içtenlikle cevap veren ve soru işaretlerimin azalmasında katkıları olduğunu düşündüğüm İngiltere Futbol Federasyonu Fizyoterapisti Dr. Osman Ahmed ile Edge Hill Üniversitesi Spor Fizyoterapisi bölüm başkanı Prof. Matt Greig'e,

Yüksek lisans yolculuğumuzda ilk günden bu yana desteğini derinden hissettiğim, çalışma etiği ve başarılarıyla övünç duyup örnek aldığım yol arkadaşım Uzm. Fzt. Aysen Elif Yılmaz'a,

İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı çalışanlarına,

Çalışmaya katılım konusunda hevesli, saygılı ve nazik yaklaşımlarından dolayı tüm sporculara, onları yetiştiren ailelerine ve kulüp teknik heyetine,

Her zaman desteklerini ve güvenlerini yakından hissettiğim babam Şemsettin Teknaz, annem Kıymet Teknaz, ablam Tuba Teknaz ve abim Uğur Teknaz'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET.....	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Futbol	3
2.2. Adölesan Yaş.....	3
2.3. Futbolda Aktivite Profili	3
2.4. Futbol Maçı Simülasyonları	5
2.4.1. Laboratuvar Simülasyonları	5
2.4.2. Saha Temelli Simülasyonlar	6
2.5. Yorgunluk	9
2.5.1. Periferik Yorgunluk	10
2.5.2. Merkezi Yorgunluk	10
2.6. Futbola özgü yorgunluk	11
2.7. Hamstring Kası.....	12
2.7.1. Anatomisi	12
2.7.2. Yaralanma Mekanizmaları	13
2.7.3. Yaralanma Riski ve Potansiyeli	15
2.8. Koşu Esnasında Hamstring İşlevi.....	16
2.9. Futbolda Hamstring Kasının Rolü	17
2.10. Adölesan Futbolcularda yaralanmalar	18
2.11. Yorgunluk ve Futbolda Hamstring Yaralanmaları	18

2.11.1. Kas Lifi Tipleri ve Hamstring Yaralanması İlişkisi.....	21
2.12. Kas Kasılma Çeşitleri	22
2.12.1. İzometrik Kasılma.....	22
2.12.2. İzotonik Kasılma	22
2.12.2.1. Konsantrik Kasılma	22
2.12.2.2. Eksantrik Kasılma	22
2.12.3. İzokinetik Kasılma	22
2.13. Kaslarda Kuvvet Üretimini Etkileyen Mekanik Faktörler	23
2.13.1. Uzunluk-Gerim İlişkisi.....	23
2.13.2. Yük - Hız İlişkisi.....	24
2.13.3. Kuvvet - Zaman İlişkisi	24
2.14. İzokinetik Dinamometre	25
2.15. Pik Tork Açısı.....	26
2.16. Sarkomer Popping Hipotezi	27
2.17. Yüzüstü Pozisyonda İzokinetik Kas Kuvvet Testi	29
2.18. Denge	30
2.19. Postürel Stabilite	31
2.20. Futbolda Denge Profili.....	32
2.21. Yorgunluk ve Postürel Stabilite.....	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Yöntem.....	38
3.1.1. Futbola Özgü Treadmill Simülasyonu	38
3.1.2. Kalp Atım Hızı Değerlendirmesi	40
3.1.3. Borg Algılanan Efor Ölçeği.....	41
3.1.4. İzokinetik Kuvvet Testi	42
3.1.5. Postürel Stabilite Testi	44
3.2. İstatistiksel Analizler	45
4. BULGULAR.....	46
4.1. Borg ve HR _(ort) Analizleri.....	47
4.2. Postürel Stabilite Analizleri	48
4.3. Pik Tork Analizleri	53
4.4. Pik Tork Açısı Analizleri	61
5. TARTIŞMA	67

KAYNAKLAR	85
FORMLAR	95
ETİK KURUL KARARI	97
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	98
ÖZGEÇMİŞ	99



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Futbola özgü aktiviteleri temsil eden 20 dakikalık protokol içeriği.	39
Tablo 4-1: Katılımcıların demografik özellikleri.....	46
Tablo 4-2: Katılımcıların oyun mevkileri ve dominant tarafları	46
Tablo 4-3: Katılımcıların Borg ve $HR_{(ort)}$ değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması	47
Tablo 4-4: Genel stabilite indekslerinin zamansal olarak karşılaştırılması.....	49
Tablo 4-5: Medial-lateral stabilite indekslerinin zamansal olarak karşılaştırılması	51
Tablo 4-6: Anterior-posterior stabilite indekslerinin zamansal olarak karşılaştırılması .	52
Tablo 4-7: 60°/sn'deki konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.	55
Tablo 4-8: 120°/sn'deki konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.	56
Tablo 4-9: 60°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.	59
Tablo 4-10: 120°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.	60
Tablo 4-11: 60°/sn'deki konsantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.	62
Tablo 4-12: 120°/sn'deki konsantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.	63
Tablo 4-13: 60°/sn'deki eksantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.	65
Tablo 4-14: 120°/sn'deki eksantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.	66

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Futbolcuların aktivite profilinin yüzdesel dağılımı.....	4
Şekil 2-2: Toplu Sporda Endurans ve Sprint Testi (BEAST ⁹⁰) şematize gösterimi	7
Şekil 2-3: Futbola Özgü Aerobik Saha Testi (SAFT ⁹⁰) şematize gösterimi.....	8
Şekil 2-4: Loughborough Aralıklı Mekik Koşusu Testi (LIST) şematize gösterimi	8
Şekil 2-5: Futbol Simülasyonu Protokolü (SSP) şematize gösterimi.....	9
Şekil 2-6: Periferik ve merkezi yorgunlukta ön plana çıkan özellikler	11
Şekil 2-7: Hamstring kası anatomisi	13
Şekil 2-8: Açık/kapalı zincir germe tipi hamstring yaralanmalarına ilişkin örnekler	14
Şekil 2-9: Koşu döngüsünün fazları	17
Şekil 2-10: Futbol maçlarındaki yaralanmaların periyodik dağılım yüzdeleri	19
Şekil 2-11: Hamstring yaralanmalarının maç periyodu içindeki yüzdesel değişimi.....	20
Şekil 2-12: Uzunluk-Gerim İlişkisi	23
Şekil 2-13: Kasılma hızı ve kasın gerimi arasındaki kuramsal ilişki	24
Şekil 2-14: Farklı uzunluklarda uyarılmış bir izole kas lifinin uzunluk-gerim eğrisi.....	28
Şekil 3-1: Çalışma planı akış şeması	37
Şekil 3-2: Futbola özgü 20 dakikalık aralıklı treadmill protokolü.....	38
Şekil 3-3: Life Fitness 93T Classic markalı koşu bandında simülasyon uygulaması.	39
Şekil 3-4: Polar H9 (Finland) göğüs kemeri.....	40
Şekil 3-5: ‘Polar Beat’ adlı mobil uygulama ile HR monitorizasyonu	40
Şekil 3-6: Borg Algılanan Efor Ölçeği (RPE)	41
Şekil 3-7: Yüzüstü pozisyonda con/ecc hamstring kuvvet testi.....	42
Şekil 3-8: Long torque/position raporu ve incelenen değerler	43
Şekil 3-9: Tek ayak üzerinde postürel stabilite testi	45
Şekil 4-1: Borg ve HR _(ort) değerlerinin simülasyon içi zamansal olarak incelenmesi.....	48
Şekil 4-2: Genel stabilite indeksinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.	50
Şekil 4-3: Medial-lateral stabilite indeksinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.	50
Şekil 4-4: Anterior-posterior stabilite indeksinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.	53
Şekil 4-5: 60°/sn’deki hızda konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.....	54
Şekil 4-6: 120°/sn’deki konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.....	54

Şekil 4-7: 60°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.....	58
Şekil 4-8: 120°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.....	58
Şekil 4-9: 60°/sn'de konsantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.	61
Şekil 4-10: 120°/sn'de konsantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.....	61
Şekil 4-11: 60°/sn'de eksantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.	64
Şekil 4-12: 120°/sn'de eksantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.	64

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ADP: Adenozin difosfat

APİ: Anterior-posterior Stabilite İndeksi

APT: Pik Tork Açısı (Angle of Peak Torque)

ATP: Adenozin trifosfat

BBS: Biodex Denge Sistemi (Biodex Balance System)

BEAST⁹⁰: Toplu Sporda Endurans ve Sprint Testi Simülasyonu (Ball-Sport Endurance and Sprint Test)

Ç: Çeyreklik

FIFA: Uluslararası Futbol Federasyonları Birliği (Federation Internationale de Football Association)

FT: Hızlı Kasılan Lifler (Fast Twitch)

GSİ: Genel Stabilite İndeksi

HR_(ort): Ortalama Kalp Atım Hızı

HR: Kalp Atım Hızı (Heart Rate)

HS: Hamstring Strain

LIST: Loughborough Aralıklı Mekik Koşusu Testi Simülasyonu (Loughborough Intermittent Shuttle Test)

MLİ: Medial-lateral Stabilite İndeksi

mph: mil/saat

Nm: newtonmetre

PT: Pik Tork

RPE: Algılanan Efor Ölçeği (Rating of Perceived Exertion)

SAFT⁹⁰: Futbola Özgü Aerobik Saha Testi Simülasyonu (Soccer-Specific Aerobic Field Test)

SSP: Futbol Simülasyonu Protokolü (Soccer Simulation Protocol)

ST: Yavaş Kasılan Lifler (Slow Twitch)

TFF: Türkiye Futbol Federasyonu

T-Tübül: Transvers Tübül

VKİ: Vücut Kitle İndeksi

ÖZET

Teknaz, M. (2022). Adölesan Erkek Futbolcularda Futbola Özgü Treadmill Simülasyonu ile Oluşturulan Yorgunluğun Denge, Kuvvet ve Pik Tork Açısı Üzerine Etkileri. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Hekimliği ABD. Egzersiz Fizyolojisi Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.

Çalışmamız adölesan futbolcularda (n=17), futbola özgü treadmill simülasyonu ile elde edilen yorgunluğun denge ve kuvvet (diz fleksör pik torku ve pik tork açısı) performansına etkilerini incelemek üzere tasarlandı. Dominant ve non-dominant taraflar için sırasıyla; postürel stabilite testi (Biodex Balance System SD), izokinetik dinamometrede (Cybex Humac NORM) yüzüstü pozisyonundaki diz fleksör konsantrik-eksantrik kas kuvveti ve pik tork açısı test değerleri kaydedildi. Bu testler simülasyon öncesi (t_0), devre arası sonu (t_{40+15}) ve her 20 dk sonunda (t_{20} , t_{40} , t_{60} ve t_{80}) olmak üzere toplamda 6 kez yapıldı. İstatistiksel analizler "IBM SPSS 22" paket programı ile gerçekleştirildi. Verilerin değerlendirilmesinde Wilcoxon Signed-Rank testi kullanıldı ve anlamlılık seviyesi 0,05 olarak kabul edildi ($p<0,05$). t_{40} - t_{40+15} aralığında, non-dominant tarafta genel stabilite ve medial-lateral stabilite indekslerinde; dominant tarafta ise anterior-posterior stabilite indeksinde istatistiksel olarak anlamlı azalmalar bulundu. Dominant tarafta, konsantrik pik tork $60^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{20} - t_{40} aralığında, $120^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{60} - t_{80} aralığında; eksantrik pik tork $60^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{20} - t_{40} aralığında, $120^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{60} - t_{80} aralığında istatistiksel olarak anlamlı azalmalar saptandı. Non-dominant tarafta, konsantrik pik tork $60^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{20} - t_{40} ve t_{40} - t_{40+15} aralıklarında istatistiksel olarak anlamlı azalmalar görüldü. Eksantrik pik torkta, $60^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{20} - t_{40} aralığında, $120^\circ/\text{sn}$ açısal hızda t_{20} - t_{40} ve t_{40+15} - t_{60} aralıklarında istatistiksel olarak anlamlı azalmalar saptandı. Yalnızca non-dominant tarafta $60^\circ/\text{sn}$ 'de konsantrik diz fleksör pik tork açısı t_{40+15} - t_{60} aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdi. Bu aralık dışında, hiçbir ölçümdeki pik tork açısı değişimlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı. Sonuç olarak; 15 dakikalık devre arası süresinin, denge performansının maç başı seviyelerine dönmesi için yeterli olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda özellikle ilk ve ikinci yarı sonlarındaki kuvvet düşüşleri, yorgunluğun kuvvet üzerindeki olumsuz etkilerini destekler niteliktedir. Bu bulgular literatürde belirtilen hamstring yaralanma zamanlarıyla örtüşmektedir. Yorgunluğa bağlı potansiyel yaralanmaların önüne geçilmesi ve müdahale yöntemlerinin belirlenmesi adına, özellikle sezon öncesi dönemde, yorgunluk durumlarındaki kuvvet ve denge değerleri takip edilerek yapılan simülasyon çalışmalarının faydalı olabileceği öngörüsü oluşmuştur. Literatürdeki çalışmalarda düşük kanıt düzeyi ve çalışmamızdaki anlamlı olmayan sonuçlar ele alındığında, hamstring yaralanması risk belirtici olarak gösterilen pik tork açısı kullanımının sorgulanması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Yorgunluk, Simülasyon, Postürel Stabilite, Kuvvet, Adölesan

ABSTRACT

Teknaz, M. (2022). The Effects of Fatigue Caused by Soccer-Specific Treadmill Simulation on Balance, Strength and Angle of Peak Torque in Adolescent Male Soccer Players. Istanbul University, Institute of Health Sciences, Faculty of Sports Medicine. Master Thesis in Exercise Physiology. Istanbul.

Our study was designed to examine the effects of fatigue, obtained by soccer-specific treadmill simulation, on balance and strength (peak torque of knee flexors and angle of peak torque) performance in adolescent soccer players ($n=17$). Postural stability test (Biodex Balance System SD), knee flexor concentric-eccentric muscle strength in prone position on isokinetic dynamometer (Cybex Humac NORM) and angle of peak torque test values were recorded for dominant and non-dominant legs, respectively. These tests were performed 6 times in total; before the simulation (t_0), at the end of the half-time break (t_{40+15}) and at the end of every 20 minutes (t_{20} , t_{40} , t_{60} and t_{80}). Statistical analyses were done by "IBM SPSS 22" software program. Wilcoxon Signed-Rank test was used to evaluate the data and 0,05 was determined as a significance level ($p<0.05$). In the range of $t_{40} - t_{40+15}$, there were significant decreases in general stability index and medial-lateral stability index for non-dominant leg; and also in anterior-posterior stability index for dominant leg. There were significant decreases in concentric peak torque at $60^\circ/s$ in the range of $t_{20} - t_{40}$, at $120^\circ/s$ in the range of $t_{60} - t_{80}$; and also in eccentric peak torque at $60^\circ/s$ in the range of $t_{20} - t_{40}$, at $120^\circ/s$ in the range of $t_{60} - t_{80}$ for dominant leg. There were significant decreases in concentric peak torque at $60^\circ/s$ in the ranges of $t_{20} - t_{40}$ and $t_{40} - t_{40+15}$; and also in eccentric peak torque at $60^\circ/s$ in the range of $t_{20} - t_{40}$, at $120^\circ/s$ in the ranges of $t_{20} - t_{40}$ and $t_{40+15} - t_{60}$ for non-dominant leg. Angle of peak torque for concentric knee flexors at $60^\circ/s$ showed a significant decrease only in the range of $t_{40+15} - t_{60}$ for non-dominant leg. None of the measurements about angle of peak torque changes out of this range were statistically significant. As a result, 15 minutes halftime break may be sufficient time for the balance performance to return to pre-match levels. Supporting the negative effects of fatigue on strength, there were decreases in strength in our study, especially at the end of the first and second half. These findings are consistent with the hamstring injury times in the literature. In order to prevent potential injuries due to fatigue and to determine the intervention methods, it has been predicted that simulation studies performed by following the strength and balance values in fatigue situations may be beneficial, especially in pre-season periods. Considering the low level of evidence in the literature and the non-significant results in our study, future studies might question the use of angle of peak torque, which is a marker of hamstring injury risk.

Key Words: Fatigue, Simulation, Postural Stability, Strength, Adolescent

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dünyanın en popüler sporu olarak kabul edilen futbola [1] her yıl 3.9 milyon çocuk ve adölesanın katılım gösterdiği tahmin edilmektedir [2]. Böylesine büyük bir katılımcı grubu arasında yaralanma riskini düşürmek, ömür boyu spora katılımı teşvik etme ve yıpranmaları azaltma gibi potansiyel etkilere sahiptir [3]. Hem yetişkin hem genç futbolcularda en sık karşılaşılan yaralanmalar alt ekstremitede (özellikle uyluk, diz eklemleri ve ayak bileğinde) meydana gelmektedir [4]. Birçok çalışmada, futbolda en yaygın görülen yaralanmaların uyluk bölgesinde olduğu ve en çok hamstring kas grubunun etkilendiği gösterilmiştir [5, 6]. Bu yaralanmaların yaklaşık yarısı (%47) maçların ilk ve ikinci yarısının son 15 dakikalık kısmında meydana gelmektedir [7].

Yorgunluk uzun bir süredir hamstring yaralanmaları için hazırlayıcı risk faktörü olarak kabul edilmektedir [8]. Yorgunluk nedeniyle kas kuvveti üretme yeteneğinin bozulması sonucu mekaniği değişmiş olan sprint-yürüyüş döngüsünün hamstring yaralanma riskini artıracığı düşünülmektedir [9]. Futboldaki hamstring yaralanmalarının gelişimini anlamak [10] ve epidemiyolojik gözlemleri açıklamak adına [11], maç süresince gözlemlenen kas kuvvet değişikliklerinin önemli bir rolü bulunmaktadır [10]. Ayrıca eksantrik hamstring kuvvetindeki zayıflıkların hamstring yaralanma riskini artıran en önemli unsurlardan biri olduğu ifade edilmektedir [8].

Futboldaki spesifik hareketler ve farklı eylemleri temsil eden hızlar düşünüldüğünde iki bacakta da yorgunluğun sebep olduğu değişiklikleri incelemek gereklidir [12]. Bu kapsamda futbolun gerekliliklerini taklit eden laboratuvar veya saha temelli futbol maçı simülasyonları [13], maç oyununa eşdeğer olduğu tahmin edilen yorucu egzersizleri sağlamak üzere geliştirilmiştir [14]. Birçok farklı maç simülasyonu ve yorgunluk protokolü olmasına rağmen simülasyon sonrası kas kuvvetine odaklanan sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır [15]. Özellikle adölesan erkek futbolcularda yorgunluk sonucu kas kuvveti değişiklikleri üzerine odaklanan çok az sayıda çalışma vardır [16].

Pik tork açısı, pik torkun meydana geldiği yeri gösterir [17]. Diz fleksör pik tork açısı kullanımı, hamstring yaralanma riskinin potansiyel bir tanımlayıcısı ve oyuna dönüş kriteri olarak, araştırmacılar tarafından önemli bir ilgi görmektedir [18]. Dizin tam ekstansiyondan fleksiyona olan hareketi sırasında, erken oluşan (düşük fleksiyon

açılarındaki) pik tork kuvvetinin hamstring yaralanması için daha düşük bir risk göstergesi olabileceği öne sürülmektedir [19].

Yorgunluğun denge performansında olumsuz bir değişikliğe sebebiyet verebileceği belirtilmiştir [20]. Postürel kontroldeki kayıpların alt ekstremitte yaralanmalarında risk faktörü olarak gösterildiği düşünüldüğünde yorgunluğun bu kontrolde kayıplara sebep olması sonucu yaralanma riskinin artması beklenebilir [21]. Yalnızca bir simülasyon çalışması yetişkin futbolcularda yorgunluğun denge performansı üzerine etkilerini incelemiştir [22]. Ancak adölesan futbolcularda yorgunluğun denge performansı üzerine etkisini inceleyen simülasyon çalışması bulunmamaktadır.

Amacımız laboratuvar ortamında planladığımız futbol maçı simülasyonu ile elde edilen yorgunluğun 6 farklı aralıktaki denge, kuvvet ve pik tork açısı değişimlerini incelemektir. Pik tork ve pik torkun oluştuğu açının analizi, literatürde gerçek zamanlı maçlarda belirli zaman aralıklarında daha fazla meydana geldiği belirtilen hamstring yaralanmalarının altında yatan olası sebepleri ortaya çıkarmayı hedeflemektedir. Daha önceki simülasyon çalışmaları izokinetik testlerde oturma pozisyonu kullanmasına rağmen çalışmamızda yüzüstü test pozisyonunu tercih ettik. Bu durumun gerekçeleri ise; yüzüstü test pozisyonunun oturma pozisyonuna kıyasla daha işlevsel bir kalça açısında izokinetik değerlendirme imkanı sunması [23, 24] ve çoğu sporcunun kas-iskelet sistemiyle ilişkili alt ekstremitte yaralanmaları geçirdiği sprintin geç ve erken duruş (ilk temas) fazlarında meydana gelen kas uzunluk-gerim ilişkilerini simüle etmesidir [23, 25]. Futbol maçını simüle ederek planladığımız bu çalışmanın, adölesan futbolcularda yorgunluğa bağlı gelişebilecek performans ve sağlık problemlerinin önüne geçilebilmesi için antrenör, futbolcu ve sağlık ekiplerine bir bakış açısı sunacağını ve yeni antrenman kurguları konusunda ışık tutacağını düşünmekteyiz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Futbol

Futbol farklı seviyelerde tecrübelerine sahip olan her yaştan kadın ve erkeğin performanslarını sergilediği [26] dünyanın en popüler sporudur [1]. “Uluslararası Futbol Federasyonları Birliği” nin (FIFA) verilerine göre dünya üzerinde 270 milyonu aşkın kişi aktif olarak futbol oynamakta, 301 binden fazla futbol kulübü, 1 milyon 752 binin üzerinde futbol takımı, 840 bini aşkın futbol hakemi bulunmaktadır [2]. Futbol 11’er kişilik iki takımın oyun kurallarına uygun olarak rakibe gol atmak ve rakibin gol atmasını engellemek amacını güderek topla oynadığı bir spor branşıdır. Oyun, 45 dakikalık iki yarıdan oluşurken bu yarılar arasında 15 dakikalık devre arası verilir [27].

2.2. Adölesan Yaş

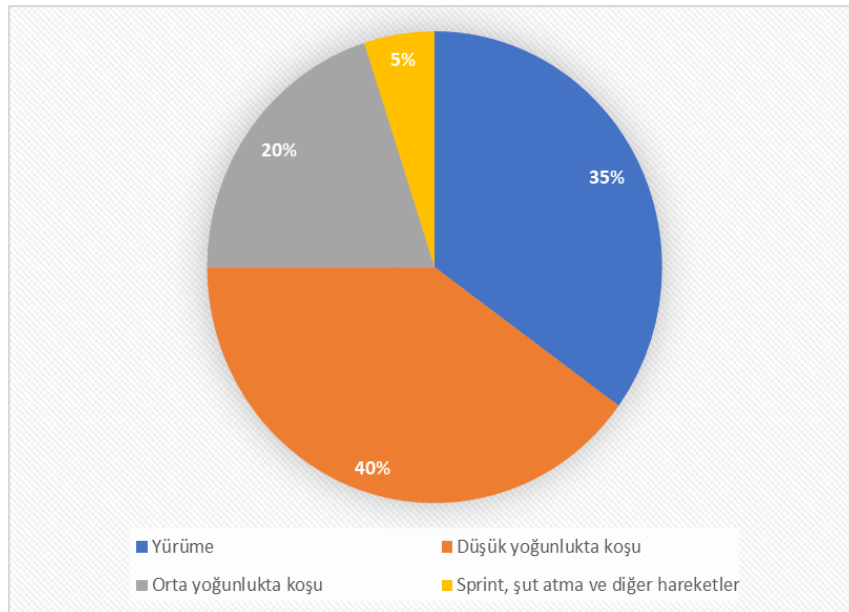
Dünya Sağlık Örgütü’nün tanımı dikkate alındığında 10-19 yaşlar arası adölesan dönem olarak kabul edilir [28]. Adölesan yaş, fizyolojik olarak ergenliğe girilmesi ile başlar ve yetişkin kimliğinin kazanılması ile sona erer [28]. Bu süre zarfındaki yaralanmalar, oyuncuların kariyer gelişimi üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olabilmektedir [29].

2.3. Futbolda Aktivite Profili

Futbol; içerisinde yön değiştirmeli koşular, değişik tempolarda koşu ve sprintler, yürüyüşler, ikili mücadeleler, sıçramalar, tekmeleme veya şut hareketleri, dönüşler, savunma baskısına karşı top kontrolü, kayarak müdahaleler ve topla yapılan daha birçok hareketin bulunduğu bir spor branşıdır [26]. Futbol ayrıca döngüsel olmayan ve rastgele hareket değişikliği içeren, çoklu motor becerilerinden oluşan aralıklı bir aktivite şeklidir [30]. Futbolun doğası daha çok sprintin akselerasyon (hızlanma) ve deselerasyon (yavaşlama) fazları üzerine temellendirilmiştir [11]. Araştırmalar bir futbol maçı esnasında eksantrik kas stresini artırdığı belirtilen [31] ve yaralanma için önemli bir risk faktörü olduğu düşünülen [7] 500’e yakın akselerasyon ve deselerasyon hareketinin oluştuğunu göstermektedir [32]. Futbol oyununun süresi, aralıklı yapısı ve gerekliliklerinden dolayı; aerobik kapasite ile birlikte kuvvet, hız ve spesifik hareket kabiliyetlerinin birlikteliği başarılı bir performansın olmazsa olmazlarından [26].

Futbolcular için temel teknik beceriler ve anaerobik güç (yüksek yoğunluklu aktiviteler için gerekli olan) değerleri oldukça önemlidir. Ancak bu değerlerin karşılaşma süresi boyunca tekrarlanabilir ve sürdürülebilir olması için yeterli aerobik kapasiteye sahip olunması da bir gerekliliktir [33]. Futbol, karşılaşma süresi de göz önüne alındığında genel olarak aerobik metabolizmaya bağımlı bir oyun olarak sınıflandırılabilir [34].

Futbolda oyun performansı yüksek veya düşük yoğunluklu aktivitelerin kısa aralıklarla değişmesiyle karakterizedir [35]. Futbolcularda maç içindeki aktiviteler sırasıyla şu şekildedir; yürüme (6 km/s), düşük-orta hızda koşu (12 km/s), yüksek hızda koşu (15 km/s), sprint (21 km/s) [13]. Profesyonel futbolda sprint, sıçrama, ikili mücadele ve şut atma gibi patlayıcı tip hareketler total zamanın yalnızca %5'lik kısmını kapsarken, geri kalan kısım; yürüme (%35), düşük yoğunlukta koşu (%40) ve orta yoğunlukta koşudan (%20) oluşan aktivitelere karşılık gelmektedir (Şekil 2-1) [33]. Futbola ilişkin çalışmalarda yüksek yoğunlukta aktivitenin tanımı değişiklik göstermektedir. Örneğin Bangsbo ve ark. yüksek yoğunlukta aktiviteyi 15 km/s üstündeki hızlar olarak tanımlarken [36], Castagna ve ark. bu aktiviteleri 13,1 ile 18 km/s arasındaki hızlar olarak belirtmektedir [37].



Şekil 2-1: Futbolcuların aktivite profilinin yüzdesel dağılımı [33].

Profesyonel oyuncular maç başına 10-12 km mesafe katederken, bu mesafe kaleciler için 4 km ile sınırlıdır [26]. Katedilen mesafenin %98'i topa sahip olmaksızın gerçekleşmektedir [38]. Genç elit futbolcuların karşılaşma sırasında çeşitli hızlarda katettikleri mesafe hakkında sınırlı bilgiler mevcuttur [39]. Ancak mevcut veriler, 18 yaşındaki oyunculara maç sırasında katedilen toplam mesafenin 10 km'yi bulduğunu göstermektedir [40]. U17 oyuncularının analiz edildiği bir çalışmada maç sırasında en fazla mesafeyi 11989 metre ile merkez orta saha oyuncularının katettiği belirtilmektedir [39]. Başka bir çalışmada U18 oyuncularının, U13–U17 oyuncularına göre daha fazla sprint ($>19,1$ km/s) mesafesi katettiği ifade edilmiştir [41]. Yüksek ve düşük yoğunluklu aktiviteler neticesinde oyuncuların müsabaka esnasındaki ortalama kalp atım hızlarının 155 ile 172 atım/dk arasında değişiklik gösterdiği belirtilmiştir [1].

2.4. Futbol Maçı Simülasyonları

Futbol maçı simülasyonları maçlarda görülen iş yüküne benzer yük oluşturmak [13] veya maç oynamaya eşdeğer olduğu düşünülen yorucu egzersizleri sağlamak amacıyla geliştirilmiştir [14]. Futbol maçı aktivite profili, son teknolojik gelişmeler kullanılarak numerik değerlerle ifade edilebilir hale getirilmiştir. Bununla birlikte elit futbolda farklı maçlar arasında yüksek hızlı aktiviteler büyük değişkenlik gösterdiği gibi, mesafeyle ilişkili parametreler de önemli ölçüde değişebilmektedir. Oyun içindeki aktivitelerin büyük değişkenlik göstermesi ve performansa ait ölçümlerin zayıf güvenilirliği, anlamlı sonuçların ortaya konmasını zorlaştırmaktadır [42]. Bu soruna yönelik çözüm, futbolun gerekliliklerini optimal şekilde taklit eden laboratuvar veya saha temelli futbol maçı simülasyonlarının geliştirilmesidir [13].

2.4.1. Laboratuvar Simülasyonları

Laboratuvar temelli olarak geliştirilen futbola özgü maç simülasyonları, ilk olarak Drust ve ark. tarafından yürütülen çalışmada, motorize olmayan bir koşu bandı üzerinde gerçekleştirilmiştir [13]. Bu simülasyon 22.5 dakikalık iki yarıdan oluşan toplam 46.11 dakika süre ile bir futbol maçının yarısı niteliğindedir [13]. Aktivite profili ise; sabit duruş (0 km/s), yürüme (6 km/s), jog (12 km/s), koşu (15 km/s) ve sprint (21 km/s) başlıklarından oluşmaktadır [13]. Rahnama ve ark. ise Drust ve ark. tarafından gerçekleştirilen simülasyonu programlanabilir koşu bandı üzerinde uygulamıştır. 22 dakikalık iki devre ve 1 dakikalık statik dinlenmeden oluşan bu simülasyon ise

toplamda 45 dakika sürmektedir [43]. Greig ve ark. ise futbol maçının aktivite profilini taklit etmek için motorize bir koşu bandı ile 90 dakikalık bir maç simülasyonu oluşturmuştur [44]. Futbola özgü olan bu aralıklı simülasyon 15 dakikalık 6 tekrar ile toplamda 90 dakikalık süreden oluşmaktadır [45]. Greig ve ark. tarafından kullanılan simülasyon futbolun koşu karakterini temsil etmek ve geçerli bir hız değişim sıklığı sağlamak üzere tasarlanmıştır [44]. Bu protokolda 8 farklı aktivite, maça özgü çeşitli egzersiz yoğunluklarını içermektedir ve toplam 9.72 km mesafe katedilmektedir. Katılımcılara oturarak dinlenmeleri için 15 dakikalık devre arası süresi verilmektedir [45].

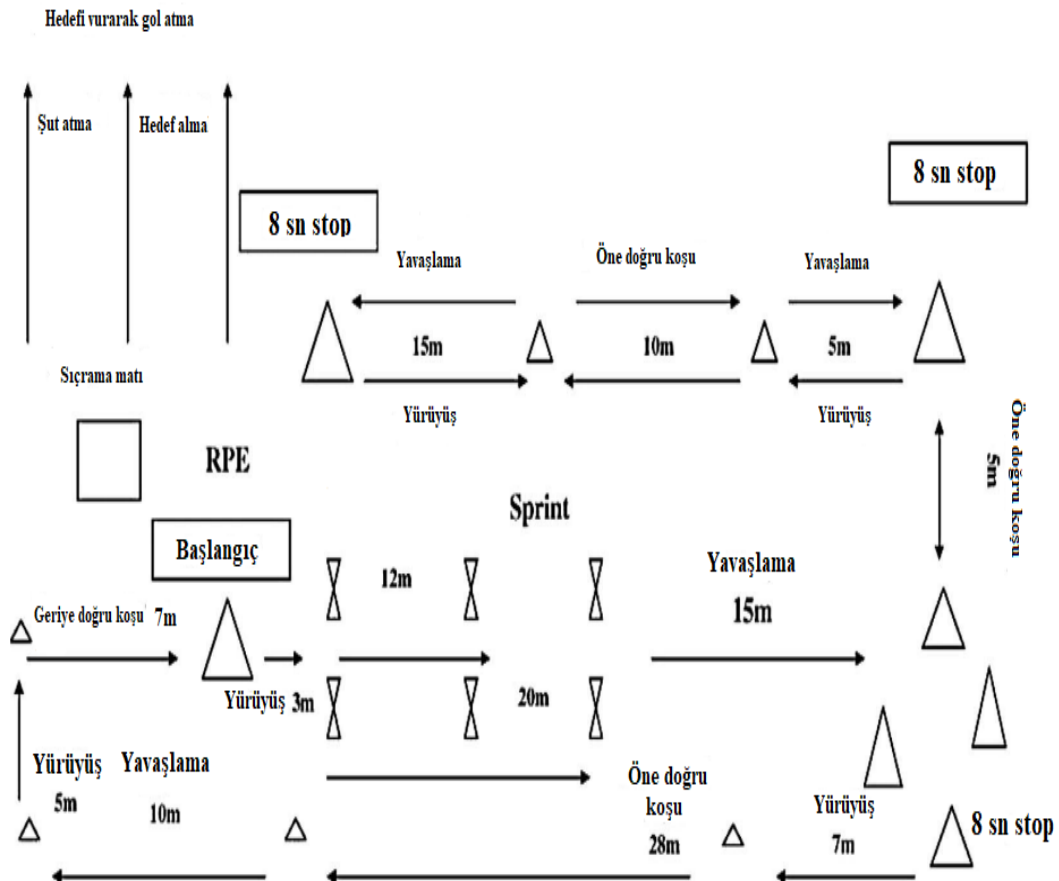
2.4.2. Saha Temelli Simülasyonlar

Toplu Sporda Endurans ve Sprint Testi Simülasyonu (BEAST⁹⁰): Bir tam devir oluşturmak için birbiri ardına tamamlanan iki turdan oluşur. Bir devir 380 m uzunluktadır ve çeşitli egzersiz yoğunluğu ile futbola özgü aktivitelerden oluşur. Bunlar; sıçrama, 10 metreden şut atma, yürüme, jog (öne ve arkaya), koşu (maksimal eforun %75'i ile) ve sprint şeklindedir (Şekil 2-2). Katılımcılardan 90 dakika içinde mümkün olduğu kadar çok devir tamamlamaları istenir. Simülasyonda toplam 8.1 km mesafe katedilmektedir [46].

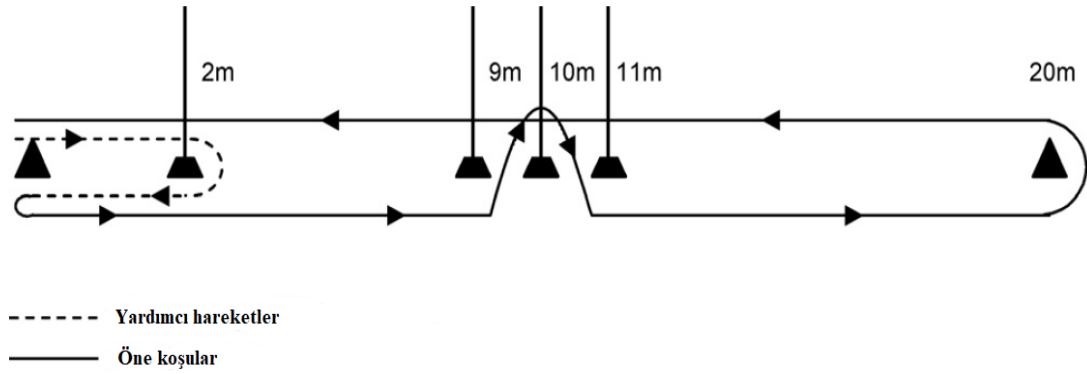
Futbola Özgü Aerobik Saha Testi Simülasyonu (SAFT⁹⁰): 2007 yılı İngiltere Championship (1.lig) seviyesi merkezli maçlardan elde edilen zaman-hareket analizi verilerine dayanan testtir. Futbolda sergilenen performansın fizyolojik ve biyomekanik gerekliliklerini taklit etmek üzere tasarlanan bir serbest koşu protokolüdür. Çok yönlü ve yardımcı hareketler ile maçların doğasında olduğu gibi sık hızlanma ve yavaşlama hareketleri içerecek şekilde tasarlanmıştır. Parkurda katılımcıların hareketlerini gerçekleştirmesi için 4 adet direk bulunur ve 20 metrelik mesafe boyunca tekrarlı bir mekik koşusu gerçekleştirilir. İlk saha direği etrafında geriye doğru koşu veya yana adımlama şeklinde başlayan hareketlerin hemen sonrasında öne doğru koşu ve kesme ile ortadaki üç direkte gezinme hareketi bulunmaktadır (Şekil 2-3). Test esnasında bir CD çalar ile sesli sinyaller kullanılır. 15 dakikalık aktivite profili ile 6 kez uygulanan, toplamda 90 dakika süren testte 1269 hız değişikliği ve 1350 yön değişikliği bulunurken tekmeleme veya topa vurma eylemleri bulunmamaktadır. Simülasyonda toplam 10.78 km mesafe katedilmektedir [31].

Loughborough Aralıklı Mekik Koşusu Testi Simülasyonu (LIST): Serbest koşu protokolü olarak iki kısımdan (A ve B) oluşan bu simülasyonda toplamda 12.4 km mesafe kateden oyuncular, A kısmında 15 dakikalık egzersiz periyotlarını 5 kez tekrarlar. Her bir tekrar arasında 3 dakikalık toparlanma süresi bulunur. Hemen sonrasındaki B kısmında ise 10 dakika sürecek şekilde planlanan yorucu ve kapsamlı bir mekik koşusu bulunur (Şekil 2-4) [47].

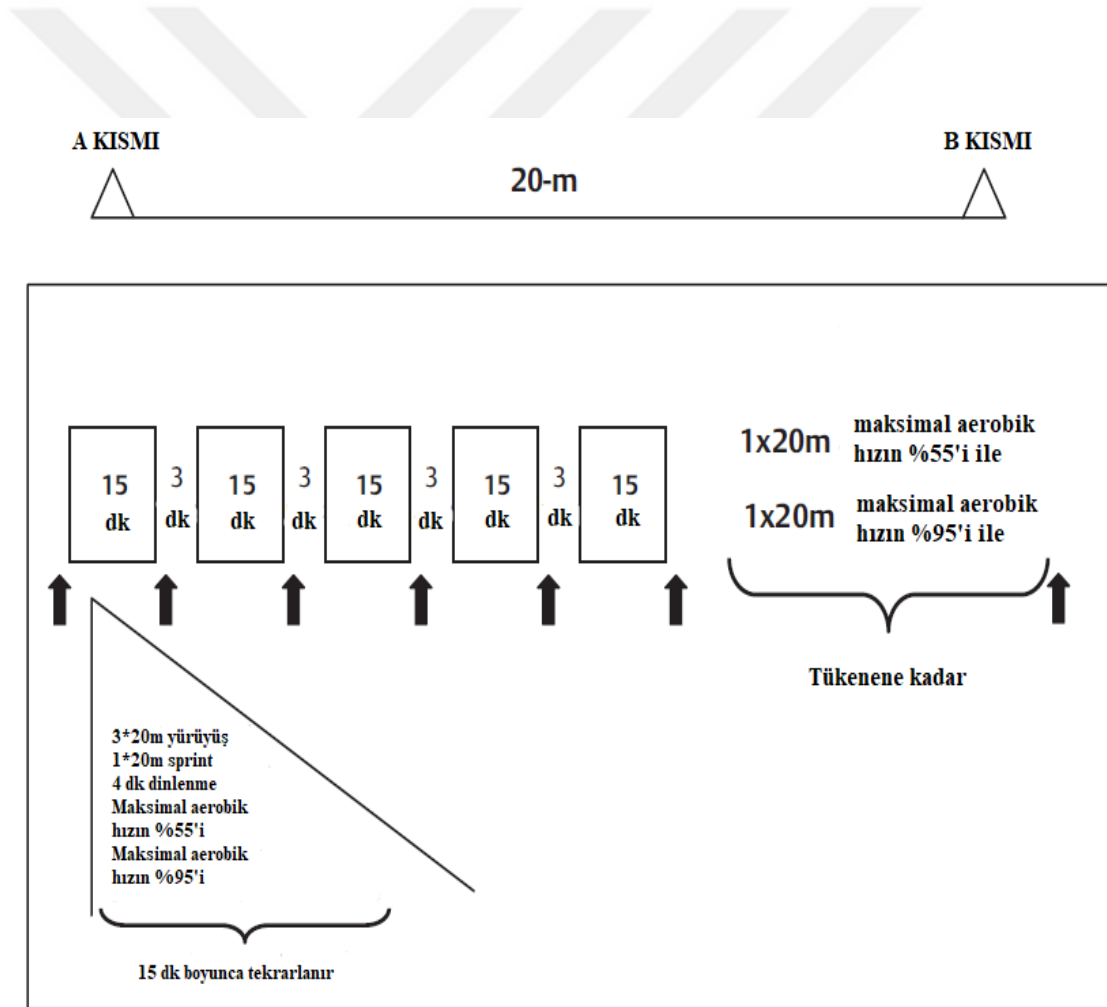
Futbol Simülasyonu Protokolü (SSP): Çeşitli yoğunluklardaki 20 metrelik mekik koşusundan oluşur. 96 dakika süren (48 dakika, 2 devre) protokol yürüme, jog, koşu ve sprint başlıklarından oluşur. 16 dakikalık 6 blok şeklinde uygulanır (Şekil 2-5). Protokolde toplam 11.2 km mesafe katedilmektedir [48].



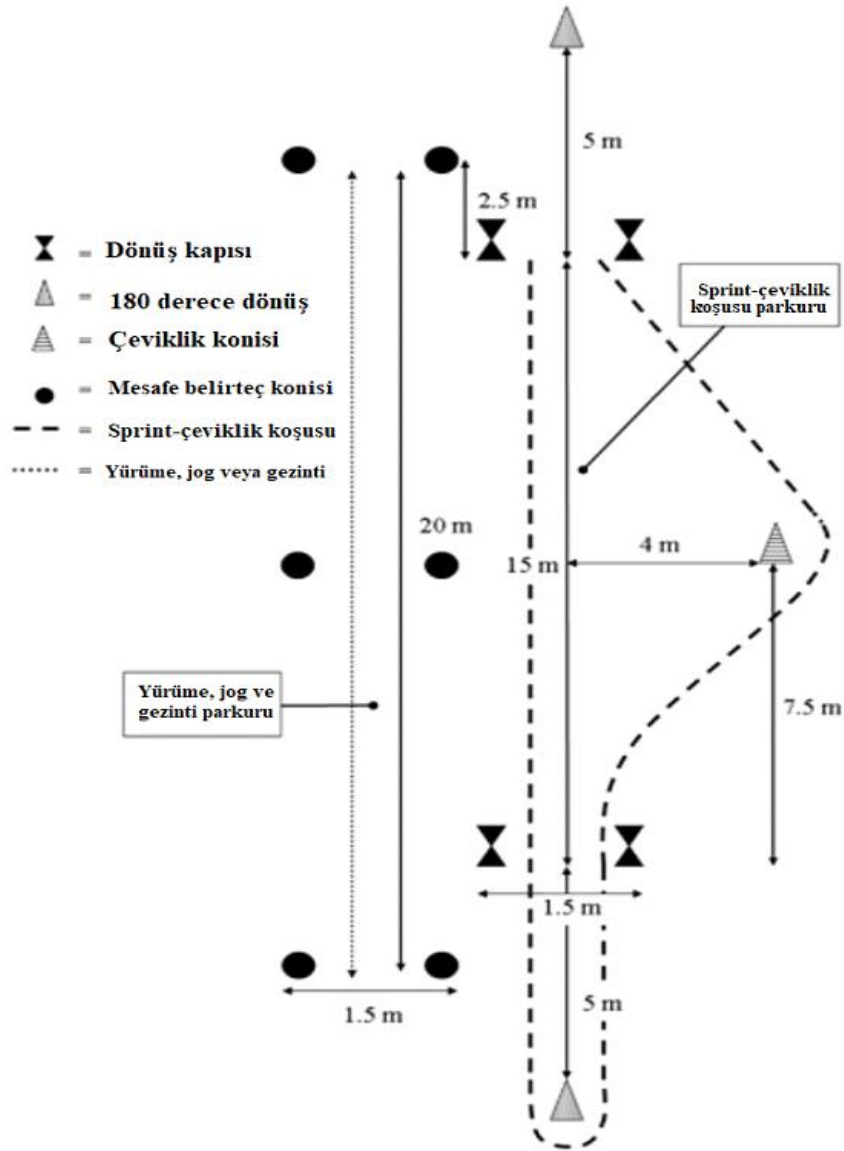
Şekil 2-2: Toplu Sporda Endurans ve Sprint Testi (BEAST⁹⁰) şematize gösterimi [46].



Şekil 2-3: Futbola Özgü Aerobik Saha Testi (SAFT⁹⁰) şematize gösterimi [31].



Şekil 2-4: Loughborough Aralıklı Mekik Koşusu Testi (LIST) şematize gösterimi [12].



Şekil 2-5: Futbol Simülasyonu Protokolü (SSP) şematize gösterimi [48].

2.5. Yorgunluk

Kas aktivitesine bağlı olarak performanstaki azalmayı temsil eden yorgunluk [49] egzersiz sırasında meydana gelen fiziksel ve biyokimyasal değişiklikler sonucu oluşan durum olarak da tanımlanmaktadır [50]. Yorgunluğun algılanmasının organizmanın hangi kısmında gerçekleştiği hâlâ net olarak bilinmemektedir [50, 51]. Çünkü çok yönlü bir süreç olan yorgunluk, bireyin durumuna ve yüklenmenin şiddetine göre farklı yerlerde algılanmaktadır [51]. Farklı bireylerde farklı faktörlerin karmaşık etkileşiminin bir sonucu olan yorgunluk [52], subjektif ve mental bir değişkeni temsil eden psikolojik bir oluşumdur [50, 51].

Egzersizin yapısına bağılı olarak er ya da geç yorgunluk hissi ortaya çıkacak ve egzersiz yapan kişi strateji değişikliğine gidecektir. Bu hislerin fizyolojik rolü, egzersiz yapan kişinin zararlı etkilerden korunmasıdır [50]. Yorgunluk, devam eden egzersizle ilişkili olarak maksimal kuvvet veya güçte bir azalma ile belirginleşerek performansı bozabilmektedir [53]. İki ayrı başlık altında incelendiğinde periferik ve merkezi yorgunluk şeklinde sınıflandırılmaktadır [50, 51].

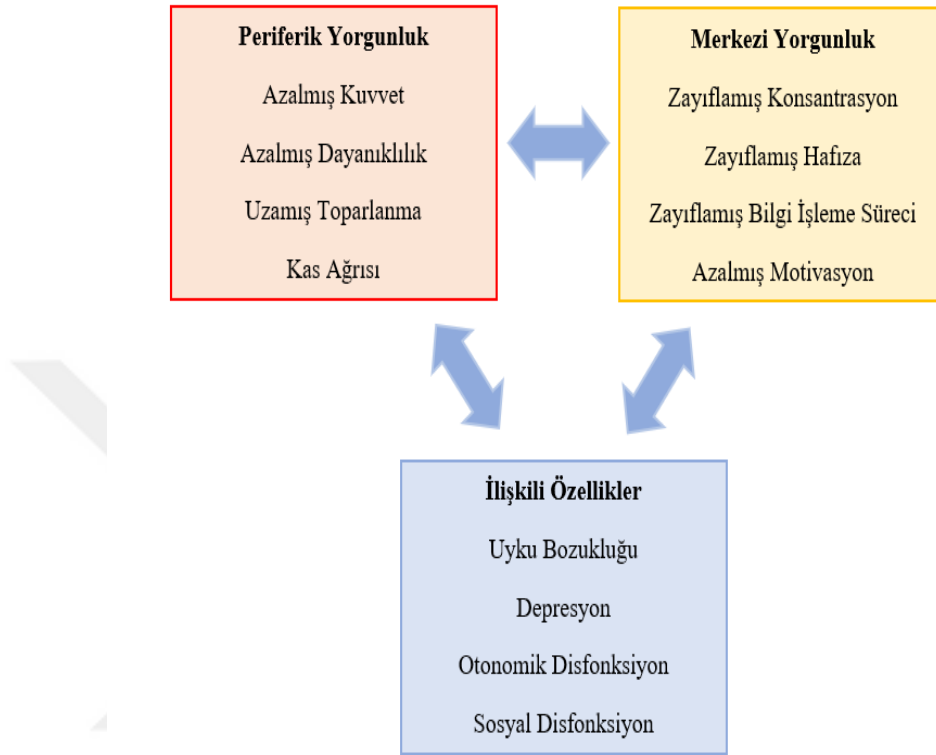
2.5.1. Periferik Yorgunluk

Periferik yorgunluk, sinir-kas kavşağı uzağındaki süreçler ve/veya kasın kontraktıl yapılarındaki değişiklikler sonucu meydana gelmektedir [51, 54]. Periferik yorgunluğun kaynağı merkezi sinir sistemi dışındadır [50]. İskelet kasının artan efor sırasında yeterli enerjiyi sağlayamaması veya elde ettiğı enerjiyi kasılabilir yapıların aktifleştirilmesinde kullanamaması periferik yorgunluk ile ilişkilendirilmiştir [51]. Periferik yorgunluğun çoğunlukla metabolik değişimler sonucunda ortaya çıkabileceğı düşünülmektedir (substrat yetersizliğı, glikojen, asetilkolin miktarları ve ayrıca biyokimyasal artık madde birikimi) [36]. Periferik yorgunluk, kas fonksiyonunda veya dayanıklılığında bir azalma ile ortaya çıkabilirken kas ağrısının eklenmesiyle daha belirgin hale gelebilir (Şekil 2-6) [52].

2.5.2. Merkezi Yorgunluk

Merkezi yorgunluk sinir-kas kavşağı yakınındaki süreçlerin neden olduğı kasılma kuvveti veya güç kaybı olarak tanımlanmaktadır [50]. Fiziksel aktiviteye katılan kaslardan gelen sinyaller bireyin hareketi sürdürme sürecini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Kas içerisinde gerçekleşen olaylar (homeostatik mekanizmadaki değişiklikler) beyine duysal sinirler aracılığıyla iletilmektedir. Beyin ise inhibe edici sinyaller göndererek motor sistemin kas çalışma düzeyini düşürebilir. Bu bilgiler ışığında merkezi yorgunluk, aktif motor nöronların ateşleme frekanslarının azalması sonucu kuvvette azalma olarak ifade edilebilir [51]. Merkezi yorgunluk, bilişsel anormallikleri (konsantrasyon ve hafıza sorunları gibi) ve motivasyonla ilgili sorunları içermektedir. Merkezi kullanımdan kaynaklı periferik yorgunluk bileşenleri ikincil olarak ortaya çıkabilir. Bu iki yorgunluk tipini daha da karmaşık hale getiren faktörler ise uyku bozukluğu, depresyon, sosyal disfonksiyon (izolasyon) ve otonomik

fonksiyonu düzenleyen beyin bölgelerinin anormalliği olan otonomik disfonksiyondur (Şekil 2-6) [52].



Şekil 2-6: Periferik ve merkezi yorgunlukta ön plana çıkan özellikler [52].

2.6. Futbola özgü yorgunluk

Futbol maçı gibi aralıkları olan aktiviteler sırasında yorgunluğun başlangıcını belirlemek oldukça zordur [53]. Maçla ilişkili yorgunluk; kas hücreleri ve enerji sistemlerini kapsayan merkezi ve periferik yorgunluğun bir kombinasyonu olarak tanımlanmaktadır [55]. Futbol maçlarındaki yorgunluk özellikle oyunun sonuna doğru belirginleşebilir. Oyuncular sportif faaliyetleri daha düşük yoğunluklarda devam ettirebilse de bunu maksimal olarak sergileme yeteneklerinde azalma gözlemlenmektedir [43].

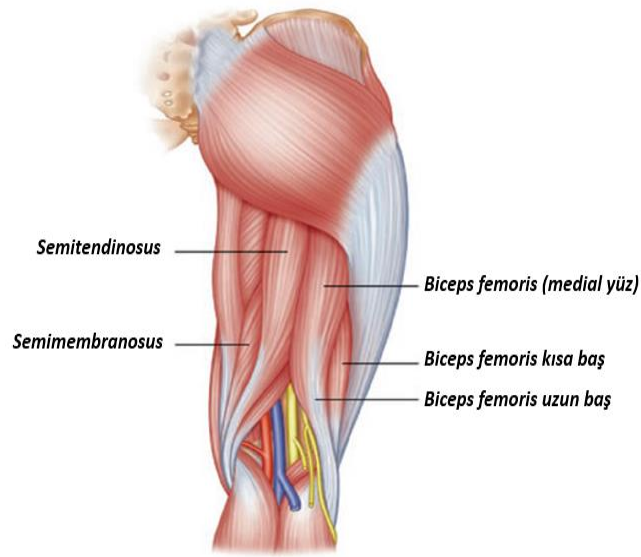
Futbol maçı esnasında, oyuncuların üç aşamada akut yorgunluk yaşadıkları belirtilmiştir. Bunlar; kısa süreli yoğun aktivite dönemlerinden sonraki geçici yorgunluk, ikinci yarının ilk aşamasındaki yorgunluk ve maçın sonundaki yorgunluk şeklinde ifade edilmektedir. Ayrıca her yorgunluk fazının altında yatan farklı fizyolojik mekanizmalar olduğu düşünülmektedir [30]. Geçici yorgunluğun, kas içinde potasyum birikimi ve homeostaz iyonları ile ilgili olabileceği belirtilirken, ikinci yarının ilk aşamasında görülen yorgunluğun oyuncunun yüksek yoğunluklu egzersiz yapma kabiliyetini engelleyen, devre arası toparlanma döneminden itibaren azalan kas sıcaklığı ile ilgili olabileceği vurgulanmaktadır. Maç sonundaki yorgunluğun ise kas lifi glikojen tükenmesi nedeniyle oluşabileceği ifade edilmektedir [30].

Üst seviyelerdeki futbol oyununda ortaya çıkan yorgunluk etkisi ikinci yarıda iş oranındaki düşüşle fark edilebilir [38]. Örneğin profesyonel futbolcularla yapılan bir çalışmada, ikinci yarıya kıyasla ilk yarıda %5 daha fazla mesafe katedildiği belirtilmiştir [36]. Bir başka çalışmada Belçikalı futbolcuların, ikinci yarıya göre ilk yarıda ortalama olarak 444 metre daha fazla mesafe katettikleri rapor edilmiştir [56].

2.7. Hamstring Kası

2.7.1. Anatomisi

Hamstring, üç kastan oluşur; biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosus (Şekil 2-7). Semimembranosus ve semitendinosus kası iskial tüberkül ile başlayıp farklı noktalarda sonlanır. Semimembranosus kası tibianın medial kondilinin posterioruna yapışırken, semitendinosus kası pes anserinus grubuna dahil olarak tibianın anteromedialine yapışır. Biceps femoris kasının iki başı vardır. Uzun baş iskial tüberkül ile başlarken, kısa baş linea asperanın lateralinden başlar ve her ikisi birlikte fibula başında sonlanır. Hamstring kas grubu, hem kalça hem de diz eklemlerini kateder. Bu yüzden kalça ekstansiyonunda, diz fleksiyonunda ve dizin iç veya dış rotasyonunda görev alır. Hamstring siyatik sinirin hem tibial (biceps femoris uzun başı, semitendinosus ve semimembranosus) hem peroneal dalı (biceps femoris kısa başı) tarafından innerve edilir [8].



Şekil 2-7: Hamstring kası anatomisi [57].

2.7.2. Yaralanma Mekanizmaları

Hamstring kas grubunun yüksek mekanik stresine neden olan hızlı ve yoğun bir şekilde kasılması veya şiddetli bir şekilde gerilmesi sonucu hamstring strain (HS) yaralanmaları ortaya çıkar. Bu durumda muskulotendinöz bileşke lifleri içinde değişen derecelerde yırtılma meydana gelir [58]. ‘Strain’ ifadesi temelde makroskobik olmayan kas ya da tendon etkilenimlerini tanımlamaktadır [59]. Hamstring yaralanmalarının çoğu indirekt travma sebebiyle meydana gelmektedir [60]. İndirekt yaralanmalar temasın yaşanmadığı koşu gibi aktiviteler esnasında ortaya çıkabilir [61, 62]. Direkt yaralanmalar ise daha az sıklıkta karşılaşılan ve kas gövdesindeki lezyonlardan oluşmakla beraber, vucüt temasının sık yaşandığı sporlarda daha fazla görülmektedir [62].

Hamstring strain yaralanmaları için iki ayrı tip mekanizma tanımlanmıştır. Bunlar sırasıyla germe (stretch) ve sprint tipi yaralanmalardır [63]. Germe tipi hamstring yaralanmaları aşırı kalça fleksiyonu ve diz ekstansiyonunun bir kombinasyonunu içeren [63] açık zincir tekmeleme, kapalı zincir iniş ve hamle hareketleri sırasında görülebilmektedir (Şekil 2-8) [64]. Sprint tipi yaralanma ise

maksimum veya maksimuma yakın koşu eylemlerinde, [13] salınım sonu fazında (Şekil 2-9) oluşan eksantrik kas kasılmaları sonucu meydana gelmektedir [65]. Futbolcular arasında görülen hamstring strain yaralanmaları içinde en sık karşılaşılan (tüm hamstring yaralanma tiplerinin %57'si) mekanizma sprint aracılığıyla oluşmaktadır [12].



Şekil 2-8: Açık/kapalı zincir germe tipi hamstring yaralanmalarına ilişkin örnekler [64].

A) Açık zincirli tekmeleme (kicking) paterni (yeşil oyuncu, sağ bacak)

B) Kapalı zincir iniş (landing) paterni (mavi oyuncu, sağ bacak)

C) Kapalı zincir hamle (lunging) paterni (mavi oyuncu, sol bacak).

2.7.3. Yaralanma Riski ve Potansiyeli

Hamstring yaralanmaları için ilerleyen yaş ve hamstring yaralanması geçmişine sahip olmak, modifiye edilemeyen içsel (intrinsik) faktörler olarak ciddi risk unsurları arasında yer almaktadır. Eksantrik hamstring kuvvetindeki düşüş ise modifiye edilebilir faktörler arasında yer alan en önemli risk unsurlarından bir tanesidir. Ayrıca yorgunluk uzun bir süredir hamstring yaralanmaları adına hazırlayıcı risk faktörü olarak gösterilmektedir [8].

Hamstring, rectus femoris ve gastrocnemius kasları iki eklem katetmeleri sebebiyle, gerilmeye bağlı yaralanmalara açıktır [66]. Aşağıda belirtilen iki sebepten ötürü hamstringlerin yaralanma riski potansiyel olarak artmaktadır;

1. Strain yaralanmaları en sık iki eklem kateden kaslarda görülmektedir [66]. Hamstringlerin iki eklem katetmesi, sprintin çeşitli aşamalarında aynı anda iki eklemden uzadığı, diğerlerinde ise aynı anda iki eklemden kısaldığı anlamına gelmektedir. Sonuç olarak; hamstringlerin uzunluğu, sadece bir eklem geçen kaslara göre daha büyük değişikliklere uğramaktadır [67].
2. Hamstring kaslarının yüksek oranda ‘hızlı kasılan’ (fast twitch) veya tip 2 liflere sahip olduğu ifade edilmektedir. Tip 2 lifler, daha yüksek yoğunlukta egzersiz ve kuvvet üretimi ile daha fazla ilgili olduğundan hamstringlerin yüksek içsel kuvvet üretme yeteneğine sahip olduğu varsayılmaktadır [68].

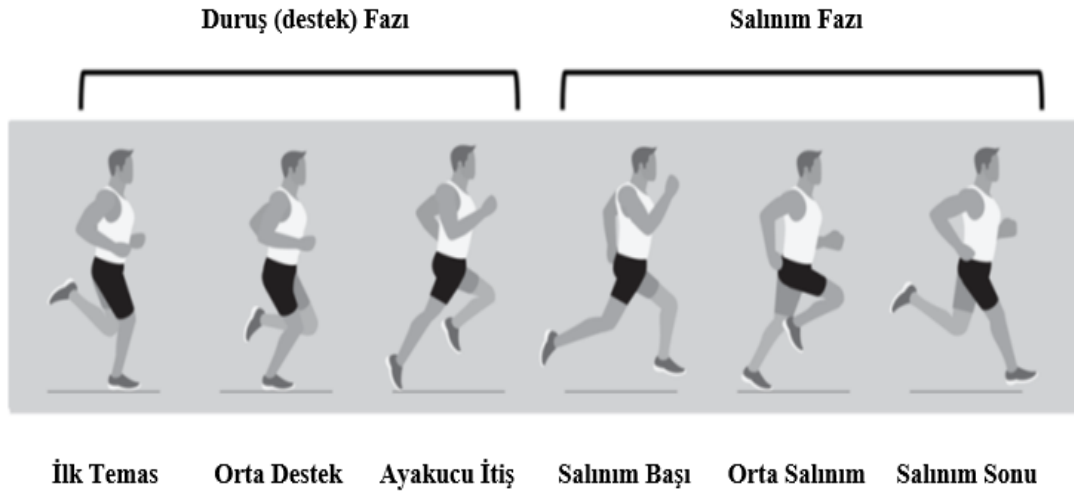
Sonuç olarak hamstringler tarafından geliştirilen yüksek düzeyde içsel gerilimin, iki eklem üzerindeki uzunluk değişiklikleriyle ilişkili dışsal (ekstrinsik) esneme ile birleştiğinde, onları yüksek yoğunluklu sprint/zıplama aktivitesi sonrasında yaralanmaya meyilli hale getirebileceği belirtilmiştir [67]. Bunların yanı sıra biceps femoris kasının çift innervasyonunun, hamstring başlığı altındaki kasların farklı zamanlarda aktive olmasına sebebiyet verdiği öne sürülmektedir. Bu zayıf koordinasyon hamstring yaralanmasında bir risk faktörü olarak ifade edilmektedir [60]. Bu uyumsuzluğun, yorgunluğun bir sonucu olabileceği veya kası besleyen yol boyunca görülebilecek tahriş-hasar nedeniyle oluşabileceği düşünülmektedir [69]. Kötü koordine edilmiş bir koşu stilinin ürettiği verimsizlikler sonucunda erken yorgunluk gelişebileceği ve ardından yaralanma riskinde artış oluşabileceği belirtilmektedir. Pelvik

kuşağın zayıf kas kontrolünün, hamstringlerin aşırı kullanımın yaralanmalarına veya tekrarlayan germe tipi yaralanmalara sebebiyet verebileceği de ayrıca ifade edilmektedir [69].

2.8. Koşu Esnasında Hamstring İşlevi

Hamstringler, ayağın yere basmaya hazırlık aşaması olan salınım sonu fazında eksantrik kasılarak, uyluğun öne hareketini yavaşlatma görevini üstlenir [67]. Ayağın ilk temasından sonra kalça ekstansiyonuna yardımcı olmak için de işlev gösterir [60]. Koşu döngüsündeki (Şekil 2-9) salınım fazının ilk yarısında, kalça ve diz hızla fleksiyon hareketini yapar. Aslında bu dönemde kalça fleksiyonunun neden olduğu uyluğun öne doğru hızlanması sonucu pasif olarak diz fleksiyonu oluşur. Böylece; hamstring kas-tendon ünitesinin uzunluğu neredeyse aynı kalır. Ancak; salınım fazının ortasında, kalça fleksiyonu devam ederken diz ekstansiyon hareketine başlar. Hamstring kasları, salınım fazının son kısmında eksantrik olarak kasılmaktadır. Böylece quadriceps kaslarının aktivitesine karşıt olarak diz ekstansiyonunu yavaşlatmaktadır. Hamstring kasları duruş (destek) fazının ilk yarısında proksimalde kalça ekstansiyonu ve distalde konsantrik kasılması ile diz ekstansiyonuna direnç göstererek aktif kalmaktadır [60]. Koşu sırasındaki hamstring kas aktivitesinin üç işleve hizmet ettiği düşünülmektedir [58];

- 1) Hamstringler salınım fazının son yarısındaki terminal diz ekstansiyonunda yaklaşık 30 derecelik bir noktada dururken alt bacağı yavaşlatmak için eksantrik olarak çalışmaktadır. Bu hareket, vücudun ağırlığını desteklemek için zemine ayak vuruşu yapmak üzere alçalan uzvu hazırlamaktadır. Bu aşamada hamstringler, ilk temas fazında geri kazanılan elastik enerjiyi etkin bir şekilde depolamaktadır [58].
- 2) Hamstringler konsantrik kasılma yoluyla kalçanın ekstansiyonuna yardımcı olurken dizin ekstansiyonunu önleyerek diz stabilitesine katkıda bulunmaktadır. Bu ilk temas fazı sırasında hamstring ve glutealler vücut ağırlığının 6-7 katı aşağı doğru kuvvetleri emmede quadriceps grubu ile birlikte kasılmaktadır [58].
- 3) Diz ekstansiyonu sağlayan quadricepslerin mekanik etkinliği yaklaşık 20 derecelik diz fleksiyonunda azalmaktadır. Hamstring kasları daha sonra aktif ayakucu itme için quadricepslere yardım etmektedir [67].



Şekil 2-9: Koşu döngüsünün fazları [70].

Koşu döngüsünün her adımında meydana gelen çok ince ayarlanmış, birçok nöromusküler olayın olduğu açıktır. Herhangi bir nedenle, bu çeşitli kas gruplarından birinin kasılma yoğunluğu veya sinerjisi değişirse, kas uygun olmayan zamanda çok kuvvetli veya uygun zamanda yeterince kuvvetli olmayan şekilde kasılabilir. Böylece kas-tendon ünitesinde bir yaralanma meydana gelebilir. Bu nedenle, koşu sırasında nöromusküler koordinasyonu olumsuz etkileyen ısınma eksikliği, yetersiz antrenman veya kas yorgunluğu gibi faktörler kas strain yaralanmasına neden olabilmektedir [60].

2.9. Futbolda Hamstring Kasının Rolü

Futbolda quadriceps kasının sprint, sıçrama, şut atma ve pasların işleyişinde önemli bir rol oynadığı belirtilirken; hamstringlerin hız, yön değişiklikleri ve şut atma esnasında diz eklemine esas stabilizatörleri olarak hareket ettiği ifade edilmektedir [71]. Maç sırasında topa vurma, sıçrama ve sprint gibi hızlı, patlayıcı diz ekstansiyonu gerektiren hareketler için güçlü eksantrik hamstring kasılmalarına ihtiyaç vardır [72]. Dönüş ve mücadeleler esnasında hamstringler konsantrik olarak görev alırken; dizi kontrol etmek, yavaşlatmak ve stabilize etmek için de sıklıkla eksantrik olarak kasılma görevi görmektedir [71, 73]. Bu sayede koşunun salınım sonu fazındaki diz ekstansiyonu sırasında diz eklemi stabilize edilecek, öne hareket yavaşlatılacaktır [72].

2.10. Adölesan Futbolcularda yaralanmalar

Her yıl 3,9 milyon çocuk ve adölesanın futbola katıldığı tahmin edilmektedir [2]. Bu değer göz önüne alındığında böylesine büyük bir katılımcı grubu arasında yaralanma riskini düşürmek, ömür boyu spora katılımı teşvik etme ve yıpranmaları azaltma gibi potansiyel etkilere sahiptir [3]. Gençlerin faaliyet gösterdiği sporlarda yaralanma riskini azaltmaya yönelik devam eden çalışmalara rağmen genç futbolcular arasındaki yaralanma oranlarının diğer bireysel ve takım sporcularına kıyasla daha yüksek olduğu gösterilmiştir [12]. Dahası, genç futbolculardaki yaralanma insidansı değerlerinin profesyonel futbolculara ait değerlere kıyasla artışta olduğu da bilinen bir gerçektir [4]. Genç futbolculardaki yaralanmalar özellikle alt ekstremitede ve sıklıkla kas yaralanmaları şeklinde görülmektedir [4].

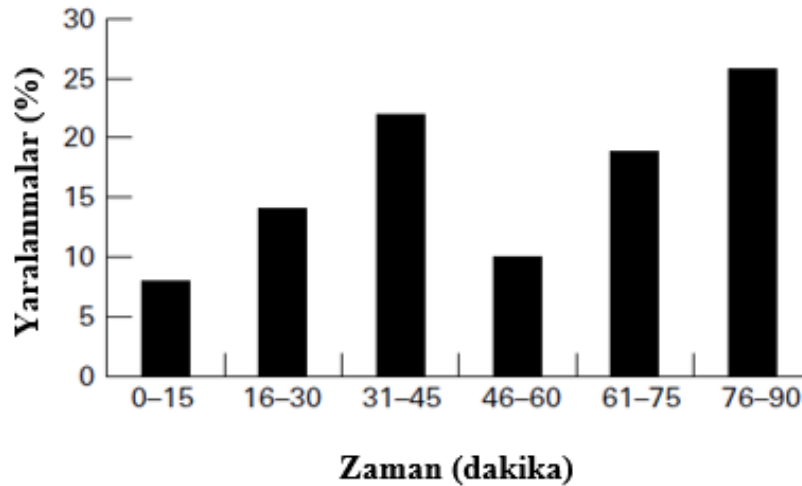
2.11. Yorgunluk ve Futbolda Hamstring Yaralanmaları

Futbolla ilişkili uyluk yaralanmalarının %81'lik kısmı kas strainlerinden oluşurken bu yaralanmaların %67'si hamstring yaralanmalarından ibarettir [74]. 25 kişilik kadroya sahip bir takım, her sezon yaklaşık 5-6 hamstring yaralanması yaşamaktadır. Bu durum yaralanma nedeniyle futbol aktivitelerinde (antrenman veya maçlar) 80 günden fazla kayba eşdeğerdir [5, 6]. Hamstring yaralanmaları, futbolda en yaygın görülen yaralanma olması [5, 6] sebebiyle futbolcu sağlığı ile ilgilenen araştırmacıların daha fazla ilgisini görmüştür [6]. Bu bağlamda son yıllardaki araştırmalar doğrultusunda, spor hekimleri yorgunluğun kas gerilme yaralanmasının ortaya çıkmasında predispozan bir faktör olabileceği konusunda büyük ölçüde hemfikir olmuştur [75].

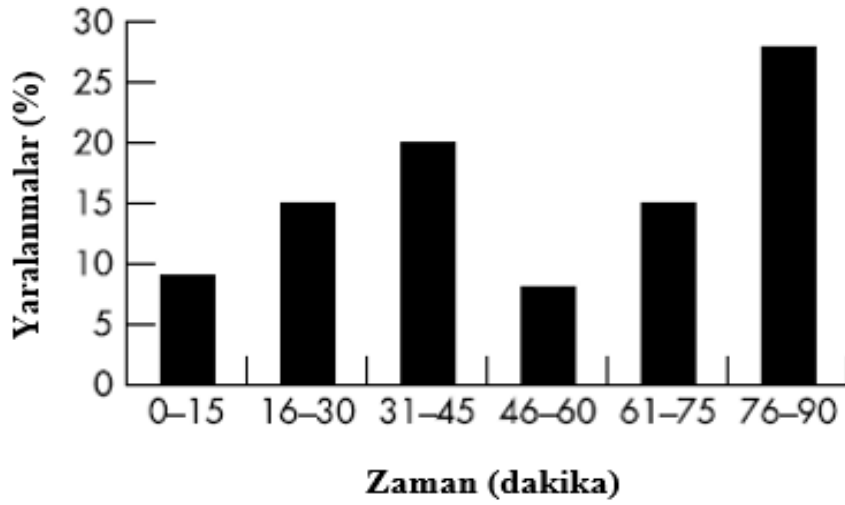
Yorgunluk futbolda yaralanmalara neden olan önemli faktörlerden biridir [43, 74]. Yorgunluk hali maksimal sprint sırasında kas aktivasyon paternlerini etkileyebilmektedir. Böylece yorucu koşullar altında nöromüsküler koordinasyon da değişebilmektedir [9]. Yorgunluğun kas yapıları üzerine etki eden yüklerin dağılımını değiştirebileceği ve bu sebeple hedef kas haricindeki kasların kasların katılımlarına neden olabileceği belirtilmektedir [76].

Mair ve ark. yaptıkları çalışmada yorgun kasların yorulmamış kaslardan daha az enerji absorbe ettiğini göstermiştir. Çalışmada yorgun kaslar, yorulmamış kaslar ile aynı uzunluklara gerildiğinde hata sergileyip başarısız olmuştur. Sonuç olarak “kas yaralanmasının oluşumunda yorgunluk bir faktör ise, bu muhtemelen yorgun olan kasın enerji absorbe etme yeteneğinin azalmasından kaynaklanmaktadır” yorumunda bulunmuşlardır. Yazarlar ayrıca aynı miktarda enerji absorpsiyonu gereksinimi ile karşı karşıya kaldığında, yorgun bir kasın boyunda daha büyük bir değişiklik bekleneceğini ve bunun da yaralanmaya neden olabileceğini belirtmişlerdir [75].

Futbolda maç sonuna yaklaştıkça yaralanmalarda artış görülebilmektedir. Futbolda yaralanmaların büyük bir kısmı futbol maçının ilk ve ikinci yarılarının son 15 dakikasında meydana gelmektedir (Şekil 2-10) [74]. Hamstring yaralanmalarının yaklaşık yarısının (%47) maçların ilk ve ikinci yarısının son üçte birlik kısmında meydana geldiğini belirtilmektedir (Şekil 2-11) [7]. Ancak başka bir çalışmada, yorgunluğun bir risk faktörü olduğu son 15 dakikalık kısım haricinde, yoğun eforların yaşandığı ilk 15 dakikalık periyodun da yaralanma riski açısından önemli olabileceği ifade edilmektedir [77].



Şekil 2-10: Futbol maçlarındaki yaralanmaların periyodik dağılım yüzdeleri [74].



Şekil 2-11: Hamstring yaralanmalarının maç periyodu içindeki yüzdesel değişimi [7].

Kas kuvveti, futbolda oyunun sonuna kadar sürdürülmesi gereken birçok eylemde (örneğin ikili mücadele etme, zıplama, tekmeleme, dönme, hız değişme) oldukça fazla önem taşımaktadır [43]. Futbolda hızlanmalar, yavaşlamalar ve yön değişiklikleri gibi aktivitelere oyunun tüm aşamalarında ihtiyaç duyulduğu düşünüldüğünde bu aktiviteler kümülatif bir kas yorgunluğuna sebebiyet verebilmektedir. Bu durum tüm kaslarda olabileceği gibi özellikle hamstringlerde daha sık görülebilmektedir [11]. Çünkü yüksek yoğunluklu bir hareketi veya manevrayı yavaşlatmak için eksantrik kas kasılması yoluyla fren görevi gören kasların [19] (özellikle hamstringler) eksantrik kuvvet üretme yeteneğinde azalmalar oluşabilmektedir [11].

Yorgunluk sebebiyle kas kuvveti üretme yeteneğinin bozulması sonucunda değişmiş olan sprint-yürüyüş döngüsünün hamstringlerde yaralanma riskini artıracığı düşünülmektedir [9]. Sonuç olarak, hamstringler sprint esnasında alt ekstremitayı yavaşlatmak adına yetersiz eksantrik kuvvet üretir hale gelebilir ve bu durum eksantrik yüke olan toleransı azaltarak kas hasarına sebebiyet verebilir [31].

2.11.1. Kas Lifi Tipleri ve Hamstring Yaralanması İlişkisi

Kaslar, yavaş kasılan (ST) oksidatif lifler için Tip 1, hızlı kasılan (FT) oksidatif lifler için Tip 2A ve hızlı kasılan glikolitik lifler için Tip 2B olarak üç gruba ayrılmaktadır. Tip 1 kas lifleri uzun süre yorulmadan kasılabilir ve yüksek mitokondri içeriğine sahiptir [78]. Tip 2A lifleri yorgunluğa karşı orta derecede direnç göstermektedir [79]. Tip 2B lifler ise çabuk yorulur ve ATP üretimi için anaerobik aktivitede kullanılır [78]. Tip 1 liflerin yorgunluğa karşı dirençli olması gerimde çok az bir kayıpla kasılabilirliklerini uzun süre yorulmadan devam ettirebilme olanağı sağlar [79]. Bu sayede aerobik aktivite için yüksek potansiyele sahiptirler [78].

Artan kas yorgunluğu ve dolayısıyla muhtemel HS yaralanma riskini belirleyen, bireyler arası faktörlerin araştırılmasında, kas lifi tipinin bir aday olduğu belirtilmiştir. Hızlı kasılan kas liflerinin yorgunluğa yavaş kasılan liflere göre daha az dirençli olması bu duruma bir sebep olarak gösterilmektedir [80]. Dolayısıyla yüksek oranda hızlı kasılan liflere sahip oyuncuların maç sırasında daha fazla yorgunluk geliştirebileceği, bunun da yaralanma riskinde artışa sebebiyet verebileceği ifade edilmiştir [81]. Yüksek oranda hızlı kasılan liflere sahip oyunculara, yüksek yoğunluklu koşunun terminal salınım fazında gerçekleşen eksantrik hareketler sırasında yorgunluk mevcutsa, hamstringler artık diz ekstansiyonunu kontrol etmek için gerekli olan yüksek kuvvetleri üretemeyebilir. Bu durum aşırı uzama ve yırtılmalara neden olabilir [81].

Yüksek oranda hızlı kasılan liflere sahip olan futbolcularda HS yaralanma riskinin, yüksek oranda yavaş kasılan liflere sahip olan futbolculara göre 5.3 kat daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir [82]. Ayrıca quadricepslere kıyasla ağırlıklı olarak tip 2 kas liflerinden oluşan hamstringlerin, yorgunluğa karşı daha az toleransa sahip olduğu ifade edilmiştir [68].

Kasların hücre iskeletine bakıldığında ise, ST liflere kıyasla daha dar Z-disklerinin, daha az elastik olan titin protein izoformlarının, FT liflerindeki sarkomer bütünlüğünün daha az olmasına yol açtığı belirtilmiştir. Hücre iskeletini sarkolemmaya bağlayan distrofin FT liflerde ST liflere göre 2 kat daha düşüktür. FT liflerin lateral/longitudinal aktif kuvvet iletimini sağlayan sarkomer dallanmasının ST liflere kıyasla 2.8 kat daha düşük bulunduğu ifade edilmiştir [83].

2.12. Kas Kasılma Çeşitleri

Kasılan bir kasın nesne üzerine uyguladığı kuvvete kas gerimi; bir nesnenin kas üzerine uyguladığı kuvvete ise (genellikle ağırlığıdır) yük denir. Kas gerimi ve yük, zıt yönlü kuvvetlerdir. Bir kas lifinin kısalıp kısılmayacağı gerim ve yükün göreceli büyüklüklerine bağlıdır. Kas liflerinin kısılması ve böylece bir yükü hareket ettirebilmesi için, kasın gerimi zıt yöndeki yükten daha fazla olmalıdır. [79].

2.12.1. İzometrik Kasılma

Bir kas gerim oluşturduğu halde kısılmazsa veya uzamazsa izometrik (sabit boyda) kasılma olarak adlandırılır. Bu tip kasılmalar kas yükü sabit bir pozisyonda tutarken veya kas tarafından oluşturulan gerimden daha büyük bir yükü hareket ettirmeye çalışırken ortaya çıkmaktadır [79].

2.12.2. İzotonik Kasılma

Kas geriminin sabit kalmasıyla birlikte kasın boyunun değiştiği kasılma olarak iki başlık altında incelenmektedir [79].

2.12.2.1. Konsantrik Kasılma

Vücut uzuvlarının direncinin üstesinden gelebilecek yeterlikte gerginlik üretildiğinde kaslar kısalır ve eklemler hareket eder. Kaslar tarafından üretilen net moment, eklem açısının değişimi ile aynı yöndedir [78].

2.12.2.2. Eksantrik Kasılma

Bir kas yeterli gerginlik üretmediğinde ve dış yükün üstesinden gelemediğinde kısılacağı yerde devamlı olarak uzarsa eksantrik kasılma meydana gelir. Eksantrik kasılmada net kas momenti, eklem açısı değişiminin tersi yönünde oluşmaktadır. [78]. Eksantrik kasılma bir nesnenin kas kasılması ile desteklenerek indirilmesi sırasında oluşmaktadır [79].

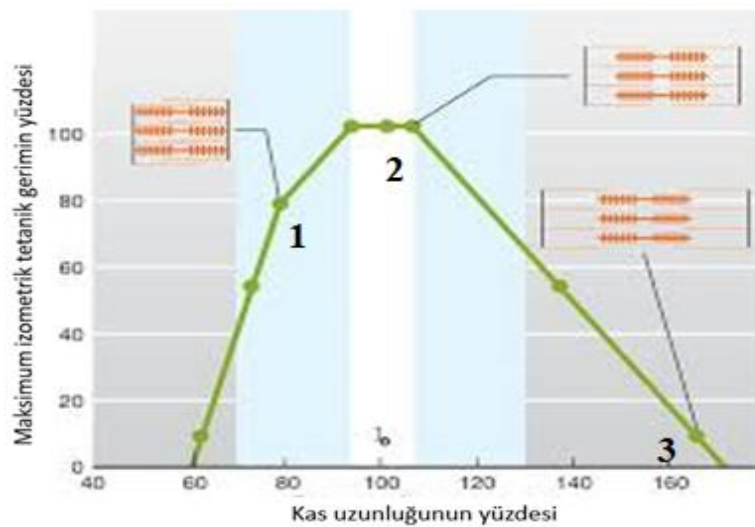
2.12.3. İzokinetik Kasılma

Kasların seçilmiş bir sabit hızda, gerim oluşturma yeteneğine uyum sağlayabilen dirence karşı, tüm hareket açıklığı içinde yaptığı maksimal güçteki kasılmalarıdır [51].

2.13. Kaslarda Kuvvet Üretimini Etkileyen Mekanik Faktörler

2.13.1. Uzunluk-Gerim İlişkisi

Uzatılmış bir lif serbest bırakılırsa, gerilmiş bir lastik bantta olduğu gibi, denge uzunluğuna benzer şekilde geri dönecektir. Kasılma sırasında bir kas lifinin oluşturduğu aktif gerim kas lifi boyunun değişmesiyle farklı seviyelere ulaşabilir. Kas lifinin en yüksek izometrik aktif gerimi oluşturduğu boya optimal uzunluk, l_0 denir. Sarkomer boyu optimal uzunluğundan (l_0) kısa veya uzun olduğunda ürettiği gerim azalmaktadır (grafikte 1 ve 3 numaralı kısımlar) (Şekil 2-12). Bir iskelet kasının uzunluğu l_0 değerinin %60'ında ve daha kısa ise uyarıldığında gerim oluşturmaz. Kas uzunluğu bu noktadan itibaren arttıkça her uzunluktaki izometrik gerim artmaktadır. Bu gerim artışı kas boyu l_0 olana kadar devam etmektedir. Kasın boyu daha da uzatılırsa, uyarıldığı zaman ortaya çıkan izometrik gerim düşmeye başlamaktadır. Kas boyu l_0 değerinin %175'i veya daha fazla uzatılırsa uyarıldığında lifte hiç gerim oluşmaz. İskelet kasları gevşediği zaman birçok lifin boyu l_0 'a yakındır ve bu yüzden kuvvet oluşumu için en uygun uzunluktadır. Gevşemiş bir lifin uzunluğu, kas üzerindeki yükün veya diğer kasların kasılması ile değiştirilebilir. Ancak gevşemiş kasın uzunluk değişikliği, kasın kemiklere tutunması nedeniyle sınırlıdır. Normalde kas lifinin boyu uzamada veya kısaltmada l_0 değerinin %30'unu ender olarak aşar, çoğunlukla daha az değişmektedir. Bu sınırlardaki uzunluklarda gerim oluşturma becerisi asla l_0 uzunluğunda oluşan gerimin yarısının altına düşemez [79].

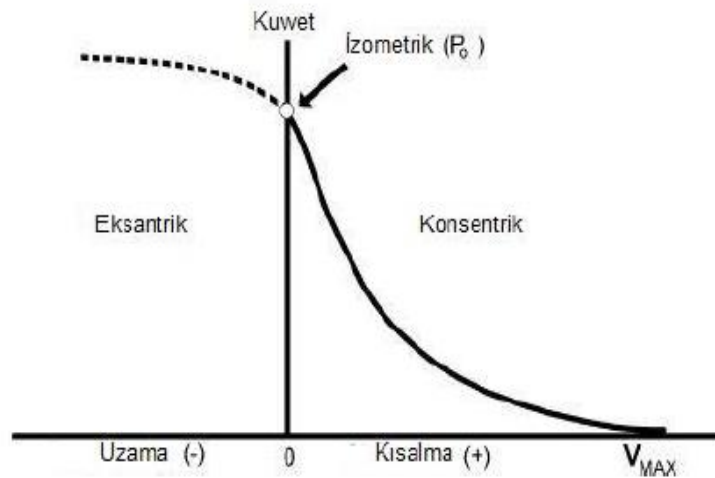


Şekil 2-12: Uzunluk-Gerim İlişkisi [79].

Gevşek bir kas uzatıldığında ince filamentler kalın filamentler üzerinde geriye gider ve üst üste gelen kısımlar azalmaktadır. Bir kas lifi l_0 uzunluğunun %175'i kadar uzatıldığında, filamentler hiç üst üste gelen bölge kalmayacak kadar geri çekilmektedir. Bu noktada, çapraz köprüler aktine bağlanamaz ve gerim oluşmaz. Eğer bu kas lifinin boyu l_0 değerine doğru kısaltılırsa, gittikçe daha çok filament üst üste gelmeye başlar ve uyarı geldiğinde oluşan gerim, üst üste gelen bölgede çapraz köprülerin artışıyla orantılı olarak artmaktadır. Filamentlerin en çok üst üste geldiği kas lifi boyu l_0 'dır (grafikte 2 numaralı kısım (Şekil 2-12)). Bu boyda iken ince filamentlere bağlanan çapraz köprü sayısı maksimumdur ve bu sayede maksimum gerim oluşmaktadır [79].

2.13.2. Yük - Hız İlişkisi

Eksantrik kasılmalarda kasılma hızı arttıkça kuvvet üretim kapasitesi bir düzeye kadar artar ve sonrasında sabitlenir. Konsantrik kasılmalarda ise kasılma hızı arttıkça kuvvet üretim kapasitesi azalmaktadır (Şekil 2-13) [78].



Şekil 2-13: Kasılma hızı ve kasın gerimi arasındaki kuramsal ilişki [78].

2.13.3. Kuvvet - Zaman İlişkisi

Bir kasın ürettiği kuvvet veya gerginlik kasılma zamanı ile orantılıdır. Kasılma süresi arttıkça maksimum gerginlik oluşana kadar geçen sürede kuvvette de artış gözlenmektedir [78].

2.14. İzokinetik Dinamometre

İzokinetik egzersiz kavramı ilk olarak 1967 yılında Hislop ve Perrine tarafından, hareketin sabit bir açısal hıza karşı yapılması olarak tanımlanmıştır. İzokinetik egzersiz konseptindeki benzersiz faktör, performansın sergilendiği esnadaki hız kontrolüdür. Bu tür bir performans elde etmek için vücut hareketlerinin hızını sabit tutmak amacıyla harici bir araçla destek sağlamak gereklidir. İzokinetik dinamometre, bir vücut segmentinin bir hareket aralığı boyunca tam kas kuvvetini elde etmek için uygun mekaniği sağlamaktadır [84]. İzokinetik cihazı; kuvvet uygulama aparatı, manivela, dinamometre, koltuk, kontrol ünitesi ve dinamometreye bağlantı yapılan özel adaptörler (birçok farklı test için gerekli) gibi parçalardan oluşmaktadır [17]. Bir nokta veya eksen etrafında oluşan kuvvete tork denir. İzokinetik testlerdeki pik tork, tork eğrisindeki en yüksek noktayı yani maksimal kuvveti temsil etmektedir [17]. İzokinetik sistemin avantaj ve dezavantajları ise şu şekildedir;

İzokinetik sistemin avantajları [85]:

- İzokinetik cihazlar, tüm hareket aralığı boyunca maksimum direncin geliştirilmesine izin vermektedir.
- Testler tekrar edilebilir.
- Özel izokinetik ekipmanı ile farklı protokoller oluşturulabilir.
- Sonradan kullanılmak üzere saklanan veriler sunmaktadır.
- Görsel geri bildirim sporcuyla motive edici olabilir.
- Maksimum dirençte farklı hızlarda çalışma fırsatı sağlamaktadır.
- Yaralanma riski çok azdır.
- Güvenilir bir cihazdır.
- Katılımcı tek ve çift taraflı çalışabilir.

İzokinetik sistemin dezavantajları [85]:

- Düzenli aralıklarla kalibre edilmesi gerekir.
- Sınırlı sayıda test paterni bulunmaktadır.
- Ekipmanı pahalıdır.
- Kas hareketleri bazı spor dallarının aktivitelerine özel olmayabilir.
- Spora özel hareket paternlerini simule etmek zordur.
- Sadece hızı kontrol edebildiğinden efor minimal veya maksimal olabilmektedir.
- Sporcu yalnız çalışırsa ilerlemesini takip etmesi zordur.
- Cihazda nöromusküler koordinasyonu, antagonistik ve çalışmaya katılan sinerjist kasları izole etmek zordur.

2.15. Pik Tork Açısı

Pik tork açısı, pik torkun meydana geldiği noktayı ifade etmektedir [17]. Diz fleksör pik tork açısı hamstring yaralanma riskinin ortaya konması ve müsabakaya dönüş kriteri kapsamında önemli bir ilgi görmektedir [18]. Pik tork açı uygulaması hamstring yaralanmalarında müdahale/önleme, rehabilitasyon ve sahaya dönüş çalışmalarında bir ölçüt olarak kullanılmaktadır [63]. Dizin tam ekstansiyondan fleksiyona olan hareketi sırasında, erken oluşan (düşük fleksiyon açılarındaki) pik tork kuvvetinin hamstring yaralanması için daha düşük bir risk göstergesi olabileceği öne sürülmüştür [19]. Bu kapsamda, kasın kısalmış halinde meydana gelen pik tork açısının, egzersize bağlı kas hasarıyla ilişkili olabileceği belirtilmiştir [86]. Ayrıca yaralanmış bir hamstringteki pik tork açısının kasın kısalmış pozisyonundaki açılarda oluştuğu gözlemlenmiştir [19]. Bir kas optimum uzunluğunun ötesine gerildiğinde, miyofibril içinde daha uzun olan herhangi bir sarkomer, uzunluk değişimini devralır. Yükselen pasif gerilim, hareketi durdurana kadar uzama hızla devam eder. Bu durum daha kısa kas uzunluğunda HS yaralanma riskinin neden daha fazla olduğunu açıklamaktadır [87].

Aktif gerilme durumunda optimum kas uzunluğunun çok kısa olması, daha büyük kısmın çalışma aralığına dahil olacağı anlamına gelmektedir. Bu da hasar riskini artırmaktadır. Özetle aktif gerilme için optimum uzunluğu kısa olan bir kas mikroskobik hasara eğilimlidir [19].

Tork-eklem açısı ilişkisinin belirlenmesi çoğunlukla izokinetik dinamometre kullanılarak yapılmaktadır [19, 88]. İzokinetik tork-eklem açısı ilişkisi ile en yüksek torkun olduğu optimal eklem açısını belirlemek mümkündür [88]. Diz fleksör tork-eklem açısı ilişkisi çoğu hızda eksantrik ve izometrik kasılmalarla belirlenebilse de, bu ilişki genellikle ve sıklıkla izokinetik dinamometredeki yavaş konsantrik kasılmalarla (örneğin 60°/sn) belirlenmektedir. Daha yavaş konsantrik kasılmaların eksantrik kasılmalarından veya daha yüksek konsantrik hızlardan daha güvenilir olduğu ve kuvvet/tork gelişim oranının etkilerini minimize ettiği öne sürülmüştür [19, 86, 88]. Ancak sprint tipi yaralanma mekanizmasında hamstringlerin eksantrik yük altında kaldığındaki durum düşünüldüğünde [31], konsantrik kasılmalarından elde edilen fleksör pik tork açısının eksantrik fonksiyona aktarımının sınırlı olabileceği; eksantrik olarak elde edilen pik tork açısının kullanımının yaralanma mekanizmasına aktarımının daha etkili olabileceği de belirtilmiştir [18].

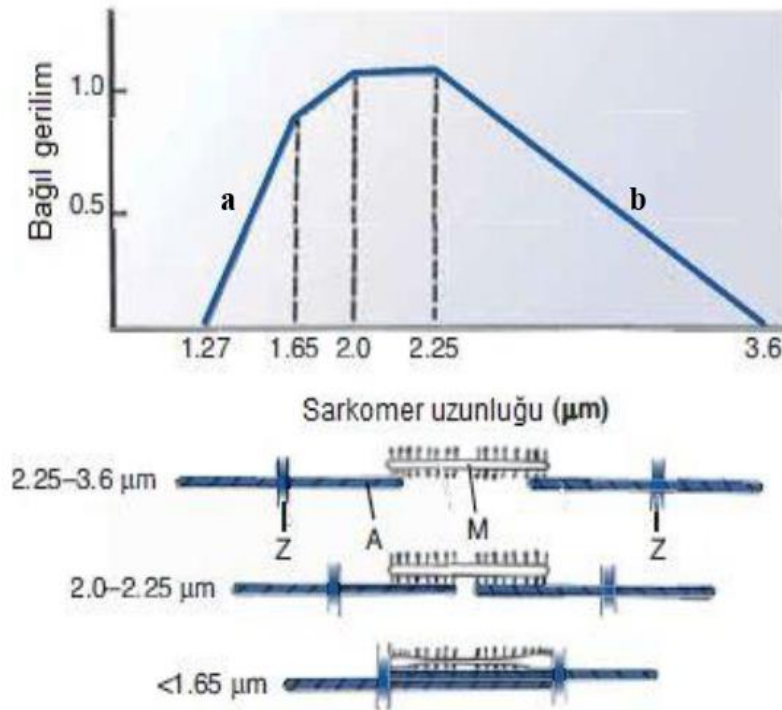
2.16. Sarkomer Popping Hipotezi

Pik tork açısı kullanımının ana mantığı sarkomer popping (sarkomer patlaması) hipotezine dayanmaktadır [87]. Morgan bu hipotezinde, eksantrik temelli kas hasarının, kas uzunluk-gerim ilişkisinin inen kolu tarafından etkilendiğini varsaymıştır. Buranın kas hasarında artışa sebebiyet veren sarkomer dengesizliğinin daha fazla yaşandığı bir bölge olduğu düşünülmektedir. Bu hipoteze göre, güçlü eksantrik kasılmalar sırasında kontraktıl elemanlardaki gerilim artmaktadır [87].

Sarkomerlerin uzunluğunun 2,25 μm 'u aşması aktin ve miyozin filamentleri arasındaki temasın azalmasına neden olmaktadır. Zayıflayan sarkomerler uzunluk-gerim ilişkisinin inen kolu (Şekil 2-14b) üzerinde hızlı, bir arada olmayan bir uzama gerçekleştirmektedir. Bu zayıf sarkomerler pasif miyofibril yapılarla sınırlandırılan bir noktaya kadar kontrolsüz bir şekilde uzar ve bu pozisyonundaki sarkomerler 'pop' olarak adlandırılan konumdadır [87].

Daha kısa kas fasikülleri ile kıyaslandığında daha uzun olan kas fasiküllerinin (seri içinde daha fazla sarkomeri olan fasiküller) birim başına daha az sarkomer uzamasına sahip olduğu düşünülmektedir [87]. Bu durum kası eksantrik sebepli kas hasarından koruyup potansiyel yaralanma riskini azaltacaktır [19]. Bu hipotezin temeli özetle şu şekilde açıklanabilir; daha uzun kas fasiküllerine sahip olmak daha uzun kas uzunluklarında meydana gelen diz fleksör pik tork açısıyla sonuçlanmaktadır [19].

Maksimum izometrik gerginlik, sarkomerler dinlenme uzunluğundayken ($2.0 - 2.25 \mu\text{m}$) meydana gelmektedir. Bunun sebebi aktin ve miyosin liflerinin uzunluk boyunca üst üste gelmesidir. Sarkomerler uzadığı takdirde, lifler arasında daha az bağlantı oluşur ve aktif gerilim azalmaktadır. Sarkomer uzunluğu $3.6 \mu\text{m}$ olduğunda ise üst üste gelme durumu oluşmaz ve bundan dolayı aktif gerilim de meydana gelmez (Şekil 2-14) [78].



Şekil 2-14: Farklı uzunluklarda uyarılmış bir izole kas lifinin uzunluk-gerim eğrisi [78].

a) Çıkan kol, b) İnen kol, A) Aktin, M) Miyozin, Z) Z çizgisi

2.17. Yüzüstü Pozisyonda İzokinetik Kas Kuvvet Testi

Oturma pozisyonu izokinetik diz kuvvet testlerinde genel anlamda en sık kullanılan protokol olarak kabul görmektedir. Diğer pozisyonlara kıyasla ilave bel desteği ve stabilizasyon sağlaması bu pozisyonun neden daha çok tercih edildiğini açıklar niteliktedir [89]. İzokinetik değerlendirmelerin maksimum tork üretimini kolaylaştıran veya fonksiyonu taklit eden bir pozisyonda yapılması önerilmektedir [23]. 85-90 derece kalça fleksiyonundaki oturma pozisyonunda yapılan izokinetik değerlendirme, koşunun duruş fazı ile kıyaslandığında, biceps femoris kasında %34 daha fazla uzamaya sebebiyet verir [90]. Ancak yüksek hızlı koşunun terminal salınım fazında duruş fazına kıyasla sadece %9-12 daha fazla bir uzama meydana gelir [91]. Yani oturma pozisyonunda uygulanan izokinetik değerlendirmede, koşunun salınım fazındakine kıyasla üç kat daha fazla uzama gerçekleşmektedir [81]. Sonuç olarak bu durum, HS yaralanması risk belirtici ve sporcunun oyuna geri dönüş kriterlerinin bir parçası olduğu belirtilen pik tork açısı kullanımının etkinliğini sınırlayabilir [18]. Bu kapsamda yüzüstü test pozisyonu, klinisyenlere daha işlevsel bir kalça açısında izokinetik değerlendirme yapma imkanı sunmaktadır [23, 24]. Özetle yüzüstü pozisyonda yapılan bir izokinetik değerlendirmenin daha geçerli bir yöntem olabileceği belirtilmektedir [23, 25].

Hamstring kas kuvvetini yüzüstü pozisyonda değerlendirmenin ve/veya çalıştırmanın birkaç büyük avantajı bulunmaktadır [23]. Bunlardan birincisi; yüzüstü pozisyon, sprint sırasında meydana gelen fonksiyonel uzunluk-gerim ilişkisine daha yakındır [67]. Geleneksel oturma pozisyonu fonksiyonel hareket aralığında değildir [68]. İkincisi ise, sprint sırasında hamstringler hem kalça ekleminde hem de diz ekleminde konsantrik ve eksantrik olarak kasılmaktadır [68]. Yüzüstü pozisyonda yapılan test, çoğu sporcunun kas-iskelet sistemiyle ilişkili alt ekstremité yaralanmaları geçirdiği sprintin geç ve erken duruş (ilk temas) fazlarında meydana gelen diz fleksör ve ekstansör kas uzunluk-gerim ilişkilerini simüle etmektedir [23, 25]. Ancak izokinetik değerlendirme açık kinetik zincir aktivitesi iken, sprint kapalı kinetik zincir aktivitesidir. Bu nedenle izokinetik sonuçların fonksiyona aktarımında dikkatli olunması gerektiği unutulmamalıdır [23]. Son olarak, yüzüstü pozisyon (yüksek tork değerlerinin gösterdiği gibi) sırtüstü pozisyona kıyasla muskulotendinöz ünite içinde çok daha fazla gerilim gelişmesine izin vermektedir [23]. Yazarlar bu durumun sebebi olarak iki farklı

faktör öne sürmüştür. Bunların ilki; yüzüstü pozisyonun daha zor olduğunu düşündükleri için katılımcıların ekstra bir efor sarf ediyor olabileceği, diğer bir sebep ise yüzüstü pozisyonda fleksör tonusu fasilite eden tonik labirent refleksinin varlığı olarak ifade edilmiştir [23, 92, 93].

2.18. Denge

Vücudu destekleyen iskelet, uzun kemikler ve çok sayıda eklemleşmiş omurga kemiğinden var olmuş bir sistemdir. Bu sistem koordine kas aktivitesi ile desteklenmeksizin yerçekimine karşı dik durma görevini gerçekleştiremez [79].

İnsanoğlu ağırlık merkezi pelvisin hemen üstünde yer alırken görece küçük bir taban üzerinde dengede durmaya çalışmaktadır [79]. Stabilité için, ağırlık merkezi, ayakların sağladığı destek tabanı içinde tutulmalıdır. Bir ayak destek tabanı genişletilecek şekilde hareket ettirilmezse, ağırlık merkezi bu taban dışına çıkar ve düşme gerçekleşebilir [79]. Denge, vücudun kütle veya ağırlık merkezi destek tabanının üzerinde tutulduğu zaman en yüksek değerine ulaşır [94].

Dengeyi sağlamak için görsel, vestibüler ve proprioseptif sistemler çok önemli bir rol oynamaktadır. Proprioseptif system; golgi tendon organı, kas içiği, pacini cisimciği, serbest sinir uçları ve eklem kapsüllerindeki ve derideki reseptörlerden oluşmaktadır. Bu yapılardan toplanan bilgilerle dengenin korunması amaçlanmaktadır [95]. Çünkü bu reseptörler merkezi sinir sistemine postürel düzeltmeler için sürekli bilgi akışı sağlamaktadır [96].

Denge statik ve dinamik başlıkları altında incelendiğinde;

- **Statik Denge:** Minimum hareket içerisinde, bir destek tabanını koruma yeteneğidir [97].
- **Dinamik Denge:** Pozisyonu korurken veya yeniden kazanırken bir görevi yerine getirme yeteneği [97] veya dengesiz bir yüzeyde minimum dış hareketle dengeyi koruma, yeniden kazanma yeteneği olarak düşünülebilir [98].

2.19. Postürel Stabilité

Postürel stabilité vücudun veya organizmanın dik duruşunun devamlılığını ifade eden bir terimdir. Denge ise; düşmeye karşı vücut postürünün dinamiklerini ifade etmektedir [96]. Aslında bu iki terim de birbirlerinin yerine kullanılabilmektedir [94].

Postürel stabilité söz konusu olduğunda, postürel reflekslerin aferent yolları için üç kaynaktan söz edilebilir; gözler, vestibüler aygıt ve propriyosepsiyon ile ilgili reseptörler (örneğin eklem, kas ve dokunma reseptörleri). Eferent yollar, iskelet kaslarına giden alfa motor nöronlardır [79].

Birleştirici merkezler ise beyin sapı ile omurilikteki sinir ağlarıdır. Bu birleştirici merkezlere ilave olarak, beyinde, vücut geometrisinin iç temsilini, destek koşullarını ve düşey hatta göre yönelimini oluşturan merkezler de bulunmaktadır [79]. Bu iç temsiller iki amaca hizmet etmektedir: bunlardan birincisi, planlanan eylemler için vücudun pozisyonu ve uzaydaki yöneliminin algılanması adına referans çerçeve sağlamak iken diğeri ise dik postürü korumakla ilgili motor kontroller aracılığı ile stabilitéye katkıda bulunmaktadır [79]. Postürel stabilité başlığı altında değerlendirmede kullanılan terimler [94];

- Kütle Merkezi: Vücudun her bir segmentinin ortalama kütlelerinin bir araya gelerek en iyi şekilde dengede kalıp bu dengeyi koruyabildiği noktadır [94].
- Ağırlık Merkezi: Kütle merkezinin yere dikey izdüşümündeki denge noktasıdır [94].
- Destek Yüzeyi: Vücudun temas halinde olduğu alandır [94].
- Stabilité Sınırları: Kişinin destek yüzey alanını değiştirmeksizin dengesini koruyabildiği salınım sınırlarını ifade etmektedir [94].
- Yer Reaksiyon Kuvveti: Yer ile temasa karşılık gelen tepki kuvveti, yer reaksiyon kuvvetidir [94].
- Basınç merkezi: Yer reaksiyon kuvvetinin dikey izdüşümü olarak adlandırılmaktadır [94].

2.20. Futbolda Denge Profili

Futbol, dengesiz koşullar altında ve büyük ölçüde tek ayak desteği üzerine odaklanan bir oyundur [99]. Daha ayrıntılı bir şekilde incelendiğinde, futbol; şut atma, top sürme ve pas gibi farklı teknik hareketleri gerçekleştirmek için tek ayak üzerinde bir denge gerektirmektedir [100].

Destek ayağındaki denge, mümkün olduğunca doğru atış yapmak için büyük önem taşımaktadır [100]. Futbolda oyuncular top sürme, topa sahip olma ve şut hareketleri (tekmeleme) sırasında topun şiddetini ve yönünü kontrol etmek için dominant (baskın) bacağına kullanırken; non-dominant (baskın olmayan) bacak, temel olarak gerekli teknik manevrayı en iyi şekilde gerçekleştirmek için gerekli stabiliteyi sağlamaktadır [101]. Non-dominant bacağın, tekrarlanan egzersizler yardımıyla üstün denge yetenekleri geliştirebileceği varsayılmaktadır [101]. Futbolcuların yaptıkları spesifik antrenmanların bir sonucu olarak gerçekten böyle bir fark varsa, bunun ortaya çıkması muhtemelen uzun yıllar alacaktır [99]. Bu nedenle, özellikle tek ayak üzerinde duruş için, oyuncuların mükemmel denge becerilerine sahip olmaları ve olgunlaşmaları sırasında bu özelliği geliştirmeleri çok büyük önem arz etmektedir [99].

Postürel yeterlilik, futbol oynamaya özgü koşullarda performans veya yeteneğin bir kriteri olarak düşünülmektedir [100]. Futbol gibi bir sporda oyuncular, diğer takım üyeleri ve rakipler hakkında görsel bilgiler kullanırken, motor becerileri kazanmaya ve maç sırasında duruşlarını kontrol etmeye mecbur bırakılmaktadır [98]. Futbolcular yüksek hızda koşarken, hızlı bir şekilde yön değiştirirken, pas vermek veya şut atmak için topa güçlü bir şekilde vururken dengelerini korumalıdır. Ayrıca oyuncular, rakip oyuncular tarafından engellendikleri ve topu çalmaya çalıştıkları zaman denge performanslarını sürdürebilir kılmalıdır [102].

Futbolcuların proprioseptif becerileri, uygun bir duruş sağlamak için daha fazla gelişmiş olabilir [98]. Futbolcuların diğer sporlardaki bireyler (jimnastikçiler hariç) veya sporcu olmayan bireylerle karşılaştırıldığında genellikle daha üstün denge performansı ile karakterize olduklarını belirtilmektedir [99]. Bu sebeple futbolcuların basketbol gibi diğer spor dallarındaki sporculara göre daha iyi tek ayak üzerinde stabiliteye sahip olmaları beklenebilir [103].

2.21. Yorgunluk ve Postürel Stabilité

Yorgunluk, denge yeteneğini akut olarak etkileyen önemli bir faktördür [104]. Yorgunluk durumunda eklem (kendi stabilitesini korumada koruyucu işlevi olan) uygun kas cevaplarını üretmek adına başarısız olabileceği vurgulanmaktadır [105]. Yorgunluğun diz eklemi reseptörlerinden gelen tepkiyi değiştirmedeki rolü açık değildir ve arkasındaki fizyolojik mekanizmalar belirsizliğini korumaktadır [54]. Yorgunluğun vücudun alt ekstremitayı kontrol etme yeteneğinde bir azalmaya yol açtığı bilinmektedir [54].

Yorgunluğun, kas içiği ateşleme eşiğini artırarak, afferent geri bildirimi bozarak ve somatosensoriyel girdiyi değiştirerek eklemlerin proprioseptif ve kinestetik özelliklerini değiştirebileceği ifade edilmiştir [54]. Ayrıca bu durumun nöromusküler kontrolde eksikliklere neden olabileceği belirtilmiştir. Postürel stabilité, mekanoreseptörlerden, vestibüler ve görsel reseptörlerden gelen proprioseptif uyarılara bağlı olan karmaşık bir süreçtir. Tüm bu sinyaller, uygun bir motor yanıt üretmek için merkezi sinir sisteminde işlenmektedir [54]. Yorgunluğun sebep olduğu nöromusküler kontroldeki bozuklukların eklem propriosepsiyonunu olumsuz olarak etkilemesi [54] yaralanma oranlarının (karşılaşmaların son aşamalarında, özellikle ani yavaşlama, iniş ve dönme manevralarında) artışı için potansiyel sebep olarak gösterilmektedir [106]. Futbolda yaralanmaların çoğunun her iki yarının son 15 dakikasında meydana gelmesi, fiziksel eforun nöromusküler kontroldeki değişiklikleri ve alt ekstremité eklemlerini stabilize etme yeteneğini etkileyebileceğini düşündürmektedir. Bu durum için bir hipotez olarak, fiziksel efor nedeniyle alt ekstremitelerin postural stabilitesinde bir değişiklik olabileceği ortaya konmuştur [54]. Yine bu bağlamda ayak bileği sprain yaralanmalarının %48'inin futbol maçının her bir yarısının son 15 dakikasında meydana geldiği gösterilmiştir [107].

Diz eklemi loksitesindeki artışın yorgunluk sonrası oluşan proprioseptif değişikliklerde etken rol oynayabileceği belirtilmektedir. Diz eklemi propriosepsiyonunun öncelikle hem eklem hem de kas reseptörleri aracılığıyla gerçekleştiği kabul edilmektedir. Bu reseptörlerden gelen afferent değişikliklerin alt ekstremitenin nöromusküler kontrolünde bozulmalara neden olduğu ve yorgunluğun kas

reseptörlerinden gelen afferent girdiyi değiştirdiği belirtilmiştir [54]. Postürel kontroldeki kayıpların alt ekstremitte yaralanmalarında risk faktörü olarak gösterildiği düşünüldüğünde yorgunluğun bu kontrolde kayıplara sebep olması sonucu yaralanma riskinin artması beklenebilir [21]. Mevcut literatürde özellikle kas yorgun durumda ve sportif performansın son aşamalarında iken ön çapraz bağ rüptürlerinin daha sık görüldüğü vurgulanmaktadır [31]. Yorgunluk nedeniyle ayak bileğinin nöromüsküler kontrolünün değişmesi sonucu alt ekstremitte yaralanmaları (özellikle ayak bileği) riski artış gösterebilir [99]. Daha yaşlı oyunculara kıyasla genç oyunculara daha yüksek yaralanma insidansı gözlenmesi, teknik ve fiziksel antrenman programlarını planlamaya büyük dikkat gösterilmesi gerektiğini düşündürmektedir [99]. Daha erken yaşlarda ise durum biraz farklılık göstermektedir. Adölesan yaşta postüral kontrol sistemi gelişim halindedir. Bu nedenle uygun stimülasyon (örneğin, propriyoseptif sisteme odaklanmış) uygulandığında oyuncuların bu durumdan olumlu etki görmelerinin mümkün olduğu belirtilmiştir [99].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

"Adölesan Erkek Futbolcularda Futbola Özgü Treadmill Simülasyonu ile Oluşturulan Yorgunluğun Denge, Kuvvet ve Pik Tork Açısı Üzerine Etkileri" başlıklı çalışmamız İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı Laboratuvarları'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 10/09/2021 tarih ve 16 sayılı toplantısında onaylanmıştır. Çalışmaya, TFF İstanbul 2. Amatör Ligi takımlarından 5 Mevsim Spor Kulübü'nde çalışmalarını sürdüren toplam 18 futbolcu (6 defans, 6 orta saha ve 6 forvet) dahil edildi. Ancak çalışma esnasında testleri tamamlayamayan 1 kişi çıkarıldı ve çalışma toplam 17 kişi ile tamamlandı. Diğer pozisyonundaki oyunculara kıyasla daha düşük hareket profiline sahip olduğu [7] düşünüldüğünde çalışmamıza kaleciler dahil edilmedi. Çalışma COVID-19 pandemi sürecinden dolayı gerçekleştirilemeyen 2020/2021 lig sezonu sonrasındaki yeni sezona hazırlık aşamasında gerçekleştirildi. Tüm katılımcılar bu süreçteki sportif aktivitelerine kulüp tesislerinde ve aynı antrenör ile devam etti. Çalışmaya Yo-Yo Aralıklı Toparlanma Seviye 1 (VO_{2max} (ml/kg/dk) = koşulan mesafe (m) $\times$ 0.0084 + 36.4) testinde aynı grup aralığındaki değerlere sahip sporcular katılım gösterdi. Her bir katılımcı haftada en az 5 kez antrenman yaptığını ve her bir antrenmanın minimum 60 dakika sürdüğünü belirtti. Ölçümlere başlamadan önce katılımcılara ve ebeveynlerine çalışmaya dair bilgiler verilir, ebeveynlere "Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu" imzalatıldı. Katılımcıların boy ve ağırlık ölçümleri yapıldıktan sonra doğum tarihi, topa vurmaya tercih ettiği dominant bacağı, oynadığı pozisyon, futbol oynadığı süre (yıl), testten önceki 24 saat içinde ağır egzersiz yapıp yapmadığı, kardiyovasküler veya sistemik problem varlığı (diyabet, tansiyon vb.), bel ağrısı şikâyeti, son 1 yıl içindeki yaralanma geçmişi, haftalık maç/antrenman sıklığı, antrenman süresi, iletişim bilgileri tarafımızca hazırlanan bilgi formu ile kayıt altına alındı. Katılımcıların araştırmamıza dahil edilme kriterleri aşağıda verilmiştir.

- Test sürecinde herhangi bir yaralanmadan dolayı rehabilitasyon almaması
- Daha önce hiç hamstring yaralanması geçirmemiş olması
- Son 1 yıldır herhangi bir alt ekstremitte yaralanma geçmişi olmaması
- Testten 24 saat öncesine kadar ağır egzersiz yapmamış olması
- 15-18 yaş aralığında olması

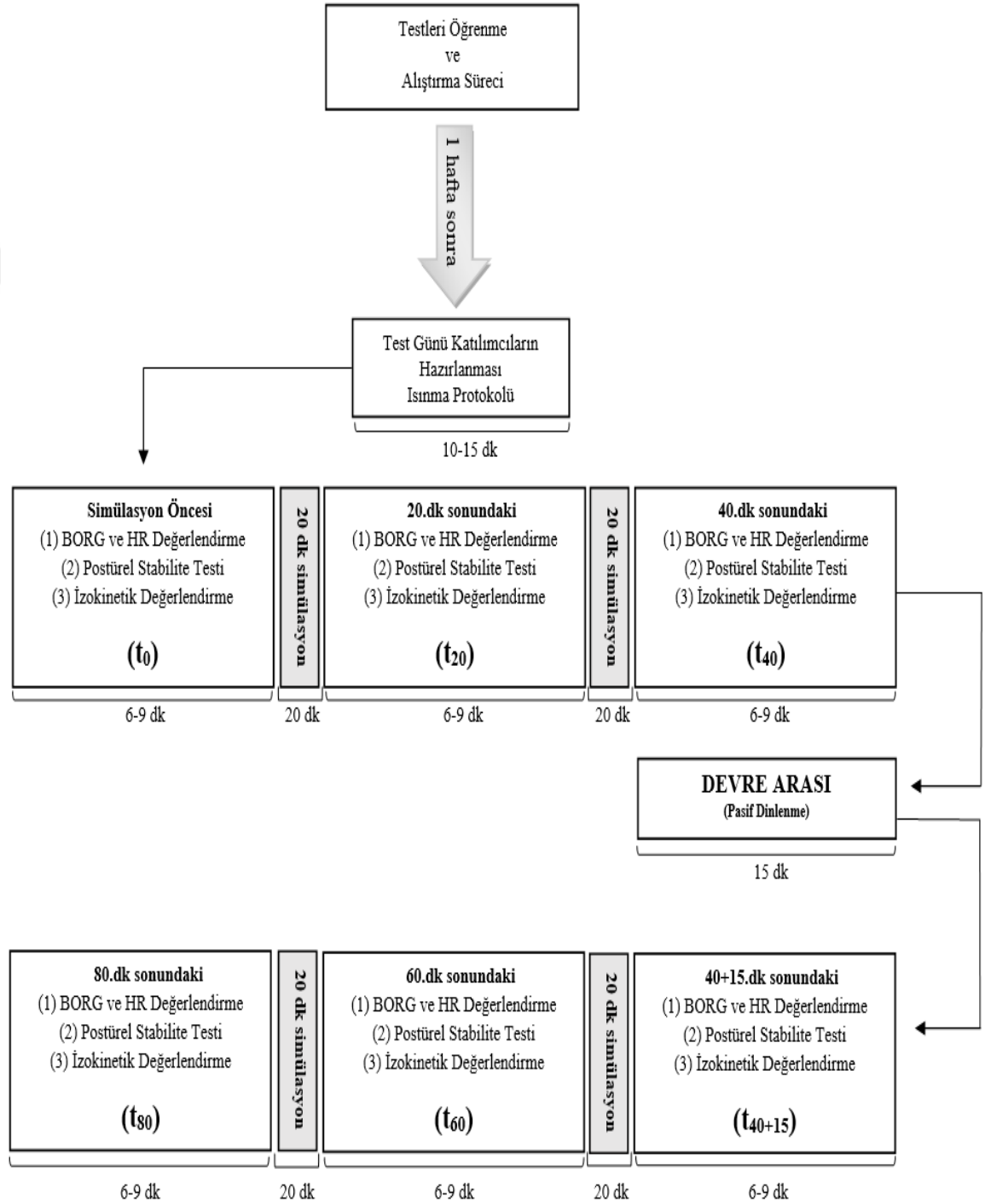
Katılımcıların araştırmamıza dahil edilmeme kriterleri aşağıdaki gibidir.

- Alt ekstremitesinde veya belinde ağrısının olması
- Fiziksel aktivitesini limitleyecek herhangi bir kardiyovasküler veya sistemik hastalık durumu olması
- Son 1 yıl içerisinde kalça, diz ve ayak bileği ile ilişkili herhangi bir yaralanma öyküsünün olması

Sıkışık maç fikstürü, antrenman yükleri, yarışmacı sezonun etkileri düşünüldüğünde oyuncuların sezon öncesi dönemde testlere katılması uygun görüldü. Katılımcılar, testlerin yapıldığı ortama asıl testlerden önce en az bir defa ziyarette bulundu ve testler hakkında bilgiler edinip prova yapma imkânı buldu. Oyuncuların pandemi döneminde antrenman ve/veya hazırlık maçı saatlerinin 09.00-12.00 arasında olması ve sirkadiyen ritmin egzersiz performansına etkisi düşünüldüğünde, testlerin bu saatler arasında yapılması uygun görüldü. Katılımcılara testlerden 24 saat öncesine kadar kafein alımlarını sonlandırmaları ve uyku düzenlerine dikkat etmeleri önerildi. Ancak bu durumların takibi yapılmadan yalnızca sözel onayları alındı. Dehidrasyonu önlemek için testlerden 2 saat önce 500 ml su tüketmeleri gerektiği bilgisi verildi [22]. Test süresince katılımcının kişisel tercihi dahilinde tek seferde 150 ml'yi geçmeyecek şekilde sıvı replasmanı yapılması planlandı. Sağlık sorunlarının önüne geçilmesi adına katılımcının Borg algılanan efor ölçeğinde 18 skoruna ulaştığını bildirmesi ve maksimum kalp atım hızının %90'ı geçmesi durumunda testin sonlandırılması planlandı. Bu kapsamda, sorumlu araştırmacı test süresince katılımcının yakınında hazır bulunup test panelini yönetti. Testlerde harcanan süre mümkün olduğunca kısa tutuldu ve böylece pasif dinlenmeye izin verilmedi (protokolün doğası gereği, yalnızca devre arasında 15 dakikalık pasif dinlenmeye izin verildi). Dahil edilme kriterlerini sağlayan oyunculara, 80 dakikalık maç süresine eşdeğer simülasyonun aralıklara bölünmesiyle;

- t_0 : Simülasyon öncesi
- t_{20} : Simülasyona başladıktan sonraki 20.dakika'da
- t_{40} : Simülasyona başladıktan sonraki 40.dakika'da (ilk yarı sonu)
- t_{40+15} : Devre arasındaki 15 dakikalık dinlenmenin sonunda
- t_{60} : Simülasyona başladıktan sonraki 60.dakika'da (devre arası harici total süre)
- t_{80} : Simülasyon sonu olan 80.dakika'da (devre arası harici total süre), (maç sonu)

olmak üzere, toplamda 6 defa planlanmış olduğumuz testler uygulandı. Bu kapsamda sırasıyla; Borg ve kalp atım hızı (HR) takibi, postürel stabilite testi ve son olarak izokinetik değerlendirme yapılması planlandı. Çalışma planı akış şeması aşağıda gösterilmiştir (Şekil 3-1).



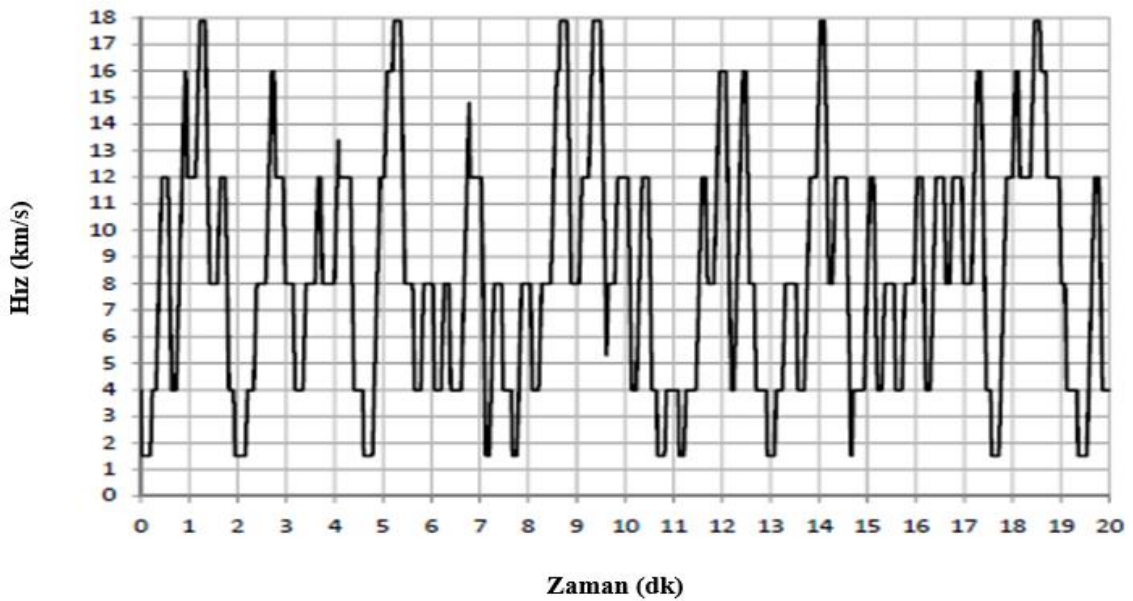
Şekil 3-1: Çalışma planı akış şeması.

3.1. Yöntem

3.1.1. Futbola Özgü Treadmill Simülasyonu

Robinson, genç oyuncular için, koşu bandında gerçekleştirilen, futbol maçı oyununa özgü altı farklı aktivite modundan oluşan bir protokol oluşturmuştur (Şekil 3-2). Bu protokolda 20 dakikalık egzersiz periyotları 4 kez tekrar edilmektedir. Her 20 dakikalık dönemde 2.8 km mesafe alınmaktadır. Protokolda toplam 11.2 km mesafe katedilmektedir [14]. 80 dakikalık simülasyon, lise (ortalama yaş; $17,4 \pm 1,2$) seviyesindeki oyuncuların futbol maçı sürelerine eşdeğerdir [108]. Bu süre çalışmamıza katılan bireylerin kendi yaş gruplarındaki maç süresi ile aynı uzunluktadır. Robinson [14], Greig ve ark. tarafından [11] gerçekleştirilen yorgunluk protokolüne ait bazı özelliklerin lise seviyesindeki sporculara uyarlanacak şekilde değiştiğini belirtmiştir. Bu kapsamda maksimum hız 25 km/s yerine 17.9 km/s olarak ayarlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan bu simülasyon, topa vurma, zıplama ve mücadele gibi aktiviteler içermemektedir [14].

Simülasyonda egzersiz yoğunlukları 1.4 km/s'lik bir yürüme hızından 17.9 km/s'lik bir sprint hızına kadar değişiklik göstermektedir. Ardışık yüksek hızlı sprint ve düşük hızlı yürüme modları simülasyona dahil edilmemektedir. Protokol içinde bulunan hareketler; yürüme (1.5 km/s), hızlı yürüme (4 km/s), düşük hızda jog (8 km/s), orta hızda jog (12 km/s), koşu (14.5 km/s), sprint (17.9 km/s) şeklindedir (Tablo 3-1) [14].



Şekil 3-2: Futbola özgü 20 dakikalık aralıklı treadmill protokolü [14].

Tablo 3-1: Futbola özgü aktiviteleri temsil eden 20 dakikalık protokol içeriği [14].

Aktivite Türü	Aktivite Sayısı	Ortalama Süresi (sn)
Yürüme (1.5 km/s)	11	10.4
Hızlı Yürüme (4 km/s)	26	11.7
Düşük Hızda Jog (8 km/s)	24	5.2
Orta Hızda Jog (12 km/s)	21	5.1
Koşu (14.5 km/s)	11	13.4
Sprint (17.9 km/s)	6	8.4

Katılımcılara oturma pozisyonunda, 15 dakikalık devre arası dinlenme süresi verildi. Koşu bandı, açık alanda koşmanın ergojenik maliyetini temsil etmek için %2 eğimli ayarlandı [11, 109]. Simülasyonu gerçekleştirmek üzere, Life Fitness 93T Classic (USA) markalı koşu bandı kullanıldı (Şekil 3-3). Koşu bandının ulaşabildiği en düşük hız 0.5 mph (0.8 km/s), en yüksek hız 12 mph (19.3 km/s) iken; seçimlere ulaşma hızı (hızlanması) hem akselerasyon hem deselerasyon yönünden 3 m.s^{-2} seviyesindeydi (1 m.s^{-2} en yavaş seviye iken, 5 m.s^{-2} en hızlı seviyedir) [110]. Polar H9 (Finland) Transmitter göğüs kemeri ile uyumlu özelliği sayesinde koşu bandı üzerinden de kalp hızı monitörize edilebildi.

**Şekil 3-3: Life Fitness 93T Classic markalı koşu bandında simülasyon uygulaması.**

3.1.2. Kalp Atım Hızı Değerlendirmesi

Kalp atım hızı birçok çalışmada egzersiz yoğunluğunun bir göstergesi olarak kullanılmaktadır [111]. Bu durum kalp atım hızı (HR), iş yükü ve oksijen tüketimi arasındaki doğrusal bir ilişki olduğu temeline dayanmaktadır [111].

Simülasyon öncesi (t_0), 20.dk sonu (t_{20}), 40.dk sonu (t_{40}), devre arası sonu (t_{40+15}), 60.dk sonu (t_{60}) ve 80.dk sonu (t_{80}) olmak üzere 6 farklı aralıkta, katılımcıların monitörize edilen kalp atım hızları (ortalama) kaydedildi. Protokol sırasında kalp atım hızının takibi için katılımcıya Polar H9 (Finland) göğüs kemeri takılıp [112] (Şekil 3-4) Polar Beat mobil uygulaması (Şekil 3-5) üzerinden takip edildi. Kemer sensörü katılımcının sternum ksifoid çıkıntısı seviyesinde, göğüs bölgesine yerleştirildi. Her 5 saniyede bir ölçüm yapan cihazdan elde edilen veriler kaydedildi.



Şekil 3-4: Polar H9 (Finland) göğüs kemeri



Şekil 3-5: 'Polar Beat' adlı mobil uygulama ile HR monitorizasyonu

3.1.3. Borg Algılanan Efor Ölçeği

Borg algılanan efor ölçeği (RPE), bir bireyin fiziksel zorlanma derecesinin önemli bir göstergesidir [113]. Bu ölçek, yorgunluk derecesini katılımcının kendisinin belirlediği subjektif bir yöntemdir. Borg ölçeği değerleri 6-20 arasındadır (Şekil 3-6) ve 60-200 atım/dk arasında değişen kalp hızlarını belirtmek için kullanılabilir. Bu şekilde ölçeğin kullanımını kolaylaştırmak amaçlanmaktadır. Borg ölçeği ve kalp atım hızı arasında güçlü bir ilişki (0.80-0.90 arasında korelasyon) kurulmuştur [113].

Çalışmamızda; simülasyon öncesi (t_0), 20.dk sonu (t_{20}), 40.dk sonu (t_{40}), devre arası sonu (t_{40+15}), 60.dk sonu (t_{60}) ve 80.dk sonu (t_{80}) olmak üzere 6 farklı aralıkta, katılımcıların Borg efor ölçeği ile algılanan yorgunluk değerlendirmesi gerçekleştirildi. Bu aralıklarda katılımcılara ‘Egzersizin ne kadar zor olduğunu düşünüyorsunuz?’ sorusu yöneltildi ve cevaplar kayıt altına alındı.

6	
7	Çok çok hafif
8	
9	Çok hafif
10	
11	Oldukça hafif
12	
13	Biraz zor
14	
15	Zor
16	
17	Çok zor
18	
19	Çok çok zor
20	

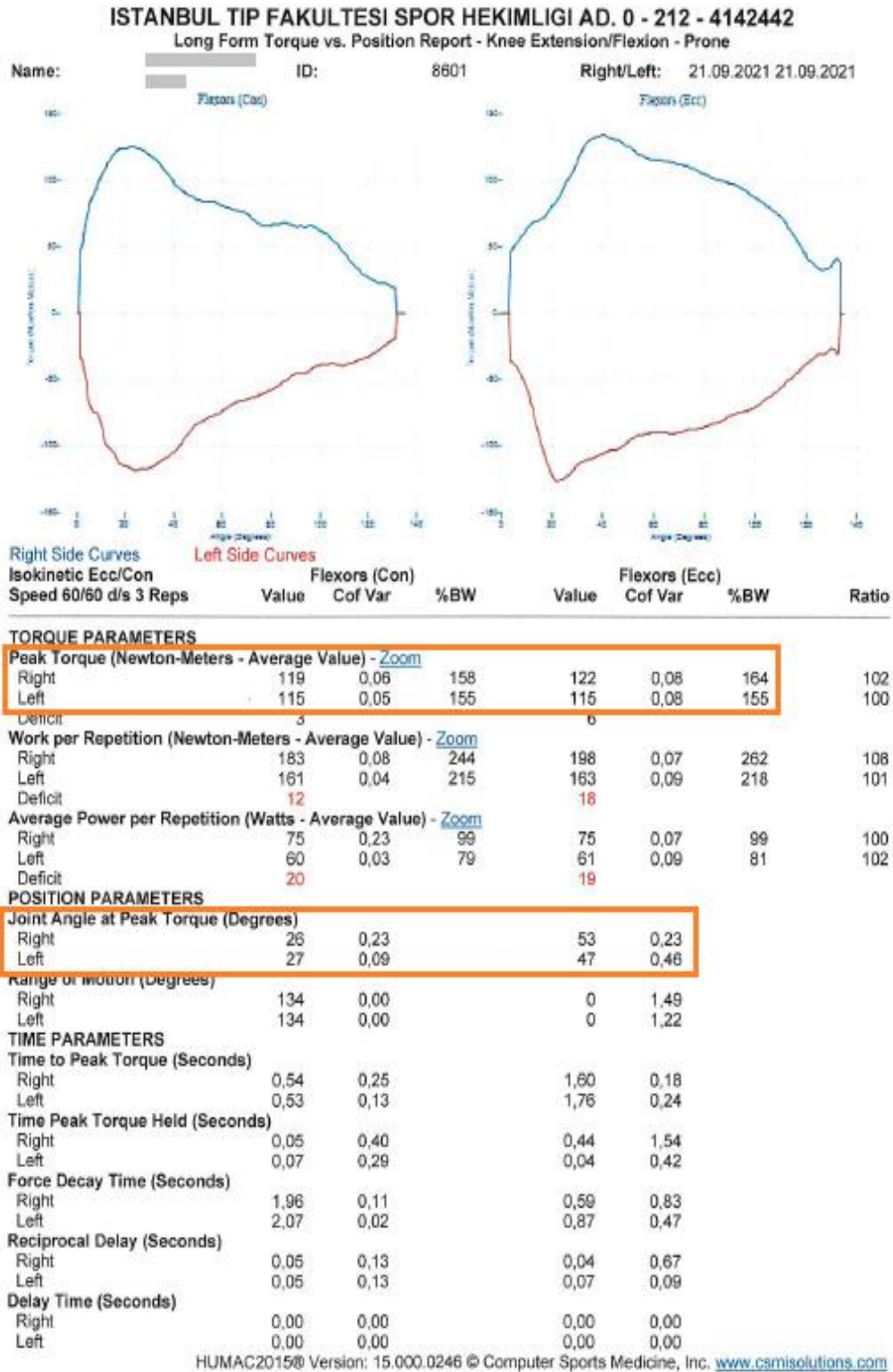
Şekil 3-6: Borg Algılanan Efor Ölçeği (RPE) [113].

3.1.4. İzokinetik Kuvvet Testi

Kuvvet testi için *Cybex HUMAC/NORM (CSMI, 2004)* marka izokinetik dinamometre kullanıldı. Yalnızca ilk test (t_0) öncesinde uygulamak üzere 5 dk (55-65 devirde) bisiklet ve 6 dk dinamik germe egzersizleriyle (hamstringler için) ısınma sağlandı. Diz fleksör kas grubunun kuvvet ölçümü için konsantrik/eksantrik (con/ecc) mod, yüzüstü pozisyon, 0-135°'lik eklem hareket açıklığı, 60°/sn ve 120°/sn açısal hızlar tercih edildi. İlk olarak dominant taraf için 60°/sn açısal hızda, sonrasında ise 120°/sn açısal hızda konsantrik/eksantrik diz fleksör kuvvet testi uygulandı. Daha sonra aynı işlemler 1 dakikalık dinlenme süresi sonunda non-dominant taraf için tekrar edildi. Test edilecek tarafta femur lateral epikondili ile dinamometre dönme merkezi aynı noktada hizalandı. Aparat ayak bileğinin malleolar seviyesinden bağlandı. Katılımcı femur distalinden kemerle sabitlendi. 3 örnek ile başlanıp katılımcıdan maksimal kuvvetinin %50-60'ı ile hareketi gerçekleştirmesi istendi. Sonrasında maksimum kuvvet ile 3 asıl test tekrarı yapıldı. Tam ekstansiyon (0°) pozisyonundan başlayıp 135° diz fleksiyonuna kadar konsantrik kasılma; sonrasında ise 135°'den tam ekstansiyona dönüşte, uygulanan kuvvetin tekrar test edilen kişiye geri yansıtılması prensibi ile eksantrik kasılma şeklinde 3 test tekrarı gerçekleştirildi (Şekil 3-7). Testler esnasında sözel geri bildirim ile motivasyon sağlanması amaçlandı. Bireysel hataların önüne geçilmesi adına tüm testler aynı kişi tarafından gerçekleştirildi. "Long torque/position" şeklinde rapor (Şekil 3-8) alındı. Pik tork ve pik torka ulaşma açısı kaydedildi.



Şekil 3-7: Yüzüstü pozisyonda con/ecc hamstring kuvvet testi



Şekil 3-8: Long torque/position raporu ve incelenen değerler

3.1.5. Postürel Stabilite Testi

Postürel stabiliteyi değerlendirmek amacıyla *Biodex Balance System SD (BBS)* adlı cihaz kullanıldı. BBS, anterior-posterior ve medial-lateral eksenlerde aynı anda hareket etmekte serbest olan dairesel bir platform kullanmaktadır [114]. BBS, dinamik koşullar sırasında her eksen etrafındaki eğimi derece cinsinden ölçerek medial-lateral, anterior-posterior ve genel stabilite indekslerini hesaplamaktadır. Bu indeksler, sıfır noktası etrafındaki dalgalanmaları temsil etmektedir. Genel stabilite indeksi (GSİ) tüm hareketlerde, anterior/posterior stabilite indeksi (APİ) sagittal düzlemdeki harekette ve medial/lateral stabilite indeksi (MLİ) frontal düzlemdeki harekette ayak platformundaki yer değişiminin derece cinsinden varyansını temsil etmektedir [115]. Değer sıfırdan ne kadar büyük ise postürel stabilite o kadar bozulmuş demektir. Bu da hastanın dengesini sağlamada sorun yaşadığını göstermektedir [114].

Hem analiz hem de rehabilitasyon amaçlı kullanılabilen BBS içinde farklı ölçüm ve egzersiz modları yer almaktadır. İnstabilite düzeyinin hesaplanmasında kişinin her tekrar sırasında ilgili bölgelerde ve kadrantlarda geçirdiği süreleri dikkate alan formüller kullanılmaktadır [114].

Cihaz 12 zorluk seviyesinden oluşmaktadır. Çalışmamızda level 6 seviyesinde ‘Postural Stability’ test modu tercih edildi. Katılımcılara asıl test öncesinde çalışma içeriği hakkında bilgiler verildi. Testler tek ayak üzerinde, gözler açık, eller göğüste çapraz ve ayak kabısız olacak şekilde doğrudan karşıya bakma talimatı verilerek yapıldı. Ayrıca test edilmeyen taraf, test edilen tarafın aşıl tendon seviyesinde (temas etmeksizin) konumlandı (Şekil 3-9) [22]. Oyuncu denge merkezini platformun orta noktasında konumlandırabildiği en rahat şekilde pozisyon aldı. Bu pozisyonda topuğun yere temas ettiği noktanın koordinatı ile ayağın basma açısı sisteme kaydedildi. Test günü, yalnızca ilk test öncesinde yapılmak üzere 3 örnek tekrar gerçekleştirildi. Sonrasında, her aralıkta 20 saniyelik 3 asıl test tekrarı yapıldı. Tekrarlar arası 10 saniye dinlenme süresi verildi. Testlere dominant bacak ile başlanıp 1 dakikalık dinlenme sonrasında diğer bacak test edildi.



Şekil 3-9: Tek ayak üzerinde postürel stabilite testi

3.2. İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analizler IBM SPSS 22 paket programı ile yapılmıştır. Sayısal verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. Bu test sonucunda normallik varsayımının sağlanamadığı görülmüştür. Bu kapsamda verilerin değerlendirilmesinde Wilcoxon Signed-Rank testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık seviyesi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir. Sayısal değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri; medyan (25. ve 75. çeyreklik), minimum-maksimum sayısal olarak, niteliksel değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri sayı ve yüzde olarak verilmiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, adölesan erkek futbolcularda futbola özgü treadmill simülasyonu ile oluşturulan yorgunluğun denge, kuvvet ve pik tork açısı üzerine etkileri incelenmiştir. Toplamda 17 futbolcunun daha önce bahsedilen 6 farklı zamanda, dominant ve non-dominant tarafları için sırasıyla; postürel stabilite değerlendirmesi ve 60°/sn ile 120°/sn açısal hızlarda diz fleksör pik torku ve pik torkun üretildiği açı değerlendirmeleri yapılmıştır. Ayrıca bu süre zarfı içerisinde Borg yorgunluk ölçeği skorları ve HR_{ort} değerleri kaydedilmiştir. Bu değerlendirmeler sonunda elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Çalışmaya katılan futbolcuların demografik özellikleri Tablo 4-1’de, oynadıkları mevkiler ve dominant tarafları Tablo 4-2’de verilmiştir.

Tablo 4-1: Katılımcıların demografik özellikleri

Parametreler	Minimum	Maksimum	Med (25. - 75. Ç)
Boy (cm)	168	194	180 (175 – 183)
Ağırlık (kg)	61,2	85,4	68 (65 – 73)
Yaş (yıl)	15	18	17 (15,50 – 17,00)
VKİ (kg/m ²)	19,14	23,11	21,56 (20,9 – 22,3)
VO ₂ max (ml/kg/dk)	56,6	62,2	60,4 (56,6 – 62,2)
Oynadığı süre (yıl)	3,5	10	7 (5 – 9,5)

VKİ: Vücut Kitle İndeksi, VO₂ max: Maksimum oksijen tüketimi, Ç: Çeyreklik

Tablo 4-2: Katılımcıların oyun mevkileri ve dominant tarafları

	Sağ tarafı dominant olan katılımcı sayısı (n)	Sol tarafı dominant olan katılımcı sayısı (n)
Defans	3	2
Orta Saha	4	2
Forvet	5	1

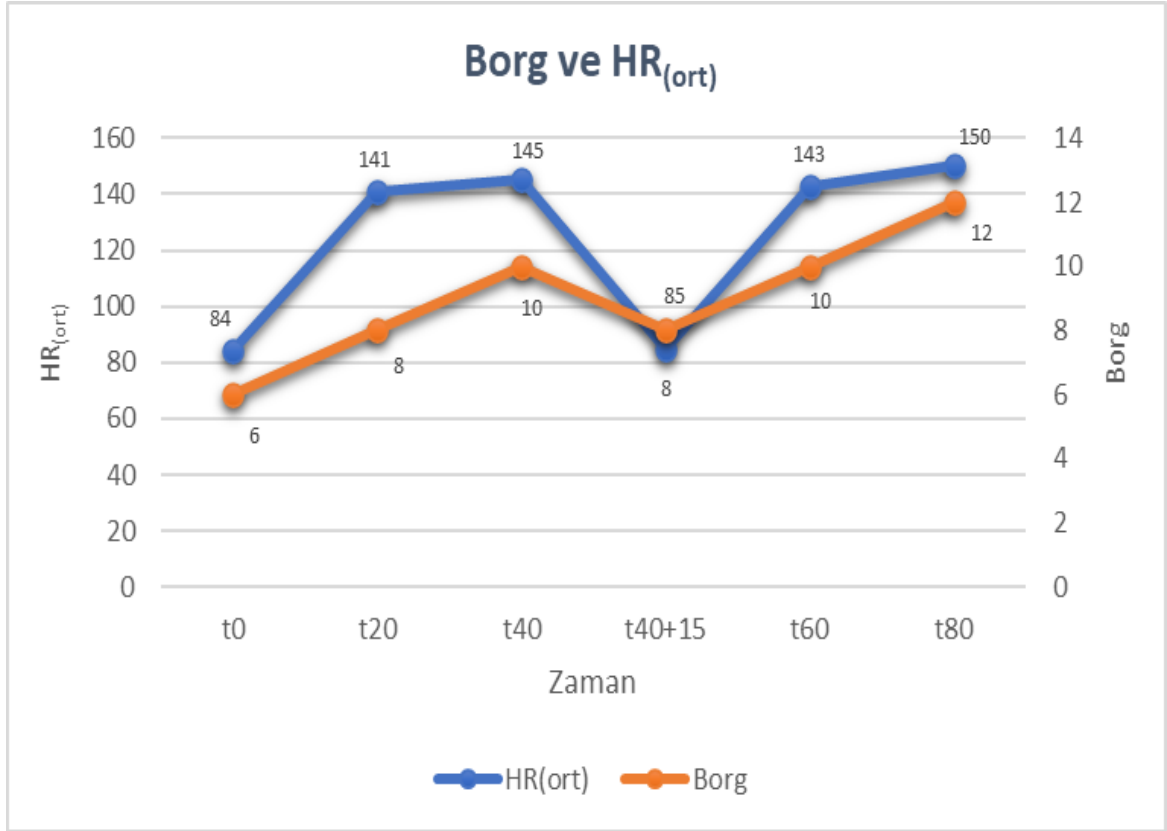
4.1. Borg ve HR_(ort) Analizleri

Çalışmaya katılan futbolcuların 6 farklı zamanda kaydedilen Borg ve HR_(ort) değerlerine ait sonuçlar karşılaştırılmıştır. HR_(ort) ve Borg skoru t₄₀ - t₄₀₊₁₅ aralığında istatistiksel olarak anlamlı azalma gösterirken bunun dışındaki tüm zamanlarda HR_(ort) ve Borg skoru istatistiksel olarak anlamlı artışlar göstermiştir (p<0,05), (Tablo 4-3). Borg ve HR_(ort) değerlerinin analizi grafik olarak Şekil 4-1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-3: Katılımcıların Borg ve HR_(ort) değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması

	Borg	HR _(ort)
	Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
t ₀	6 (6 - 6)	84 (76 - 88,5)
t ₂₀	8 (7 - 8,5)	141 (137 - 148)
p değeri	0,000*	0,000*
t ₂₀	8 (7 - 8,5)	141 (137 - 148)
t ₄₀	10 (8,5 - 10)	145 (140,5 - 156,5)
p değeri	0,001*	0,023*
t ₄₀	10 (8,5 - 10)	145 (140,5 - 156,5)
t ₄₀₊₁₅	8 (6,5 - 8)	85 (79,5 - 98)
p değeri	0,003*	0,000*
t ₄₀₊₁₅	8 (6,5 - 8)	85 (79,5 - 98)
t ₆₀	10 (9 - 12)	143 (140,5 - 152)
p değeri	0,000*	0,000*
t ₆₀	10 (9 - 12)	143 (140,5 - 152)
t ₈₀	12 (10 - 14)	150 (145 - 157,5)
p değeri	0,002*	0,001*

*p<0,05. HR_(ort): Ortalama kalp atım hızı. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20. dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik



Şekil 4-1: Borg ve $HR_{(ort)}$ değerlerinin simülasyon içi zamansal olarak incelenmesi.

4.2. Postürel Stabilite Analizleri

Katılımcıların tek ayak üzerindeki postürel stabilite değerlendirmesi kapsamında genel stabilite indeksi, medial-lateral stabilite indeksi ve anterior-posterior stabilite indeksi salınımlarına ait değerler karşılaştırılmıştır.

Her bir zaman aralığı için postürel stabilite parametrelerine ait medyan, 25. ve 75. çeyreklik değerleri;

- Tablo 4-4’de genel stabilite indeksi,
- Tablo 4-5’te medial-lateral stabilite indeksi,
- Tablo 4-6’da anterior-posterior stabilite indeksi verileri gösterilmiştir.

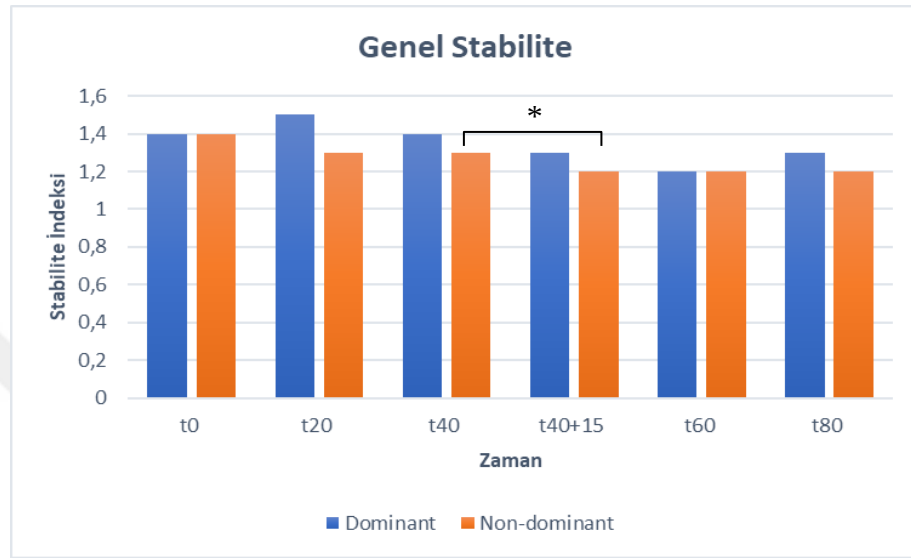
Genel stabilite indeksinde $t_{40} - t_{40+15}$ aralığında non-dominant tarafta istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,011$). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbirinde istatistiksel olarak anlamlılık saptanmamıştır (Tablo 4-4).

Tablo 4-4: Genel stabilite indekslerinin zamansal olarak karşılaştırılması

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
GSİ	t_0	1,4 (1,05 – 1,6)	1,4 (1,1 – 2,05)
	t_{20}	1,5 (1,2 – 1,85)	1,3 (1,1 – 1,85)
	p değeri	0,264	0,605
GSİ	t_{20}	1,5 (1,2 – 1,85)	1,3 (1,1 – 1,85)
	t_{40}	1,4 (1,25 – 1,65)	1,3 (1,1 – 1,7)
	p değeri	0,830	0,818
GSİ	t_{40}	1,4 (1,25 – 1,65)	1,3 (1,1 – 1,7)
	t_{40+15}	1,3 (1,1 – 1,65)	1,2 (1 – 1,65)
	p değeri	0,409	0,011*
GSİ	t_{40+15}	1,3 (1,1 – 1,65)	1,2 (1 - 1,65)
	t_{60}	1,2 (1,05 – 1,75)	1,2 (1 - 1,55)
	p değeri	0,959	0,305
GSİ	t_{60}	1,2 (1,05 – 1,75)	1,2 (1 - 1,55)
	t_{80}	1,3 (0,95 – 1,65)	1,2 (1,05 – 1,8)
	p değeri	1,000	0,824

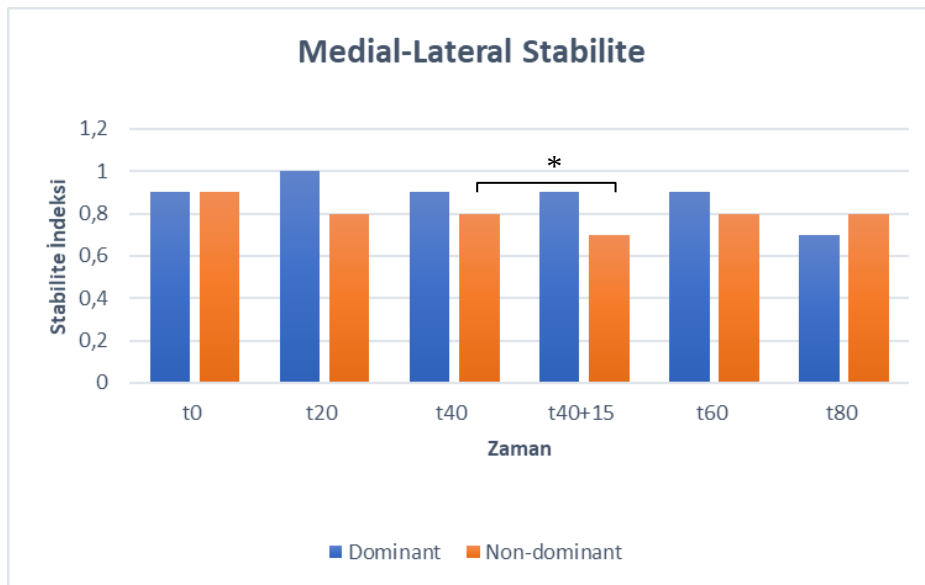
* $p<0,05$. GSİ: genel stabilite indeksi. t_0 : simülasyon öncesi, t_{20} : 20. dk sonu, t_{40} : 40.dk sonu, t_{40+15} : devre arası sonu, t_{60} : 60.dk sonu, t_{80} : 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik

Dominant ve non-dominant tarafa ait; genel stabilite indeksindeki değişiklikler Şekil 4-2’de, medial-lateral stabilite indeksindeki değişiklikler Şekil 4-3’de, anterior-posterior stabilite indeksindeki değişiklikler Şekil 4-4’de grafik olarak gösterilmiştir.



Şekil 4-2: Genel stabilite indeksinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

*p<0,05.



Şekil 4-3: Medial-lateral stabilite indeksinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

*p<0,05.

Medial-lateral stabilite indeksinde $t_{40} - t_{40+15}$ aralığında non-dominant tarafta istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,021$). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbiri istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-5).

Tablo 4-5: Medial-lateral stabilite indekslerinin zamansal olarak karşılaştırılması

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
MLİ	t_0	0,9 (0,7 – 1,05)	0,9 (0,55 – 1,25)
	t_{20}	1 (0,7 – 1,3)	0,8 (0,65 – 1,1)
	p değeri	0,098	0,238
MLİ	t_{20}	1 (0,7 – 1,3)	0,8 (0,65 – 1,1)
	t_{40}	0,9 (0,75 – 1,05)	0,8 (0,65 – 1,1)
	p değeri	1,000	0,972
MLİ	t_{40}	0,9 (0,75 – 1,05)	0,8 (0,65 – 1,1)
	t_{40+15}	0,9 (0,65 – 1,05)	0,7 (0,6 – 0,8)
	p değeri	0,937	0,021*
MLİ	t_{40+15}	0,9 (0,65 – 1,05)	0,7 (0,6 – 0,8)
	t_{60}	0,9 (0,7 – 1,15)	0,8 (0,7 – 0,9)
	p değeri	0,783	0,238
MLİ	t_{60}	0,9 (0,7 – 1,15)	0,8 (0,7 – 0,9)
	t_{80}	0,7 (0,6 – 0,9)	0,8 (0,7 -0,9)
	p değeri	0,183	0,904

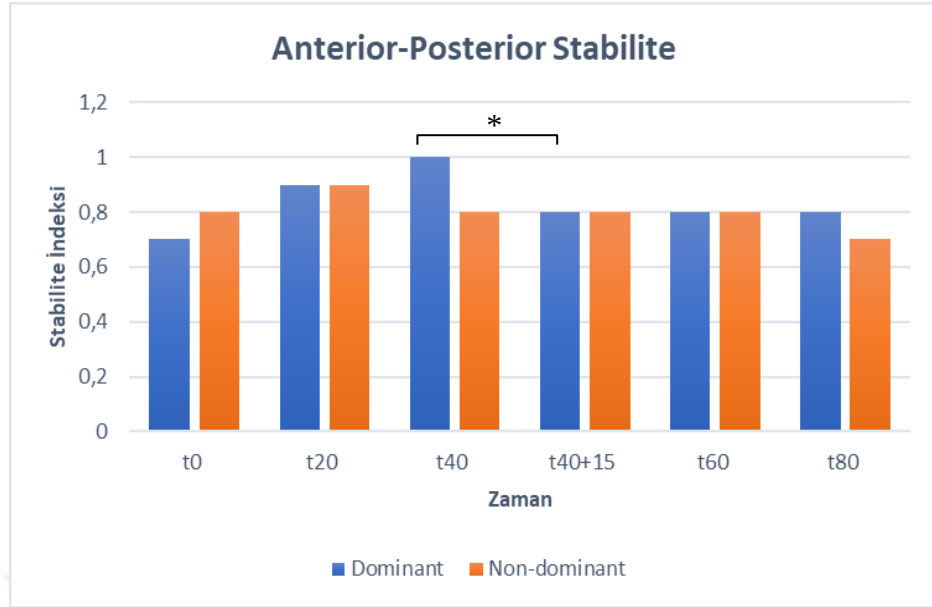
* $p<0,05$. MLİ: medial-lateral stabilite indeksi. t_0 : simülasyon öncesi, t_{20} : 20. dk sonu, t_{40} : 40.dk sonu, t_{40+15} : devre arası sonu, t_{60} : 60.dk sonu, t_{80} : 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik

Anterior-posterior stabilite indeksinde $t_{40} - t_{40+15}$ aralığında dominant tarafta istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,035$). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer tüm zaman aralıklarındaki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-6).

Tablo 4-6: Anterior-posterior stabilite indekslerinin zamansal olarak karşılaştırılması

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
API	t_0	0,7 (0,65 – 1,1)	0,8 (0,7 – 1,2)
	t_{20}	0,9 (0,8 – 1,1)	0,9 (0,7 – 1,15)
	p değeri	0,297	0,874
API	t_{20}	0,9 (0,8 – 1,1)	0,9 (0,7 – 1,15)
	t_{40}	1 (0,8 – 1,15)	0,8 (0,65 – 1,15)
	p değeri	0,819	0,823
API	t_{40}	1 (0,8 – 1,15)	0,8 (0,65 – 1,15)
	t_{40+15}	0,8 (0,65 – 1,05)	0,8 (0,65 – 1,05)
	p değeri	0,035*	0,098
API	t_{40+15}	0,8 (0,65 – 1,05)	0,8 (0,65 – 1,05)
	t_{60}	0,8 (0,6 – 1)	0,8 (0,65 – 1)
	p değeri	0,688	0,721
API	t_{60}	0,8 (0,6 – 1)	0,8 (0,65 – 1)
	t_{80}	0,8 (0,6 – 1)	0,7 (0,65 – 1,05)
	p değeri	0,776	0,572

* $p<0,05$. API: anterior-posterior stabilite indeksi. t_0 : simülasyon öncesi, t_{20} : 20. dk sonu, t_{40} : 40.dk sonu, t_{40+15} : devre arası sonu, t_{60} : 60.dk sonu, t_{80} : 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik



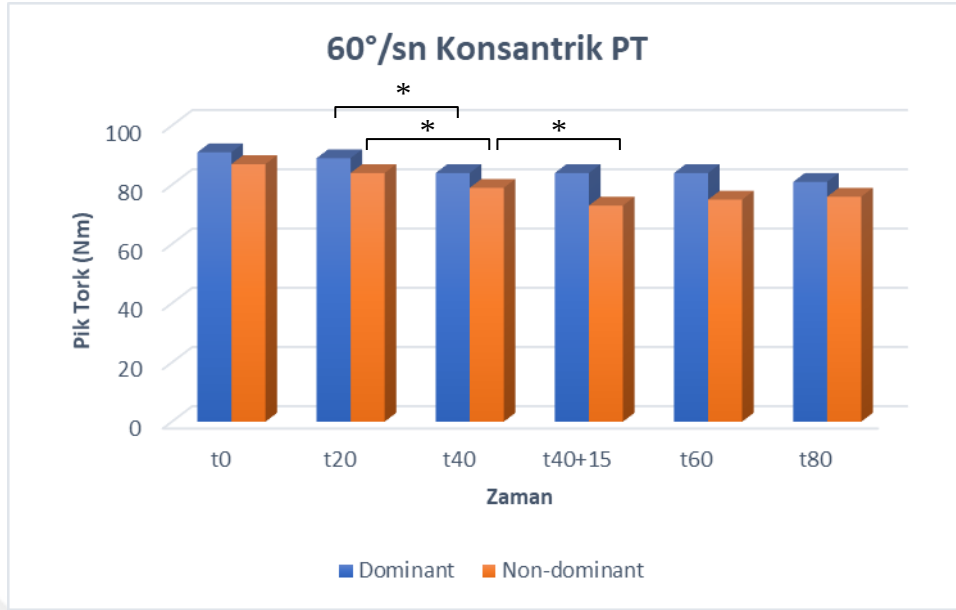
Şekil 4-4: Anterior-posterior stabilite indeksinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

* $p < 0,05$.

4.3. Pik Tork Analizleri

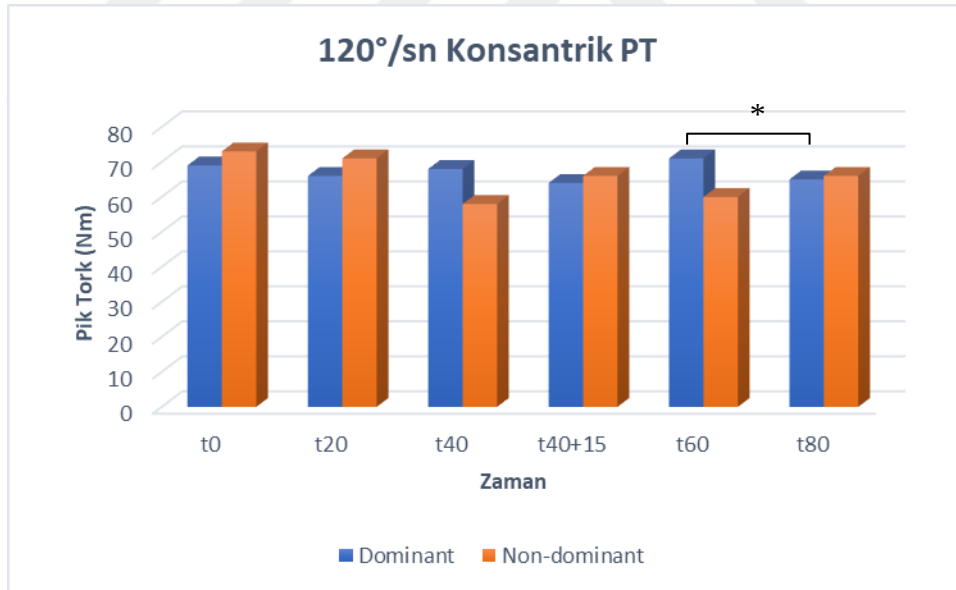
60°/sn açısal hızda konsantrik tip kasılmadaki pik tork değerlerinde zamana bağlı değişiklikler kıyaslandığında, dominant tarafta $t_{20} - t_{40}$ aralığında ($p=0,001$), non-dominant taraftaki pik tork değerleri kıyaslandığında ise $t_{20} - t_{40}$ aralığında ($p=0,02$) ve $t_{40} - t_{40+15}$ ($p=0,007$) aralığında istatistiksel olarak anlamlı azalmalar bulunmuştur. Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbirinde istatistiksel olarak anlamlılık saptanmamıştır (Tablo 4-7). 120°/sn açısal hızda konsantrik tip kasılmadaki pik tork değerleri zamana bağlı olarak kıyaslandığında, dominant tarafta yalnızca $t_{60} - t_{80}$ aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,036$). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbirisi istatistiksel olarak anlamlılık göstermemiştir (Tablo 4-8).

Dominant ve non-dominant tarafa ait 60°/sn açısal hızdaki konsantrik tip kasılmada pik tork değerindeki değişiklikler Şekil 4-5’de, 120°/sn açısal hızdaki konsantrik tip kasılmada pik tork değerindeki değişiklikler ise Şekil 4-6’da grafik olarak gösterilmiştir.



Şekil 4-5: 60°/sn'deki hızda konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

*p<0,05.



Şekil 4-6: 120°/sn'deki konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

* p<0,05.

Tablo 4-7: 60°/sn'deki konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
60°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₀	91 (75 - 100)	87 (74 - 102,5)
	t ₂₀	89 (78 - 99,5)	84 (75 - 100,5)
	p değeri	0,69	0,887
60°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₂₀	89 (78 - 99,5)	84 (75 - 100,5)
	t ₄₀	84 (68,5 - 91)	79 (75 - 93)
	p değeri	0,001*	0,02*
60°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₄₀	84 (68,5 - 91)	79 (75 - 93)
	t ₄₀₊₁₅	84 (73 - 95)	73 (63 - 89,5)
	p değeri	0,477	0,007*
60°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₄₀₊₁₅	84 (73 - 95)	73 (63 - 89,5)
	t ₆₀	84 (72,5 - 90,5)	75 (70 - 90)
	p değeri	0,365	0,338
60°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₆₀	84 (72,5 - 90,5)	75 (70 - 90)
	t ₈₀	81 (69,5 - 87)	76 (61,5 - 87,5)
	p değeri	0,2	0,196

*p<0,05. PT: pik tork. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik, Nm: Newton metre

Tablo 4-8: 120°/sn'deki konsantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
120°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₀	69 (62 - 81)	73 (59 - 80,5)
	t ₂₀	66 (60,5 - 84,5)	71 (56 - 78)
	p değeri	0,407	0,55
120°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₂₀	66 (60,5 - 84,5)	71 (56 - 78)
	t ₄₀	68 (57,5 - 74,5)	58 (53 - 74,5)
	p değeri	0,569	0,133
120°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₄₀	68 (57,5 - 74,5)	58 (53 - 74,5)
	t ₄₀₊₁₅	64 (56,5 - 77)	66 (55 - 81,5)
	p değeri	0,492	0,265
120°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₄₀₊₁₅	64 (56,5 - 77)	66 (55 - 81,5)
	t ₆₀	71 (60 - 76,5)	60 (46 - 80,5)
	p değeri	0,775	0,078
120°/sn Konsantrik PT (Nm)	t ₆₀	71 (60 - 76,5)	60 (46 - 80,5)
	t ₈₀	65 (56 - 73)	66 (54 - 72)
	p değeri	0,036*	0,977

*p<0,05. PT: pik tork. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik, Nm: Newton metre

Dominant ve non-dominant tarafa ait 60°/sn açısal hızdaki eksantrik tip kasılmada pik tork değerlerindeki değişiklikler Şekil 4-7’de grafik olarak gösterilmiştir.

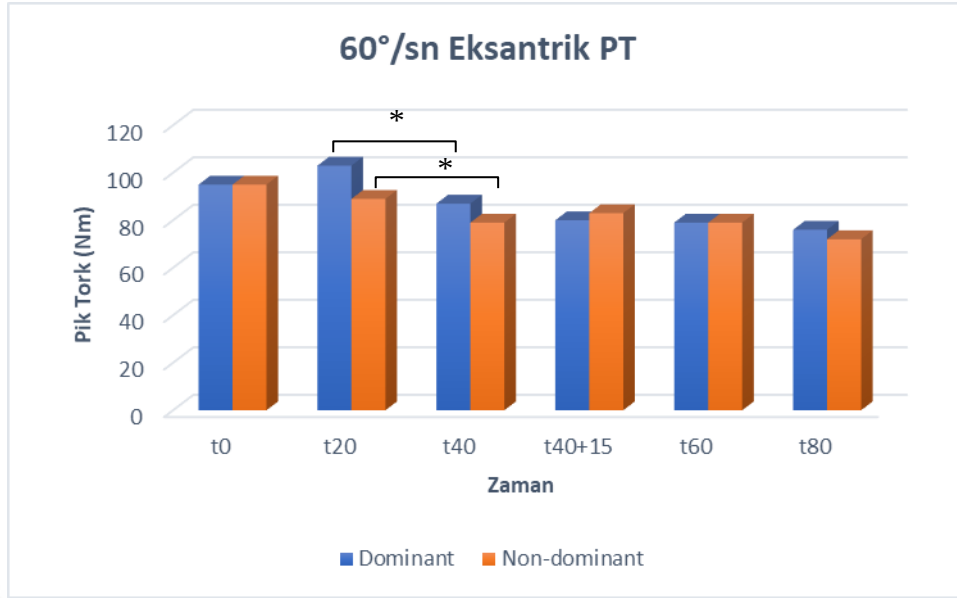
60°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmadaki pik tork değerlerinde zamana bağlı değişiklikler kıyaslandığında, dominant tarafta $t_{20} - t_{40}$ aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,013$), (Tablo 4-9).

60°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmada non-dominant taraftaki pik tork değerleri kıyaslandığında ise $t_{20} - t_{40}$ aralığında istatistiksel olarak anlamlı azalma bulunmuştur ($p=0,011$). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbiri istatistiksel olarak anlamlı saptanmamıştır (Tablo 4-9).

Dominant ve non-dominant tarafa ait 120°/sn açısal hızdaki eksantrik tip kasılmada pik tork değerlerindeki değişiklikler Şekil 4-8’de grafik olarak gösterilmiştir.

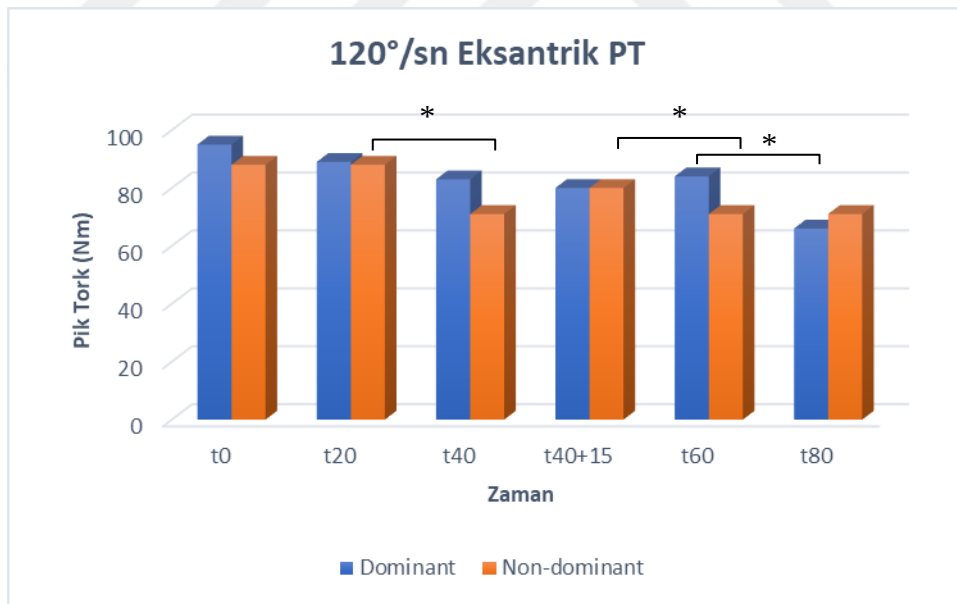
120°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmadaki pik tork değerlerinde zamana bağlı değişiklikler kıyaslandığında, dominant tarafta $t_{60} - t_{80}$ aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,023$), (Tablo 4-10).

120°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmada non-dominant taraftaki pik tork değerleri kıyaslandığında ise $t_{20} - t_{40}$ aralığında ($p=0,001$) ve $t_{40+15} - t_{60}$ aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur ($p=0,004$). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbiri istatistiksel olarak anlamlı saptanmamıştır (Tablo 4-10).



Şekil 4-7: 60°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

*p<0,05.



Şekil 4-8: 120°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

*p<0,05.

Tablo 4-9: 60°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.

Parametre	Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
	Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
60°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₀ 95 (72 - 135)	95 (77,5 - 108,5)
	t₂₀ 103 (86,5 - 109,5)	89 (77,5 - 112,5)
	p değeri 0,794	0,462
60°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₂₀ 103 (86,5 - 109,5)	89 (77,5 - 112,5)
	t₄₀ 87 (76 - 98)	79 (73 - 97,5)
	p değeri 0,013*	0,011*
60°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₄₀ 87 (76 - 98)	79 (73 - 97,5)
	t₄₀₊₁₅ 80 (68,5 - 99,5)	83 (72 - 96,5)
	p değeri 0,196	0,722
60°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₄₀₊₁₅ 80 (68,5 - 99,5)	83 (72 - 96,5)
	t₆₀ 79 (68,5 - 88,5)	79 (59,5 - 88,5)
	p değeri 0,298	0,07
60°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₆₀ 79 (68,5 - 88,5)	79 (59,5 - 88,5)
	t₈₀ 76 (65 - 90)	72 (62 - 95)
	p değeri 0,776	0,876

*p<0,05. PT: pik tork. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik, Nm: Newton metre

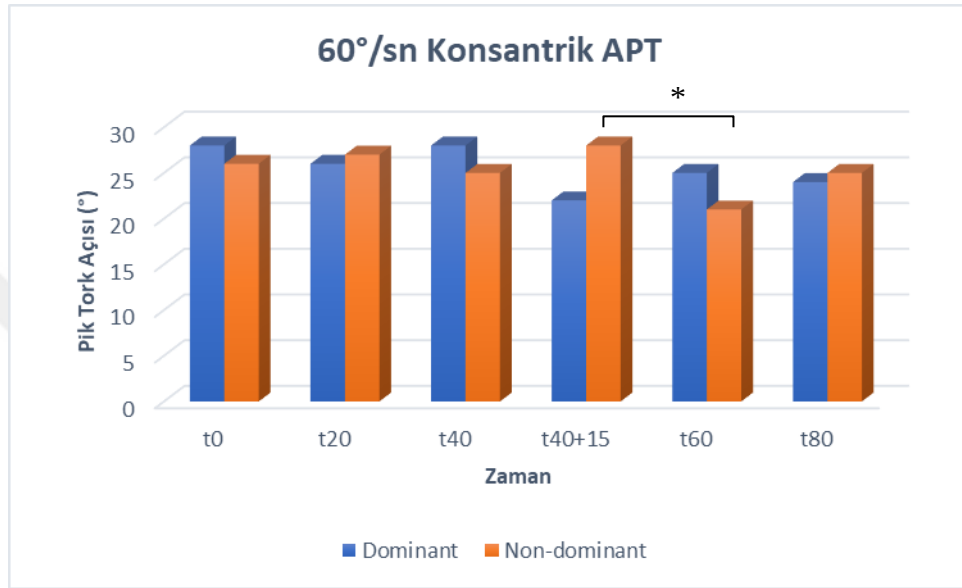
Tablo 4-10: 120°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde zamana bağlı değişikliklerin karşılaştırılması.

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
120°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₀	95 (81,5 - 112,5)	88 (71,5 - 101)
	t₂₀	89 (76 - 111,5)	88 (72 - 109)
	p değeri	0,102	0,378
120°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₂₀	89 (76 - 111,5)	88 (72 - 109)
	t₄₀	83 (72 - 97,5)	71 (65 - 96)
	p değeri	0,97	0,001*
120°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₄₀	83 (72 - 97,5)	71 (65 - 96)
	t₄₀₊₁₅	80 (66 - 97)	80 (62,5 - 87,5)
	p değeri	0,301	0,227
120°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₄₀₊₁₅	80 (66 - 97)	80 (62,5 - 87,5)
	t₆₀	84 (61 - 91)	71 (49,5 - 84)
	p değeri	0,256	0,004*
120°/sn Eksantrik PT (Nm)	t₆₀	84 (61 - 91)	71 (49,5 - 84)
	t₈₀	66 (49,5 - 81)	71 (55 - 87,5)
	p değeri	0,023*	0,463

*p<0,05. PT: pik tork. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik, Nm: Newton metre

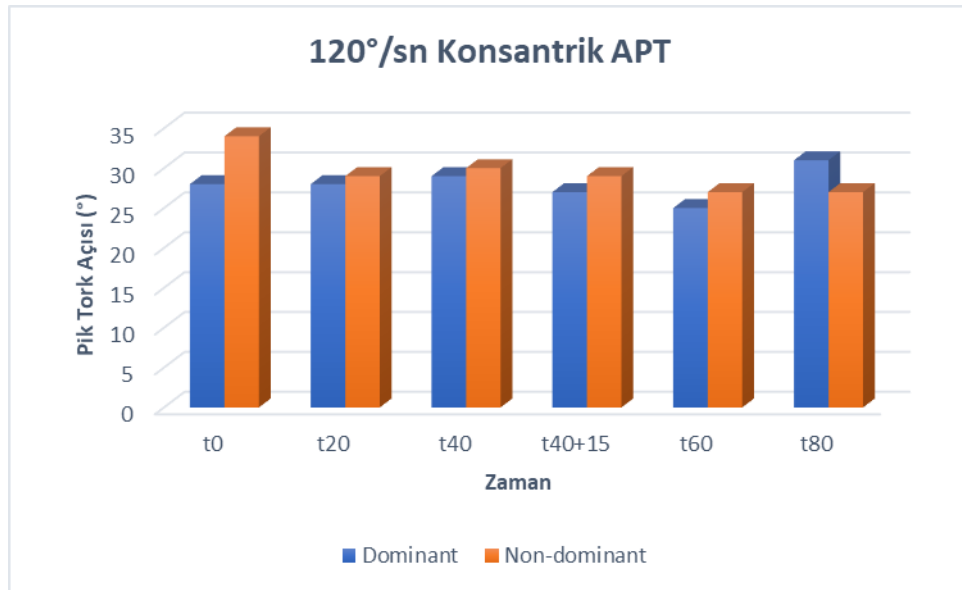
4.4. Pik Tork Açısı Analizleri

Dominant ve non-dominant tarafa ait 60°/sn ve 120°/sn açısal hızda konsantrik tip kasılmada pik tork açısındaki değişiklikler sırasıyla Şekil 4-9 ve Şekil 4-10'da grafik olarak gösterilmiştir.



Şekil 4-9: 60°/sn'de konsantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

*p<0,05.



Şekil 4-10: 120°/sn'de konsantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

Tablo 4-11: 60°/sn'deki konsantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.

Parametre	Dominant (n=17)		Non-dominant (n=17)	
		Medyan (25. - 75. Ç)		Medyan (25. - 75. Ç)
60°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₀	28 (22,5 – 33,5)		26 (16,5 – 33)
	t ₂₀	26 (17,5 – 29,5)		27 (21 – 30,5)
	p değeri	0,064		0,653
60°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₂₀	26 (17,5 – 29,5)		27 (21 – 30,5)
	t ₄₀	28 (19,5 – 32,5)		25 (21,5 – 30)
	p değeri	0,168		0,462
60°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₄₀	28 (19,5 – 32,5)		25 (21,5 – 30)
	t ₄₀₊₁₅	22 (16 – 33)		28 (14,5 – 33)
	p değeri	0,312		0,107
60°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₄₀₊₁₅	22 (16 – 33)		28 (14,5 – 33)
	t ₆₀	25 (15,5 -29,5)		21 (13 – 29,5)
	p değeri	0,177		0,046*
60°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₆₀	25 (15,5 -29,5)		21 (13 – 29,5)
	t ₈₀	24 (17- 29,5)		25 (18 – 34)
	p değeri	0,604		0,209

*p<0,05. APT: pik tork açısı. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik

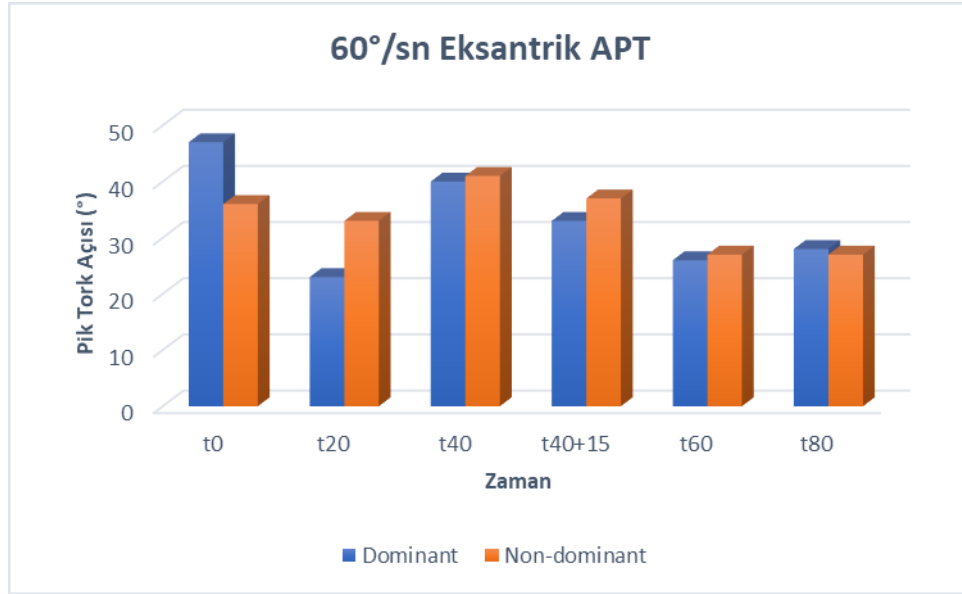
60°/sn açısal hızda konsantrik tip kasılmadaki pik tork açısı (APT) t₄₀₊₁₅ - t₆₀ aralığında non-dominant tarafta istatistiksel olarak anlamlı bir azalma göstermiştir (p=0,046). Dominant ve non-dominant taraflar için diğer zaman aralıklarındaki değişikliklerin hiçbirisi istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-11).

Tablo 4-12: 120°/sn'deki konsantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.

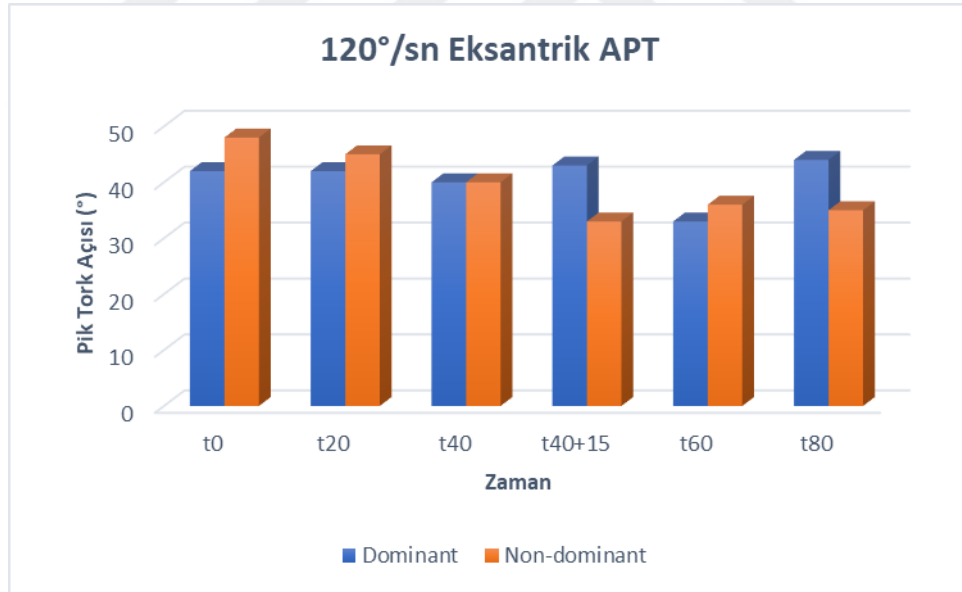
Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
120°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₀	28 (21,5 – 34,5)	34 (22,5 – 42)
	t ₂₀	28 (23,5 – 37,5)	29 (24,5 – 37,5)
	p değeri	0,468	0,292
120°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₂₀	28 (23,5 – 37,5)	29 (24,5 – 37,5)
	t ₄₀	29 (23,5 – 37,5)	30 (21,5 – 49)
	p değeri	0,972	0,343
120°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₄₀	29 (23,5 – 37,5)	30 (21,5 – 49)
	t ₄₀₊₁₅	27 (20,5 – 34,5)	29 (21,5 – 35,5)
	p değeri	0,492	0,265
120°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₄₀₊₁₅	27 (20,5 – 34,5)	29 (21,5 – 35,5)
	t ₆₀	25 (19,5 -33)	27 (20 - 35)
	p değeri	0,569	0,533
120°/sn Konsantrik APT (derece)	t ₆₀	25 (19,5 -33)	27 (20 - 35)
	t ₈₀	31 (22 – 36)	27 (19 – 38)
	p değeri	0,700	0,485

APT: pik tork açısı. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik

120°/sn açısal hızda konsantrik tip kasılmada pik tork açısında dominant ve non-dominant tarafa ait değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-12). Dominant ve non-dominant tarafa ait 60°/sn ve 120°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmada pik tork açısındaki değişiklikler sırasıyla Şekil 4-11 ve Şekil 4-12'de grafik olarak gösterilmiştir.



Şekil 4-11: 60°/sn’de eksantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.



Şekil 4-12: 120°/sn’de eksantrik pik tork açısındaki zamana bağlı değişikliklerin grafiği.

Tablo 4-13: 60°/sn'deki eksantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
60°/sn Eksantrik APT (derece)	t ₀	47 (23,5 – 60,5)	36 (18 – 58)
	t ₂₀	23 (18,5 – 50)	33 (23 – 50,5)
	p değeri	0,079	0,619
60°/sn Eksantrik APT (derece)	t ₂₀	23 (18,5 – 50)	33 (23 – 50,5)
	t ₄₀	40 (24,5 – 53)	41 (22 – 56,5)
	p değeri	0,149	0,794
60°/sn Eksantrik APT (derece)	t ₄₀	40 (24,5 – 53)	41 (22 – 56,5)
	t ₄₀₊₁₅	33 (26 – 53)	37 (22,5 – 50)
	p değeri	0,649	0,244
60°/sn Eksantrik APT (derece)	t ₄₀₊₁₅	33 (26 – 53)	37 (22,5 – 50)
	t ₆₀	26 (17,5 – 41,5)	27 (17,5 – 44,5)
	p değeri	0,088	0,289
60°/sn Eksantrik APT (derece)	t ₆₀	26 (17,5 – 41,5)	27 (17,5 – 44,5)
	t ₈₀	28 (15,5 – 44)	27 (14,5 – 54)
	p değeri	0,831	1,000

APT: pik tork açısı, t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik

60°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmada dominant ve non-dominant tarafa ait pik tork açısındaki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-13).

Tablo 4-14: 120°/sn'deki eksantrik pik tork açısı değerlerinin zamansal olarak karşılaştırılması.

Parametre		Dominant (n=17)	Non-dominant (n=17)
		Medyan (25. - 75. Ç)	Medyan (25. - 75. Ç)
120°/sn Eksantrik APT (derece)	t₀	42 (27,5 – 59)	48 (36,5 – 70)
	t₂₀	42 (27,5 – 56)	45 (33 – 49)
	p değeri	0,813	0,084
120°/sn Eksantrik APT (derece)	t₂₀	42 (27,5 – 56)	45 (33 – 49)
	t₄₀	40 (18 – 56,5)	40 (31,5 – 49)
	p değeri	0,877	0,570
120°/sn Eksantrik APT (derece)	t₄₀	40 (18 – 56,5)	40 (31,5 – 49)
	t₄₀₊₁₅	43 (18 – 57,5)	33 (20 – 55,5)
	p değeri	0,348	0,079
120°/sn Eksantrik APT (derece)	t₄₀₊₁₅	43 (18 – 57,5)	33 (20 – 55,5)
	t₆₀	33 (18,5 – 58)	36 (18,5 – 48,5)
	p değeri	0,698	0,816
120°/sn Eksantrik APT (derece)	t₆₀	33 (18,5 – 58)	36 (18,5 – 48,5)
	t₈₀	44 (15,5 – 65,5)	35 (15,5 – 61)
	p değeri	0,932	0,962

APT: pik tork açısı. t₀: simülasyon öncesi, t₂₀: 20.dk sonu, t₄₀: 40.dk sonu, t₄₀₊₁₅: devre arası sonu, t₆₀: 60.dk sonu, t₈₀: 80.dk sonu., Ç: Çeyreklik

120°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmada dominant ve non-dominant tarafa ait pik tork açısındaki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-14).

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda adölesan yaş grubundaki 17 futbolcunun, futbola özgü treadmill simülasyonu kapsamında göstermiş olduğu denge, kuvvet ve pik tork açısı değerleri analiz edilmiştir. Ayrıca simülasyon kapsamında takip edilen Borg ve $HR_{(ort)}$ parametrelerine ait değerlerin analizi yapılmıştır.

Kalp atım hızı egzersiz yoğunluğunun bir göstergesi olarak kullanılmaktadır [111]. Egzersiz esnasında yaşanan zorluğu veya eforu ölçen bir başka geçerli yöntem ise Borg algılanan efor ölçeğidir [116]. Borg ölçeğinin futbol antrenmanı, futbol maçı oyunu gibi aralıkları olan aktiviteler sırasında güvenilir bir egzersiz yoğunluğu ölçüsü olabileceği öne sürülmüştür [116]. Bu nedenle, bir futbol maçı boyunca algılanan efor değerlerinin ölçülmesinin oyunculara yüklenen içsel yükün ve oyunun sonuna doğru birikmiş yorgunluğun anlaşılmasını sağlayabileceği belirtilmiştir [117]. Ayrıca yorgunluğun anlaşılması adına kullanılan Borg algılanan efor ölçeğinin, kalp atım hızı ölçümlerine kıyasla daha efektif olabileceği belirtilmiştir [118].

Çalışma sonuçlarımıza göre; simülasyondaki t_{40} ile t_{40+15} periyotları kıyaslandığında, Borg skoru (sırasıyla) 10 (8,5 - 10) değerinden 8 (6,5 - 8) değerine ($p=0,003$); $HR_{(ort)}$ ise 145 atım/dk (140,5 - 156,5) değerinden 85 atım/dk (79,5 - 98) değerine ($p=0,000$) anlamlı azalma göstermiştir. 15 dakikalık devre arası süresini temsil eden $t_{40} - t_{40+15}$ aralığındaki bu azalmalar, yorgunluk seviyesinde düşüş yaşandığını göstermektedir. Bunun dışındaki tüm zaman aralıklarında, Borg ve $HR_{(ort)}$ skoru simülasyon başından sonuna, kademeli olarak ve istatistiksel açıdan anlamlı artışlar göstererek yorgunluk seviyesinde artışlara işaret etmiştir (Tablo 4-3). Çalışmamızda simülasyon sonundaki (t_{80}) Borg medyan değeri 12 (10 - 14) iken, $HR_{(ort)}$ medyan değeri 150 atım/dk (145 - 157,5) olarak bulunmuştur (Tablo 4-3).

Coelho ve ark. [119] 29 maç boyunca takip ettikleri 17 ve 20 yaş altı futbolcuların gerçek bir maç sonunda 170 atım/dk ortalama kalp atım hızı seviyesine ulaştığını belirlemişlerdir. Aslan ve ark. [117] genç futbolculardaki bir maç sonunda 13.64 ± 1.28 değerinde Borg skoru saptamışlardır. Borg ve HR değerlerine ait sonuçlarımız diğer simülasyon çalışmalarına ait sonuçlara benzer niteliktedir. Örneğin Lehnert ve ark. [16] ile Sládečková ve ark. [35] tarafından yapılan simülasyonlar sonundaki HR ve Borg ölçümlerinden elde edilen sonuçlar ile çalışma sonuçlarımız

benzerlik göstermektedir. Saha temelli SAFT⁹⁰ maç simülasyonunu çalışmalarında kullanan Lehnert ve ark., adölesan erkek futbolcularda SAFT⁹⁰ (80 dakika maç süresine uyarlanmış şekli) ile elde edilen Borg değerinin 11.6 ± 2.09 olduğunu göstermiş ve SAFT⁹⁰ protokolünün yeteri kadar yüksek yoğunluklu bir egzersiz içeriğine sahip olmadığını belirtmişlerdir [16]. Bu sonuçların daha önceki çalışmalarla kıyaslandığında farklı olmasını, örneklem gruplarının farklılık gösteren antropometrik özelliklere sahip olmasıyla açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Çünkü özellikle yön değiştirme ve akselerasyon/deselerasyon hareketleri sırasında oluşan fiziksel taleplerin boy ve kilo parametrelerinden etkilenebileceğini belirtmişlerdir [16].

Sládečková ve ark. ise 16 yaş altı futbolcularla yaptıkları çalışmada SAFT⁹⁰ sonundaki kalp atım hızını 152 ± 16 atım/dk, Borg değerini ise 11.0 ± 1.4 (oldukça hafif seviyede) olarak bulmuşlardır [35]. Greig ve ark. yarı-profesyonel erkek futbolcularla yaptığı treadmill simülasyonu sonunda Borg değerini 12 ± 2 olarak saptamışlardır [45]. Delextrat ve ark. [120] amatör futbolcularda kullandıkları LIST simülasyon protokolünde ortalama kalp atım hızını 159 ± 14 atım/dk, Borg değerini ise 12.6 ± 1.3 olarak rapor etmişlerdir. Barrett ve ark. [121] ise elit genç ve üniversite seviyesindeki erkek futbolcularla yaptıkları SAFT⁹⁰ simülasyonunda ortalama kalp atım hızının sırasıyla 165 ve 162 atım/dk olduğunu göstermiştir.

Çalışmamız ve daha önce adölesan futbolcularla yapılan simülasyon çalışma sonuçları [16, 35] ele alındığı zaman oyuncuların kalp atım hızı ve borg skorları, gerçek zamanlı maç oyunu kadar zorlayıcı gözükmemektedir. Ayrıca yorgunluk ölçeklerimizin yeteri kadar hassas olmama ihtimali de bulunmaktadır.

Laboratuvar şartlarındaki değerlendirmeler; egzersiz yoğunluğunun kontrol edilebildiği, çevre koşullarının standartlaştırıldığı ve maçlara kıyasla daha fizyolojik ölçümlerin yapılabildiği bir ortam sunar [122]. Koşu bandının kullanılmadığı SAFT⁹⁰ gibi saha temelli protokoller ise simülasyonlara çok yönlü bir yüz kazandırır [31]. Daha yüksek yorgunluk seviyelerini elde etmek adına futbola özgü yön değiştirmeleri, daha yüksek hızları, maç saha yüzeyini, şut atma, mücadele etme ve topla beraber olan koşuyu esas alan simülasyon çalışmalarına ihtiyaç olabilir. Daha yorucu protokoller yapmanın yorgunluğun sebep olacağı değişiklikleri anlamada daha etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Yalnızca bir simülasyon çalışması yetişkin futbolculardaki yorgunluğun denge performansı üzerine etkilerini incelemiştir [22]. Bu bağlamda 2007 yılında yapılan bir çalışmada, Greig ve Walker-Johnson [22] aralıklı treadmill protokolü ile oluşturulan futbola özgü yorgunluğun, tek ayak denge performansına anlamlı bir etkisi olmadığını ve denge performansının simülasyon boyunca korunduğunu göstermişlerdir. Greig ve Walker-Johnson, 15 dakikalık aralıklarla değerlendirdikleri genel stabilite, anterior-posterior ve medial-lateral stabilite indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik gözlemlememişlerdir [22]. Ayrıca yorgunluğun denge performansı üzerindeki etkisinin hem egzersiz protokolüne hem de denge testi protokolüne bağlı olabileceği yorumunda bulunmuşlardır [22]. Futbolcularda non-dominant bacağın doğru atış yapmak için büyük önem taşıdığı [100] ve temel olarak gerekli teknik manevrayı en iyi şekilde gerçekleştirmek için gerekli stabiliteyi sağladığı [101] göz önüne alındığında Greig ve Walker-Johnson tarafından yapılan çalışmanın yalnızca dominant bacağı değerlendirmesi sebebiyle eksik kaldığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda dominant ve non-dominant taraflar için zamana bağlı denge performans değişiklikleri incelenmiştir. Araştırma sonuçlarımıza göre adölesan futbolcularda maç simülasyonları yoluyla denge değişimini inceleyen simülasyon çalışması bulunamamıştır.

Çalışmamızda non-dominant taraf için ilk yarı sonuna kıyasla devre arası sonunda ($t_{40} - t_{40+15}$) genel stabilite indeksinde istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür (Tablo 4-4). Non-dominant taraf için aynı zaman aralığında medial-lateral stabilite indeksinde anlamlı azalma bulunmuştur (Tablo 4-5). Ancak non-dominant taraf için diğer aralıkların hiçbirinde genel ve medial-lateral stabilite indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı değişiklik bulunamamıştır (Tablolar 4-4 ve 4-5). Ayrıca hiçbir aralıktaki anterior-posterior stabilite indeksinde istatistiksel olarak anlamlı değişiklik saptanamamıştır (Tablo 4-6). Bu sonuçlar Greig ve Walker-Johnson tarafından yapılan çalışmanın sonuçları ile uyumludur. Ancak bu çalışma sonucundan farklı olarak çalışmamızda dominant taraf için ilk yarı sonuna kıyasla devre arası sonunda ($t_{40} - t_{40+15}$) anterior-posterior stabilite indeksinde de anlamlı bir azalma bulunmuştur (Tablo 4-6). Sonuç olarak, adölesan futbolcular için 15 dakikalık devre arası süresinin, non-dominant tarafta genel ve medial-lateral yönlü denge performansında; dominant tarafta ise anterior-posterior yönlü denge performansında maç başındaki seviyelere dönülmesi adına yeterli olduğunu söyleyebiliriz. Paillard [123], bir yorgunluk durumu sonrasındaki denge performansının başlangıç değerlerine

geri dönüşünü, gerçekleştirilen yorgunluk protokolünün süresine, şiddetine ve yoğunluğuna bağlamıştır. Dolayısıyla kullandığımız protokole kıyasla daha yoğun içeriğe sahip olan protokoller sonrasında farklı sonuçlar oluşabileceğini düşünmekteyiz. Statik dengeye kıyasla dinamik denge performansının spora katılım taleplerini yansıtmaya daha önemli olduğu belirtilmiştir [124, 125]. Çalışmamızda dinamik denge testi uygulanmış olsa da bu testin zorluk seviyesinin katılımcılarımızı yeteri kadar zorlamamış olma ihtimali de bulunmaktadır.

Hem lokalize hem total vücut yorgunluğunun, postürel kontrol performansında bozulmalara neden olabileceği ifade edilmektedir [126]. Egzersizde enerji ihtiyacının artması, vücuttaki sıvı hareketlerinin ve kalp-solunum kas kasılmalarının artışına (hiperventilasyon ve taşikardi) sebebiyet vererek postürel salınımı şiddetlendirebilmektedir [123, 127]. Ayrıca postürel salınımdaki artış, kas liflerince salınan metabolik ürünlerden veya proprioseptif sistemde değişime uğramış duyu bilgileri kaynaklanabilmektedir [123]. Maksimum kalp atış hızının %93'ünde tamamlanan 3.22 km mesafedeki bir koşudan sonra, postürel salınımın arttığı gösterilmiştir [128]. Bununla birlikte yoğunluğu maksimal kalp atış hızının %60'ından daha düşük olan bir egzersizden sonra ise salınımda artış meydana gelmediği belirtilmiştir [128].

Yürüme, koşu veya bisiklet ergometresi gibi genel kas aktiviteleri sonucu meydana gelebilecek postürel kayıpların görece kısa süreli olduğu ve 10-20 dk arasında sürdüğü ifade edilmiştir [127, 129]. Çalışmamızda benzer şekilde 15 dakikalık devre arası süresi sonunda postürel stabilite parametrelerinde iyileşmeler görülmüştür. İlk yarı sonucu kıyaslandığında devre arası sonunda ($t_{40} - t_{40+15}$) Borg değeri sırasıyla 10 (8,5 - 10) seviyesinden 8 (6,5 - 8) seviyesine; $HR_{(ort)}$ değeri ise 145 (140,5 - 156,5) atım/dk'dan 85 (79,5 - 98) atım/dk'ya gerilemiştir (Tablo 4-3).

Tüm bu bilgiler ışığında, Borg ve $HR_{(ort)}$ parametrelerine ait bu azalmaların postürel stabilitedeki iyileşme üzerinde etkisi olabileceğini düşünmekteyiz. Öte yandan yorgunluk belirteçlerinde artışların yaşandığı ilk ve ikinci yarı sonlarındaki denge performanslarında anlamlı değişimler yaşanmaması literatürde belirtilen yorgunluğun denge performansı üzerindeki olumsuz etkisini [126] desteklememektedir. Bu durumun muhtemel sebepleri, protokolümüzün yeteri kadar yorucu bir yüklenme oluşturmaması veya postürel stabilite testinin yeteri kadar zorlamamış olması olabilir.

Yamada ve ark. [130] tek devreden oluşan (bir futbol maçının yarısı) futbol maçının, genç futbolcularda alt ekstremitelerin fonksiyonel kapasitesi ve stabilitesi üzerindeki etkilerini analiz etmeyi amaçlamışlardır. 8 seviyeden oluşan Biodex denge sisteminde farklı seviyede testler kullanarak postürel stabilite seviyesini değerlendiren araştırmacılar maç sonrasında oyuncuların dominant taraflarındaki genel ve anterior-posterior stabilite indekslerinde anlamlı bir azalma gözlemlemişlerdir. Ancak dominant taraftaki denge performansında bozulmaların aksine non-dominant tarafta herhangi bir değişikliğe rastlamamışlardır [130].

Güler ve ark. [131] ise 2020 yılında yaptıkları çalışmada, kadın futbolcularda Bruce ve Wingate protokolü ile oluşturulan aerobik ve anaerobik yorgunluk egzersizlerinin non-dominant taraftaki postürel kontrol üzerine etkilerini incelemiş ve sonuç olarak her iki egzersiz sonrasında da dinamik denge performansının bozulduğunu gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar daha önceki çalışmalardan yola çıkarak futbolcularda yorgunluğun denge performansı üzerindeki etkileri hakkında yeterli veri olmadığını [131], yorgunluğun yaralanma insidansını artırdığını [132] ve denge performansındaki bozulmaların ayak bileği yaralanmalarını artırabileceğini [133] belirtmişlerdir. Güler ve ark. [131] yaptıkları çalışma sonucunda yorgunluğun destek bacağındaki (non-dominant) denge performansına olumsuz etkisinin Yamada ve ark. [130] tarafından yapılan çalışmadan farklı olmasını, iki çalışmada kullanılan denge testlerinin zorluk seviyesine bağlamıştır. Güler ve ark., 12 seviyelik Biodex denge sisteminde 4 seviyesinde ve 3 tekrarlı 20 saniyelik denge görevi belirlerken, Yamada ve ark. 8 seviyeden oluşan Biodex denge sisteminde farklı seviyede testler kullanmıştır.

Pau ve ark. [99] 2014 yılında yaptıkları çalışmada, genç futbolcularda tek ve çift ayak statik duruşlarda yorgunluğun neden olduğu denge değişikliklerini araştırmayı amaçlamışlardır. Katılımcıların statik dengelerini tekrarlı sprint performans testinden (2×15m shuttle sprint testi, 6 kez) oluşan yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası şeklinde değerlendirmiş ve sonuç olarak genç futbolcuların denge performanslarının yorgunluktan olumsuz anlamda etkilendiğini belirtmişlerdir. Ayrıca araştırmacılar çalışmada kullandıkları yorgunluk protokolünün geçerli bir test olmasına rağmen, gerçek bir maç sırasında veya sonrasında ne tür postürel bozuklukların yaşanacağını görmenin daha iyi bir fikir olabileceğini belirtmişlerdir [99].

Gioftsidou ve ark. [134] çalışmalarında genç futbolculardaki bir futbol antrenman seansının denge yetenekleri üzerindeki etkilerini araştırmayı amaçlamışlardır. Rekabetin yüksek olduğu bir antrenman seansı öncesi ve sonrası Biodex denge sistemi ile değerlendirdikleri denge performans ölçümleri sonucunda çalışma sonuçlarımıza benzer şekilde herhangi bir anlamlı değişime rastlamamışlardır. Ayrıca elde ettikleri bu sonucun ‘bir futbol antrenmanı veya maç yorgunluğu sonucu bozulmuş olan denge performansının neden olduğu yaralanma’ düşüncesiyle çeliştiğini belirtmişlerdir.

Ishizuka ve ark. [135] 2011 yılındaki çalışmalarında 9 kadın ve 14 erkekten oluşan kolej seviyesindeki futbolculara, çeşitli hızlardaki hareket ve koşu paternlerinden oluşan 20 dakikalık fonksiyonel yorgunluk protokolünü uygulamış ve Biodex cihazı ile dinamik denge seviyelerini belirlemişlerdir. Sonuç olarak katılımcıların dinamik denge performansı yorgunluktan anlamlı seviyede etkilenmemiştir.

Erkmen ve ark. [136] ise 2009 yılında yaptıkları çalışmada, futbolcularda Bruce protokolü ile elde edilen yorgunluk sonrasındaki denge performansının olumsuz yönde etkilendiğini tespit etmişlerdir. Ayrıca denge performansındaki bu bozulmaların futbolcularda yaralanma riskini artırabileceğini de belirtmişlerdir.

Literatürde futbolda temas olmadan gerçekleşen yaralanmaların (özellikle hamstring yaralanmaları) büyük bir bölümünün müsabakanın ilk ve ikinci yarılarının son 15 dakikalık bölümlerinde meydana geldiği gösterilmiştir [7]. Literatürde bahsedilen bu periyotları destekler nitelikte, çalışmamızda dominant tarafta $t_{20} - t_{40}$ aralığında (ilk yarı sonunda) $60^\circ/\text{sn}$ 'deki konsantrik pik tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunurken, $t_{60} - t_{80}$ aralığında (ikinci yarı sonunda) elde edilen değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. Non-dominant taraftaki pik tork değerleri kıyaslandığında ise ilk yarı sonunda ($t_{20} - t_{40}$) istatistiksel olarak anlamlı azalma bulunmuştur. 15 dakikalık devre arası süresi ($t_{40} - t_{40+15}$) non-dominant tarafta $60^\circ/\text{sn}$ 'deki konsantrik kuvvetin toparlanmasında yetersiz kalmıştır ve bu aralık içinde kuvvetteki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4-7).

Öte yandan $120^\circ/\text{sn}$ 'de konsantrik pik tork değerlerindeki zamana bağlı değişiklikler kıyaslandığında, dominant tarafta yalnızca ikinci yarı sonunda ($t_{60} - t_{80}$) istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur. Non-dominant taraftaki değişikliklerde ise istatistiksel olarak anlamlılık saptanamamıştır (Tablo 4-8).

Konsantrik kuvvetteki değişiklikler çoğu simölasyon çalışmasında anlamlı olmayan veya istikrarsız bir göröntü çizmiştir [11, 16, 31]. Çalışmamızda her iki tarafa ait anlamlı sonuçlara rağmen yalnızca dominant tarafta 60°/sn'deki konsantrik pik tork değerlerinde istikrarlı göröntü elde edilerek ma başından sonuna kuvvette azalma eğilimi gösterilmiştir (Tablo 4-7 ve Şekil 4-5).

Dominant ve non-dominant tarafların her ikisinde de ilk yarı sonuna denk gelen $t_{20} - t_{40}$ aralığında ve ikinci yarı sonuna denk gelen $t_{60} - t_{80}$ aralığında 60°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde azalma görölürken, yalnızca ilk yarı sonundaki azalmalar istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 4-9).

Dominant tarafta ikinci yarı sonuna denk gelen $t_{60} - t_{80}$ aralığında 120°/sn'deki eksantrik pik tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma bulunmuştur. Non-dominant taraftaki değerler kıyaslandığında ise ilk yarı sonuna denk gelen $t_{20} - t_{40}$ aralığında ve ikinci yarı başına denk gelen $t_{40+15} - t_{60}$ aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma saptanmıştır (Tablo 4-10). Non-dominant tarafa ait bu sonuçlar literatürdeki yaralanmaların maçın hangi periyotlarında meydana geldiği [7] düşünölldüğünde ilk yarı sonu için her ne kadar destekler nitelikte olsa da, ikinci yarı başını kapsayan diğer sonuçlarla çelişmektedir. Non-dominant tarafa ait bu beklenmedik değişim, daha önce yapılan çalışmalarda dominant bacağıın yorgunluktan daha tutarlı ölçüde etkileneneği [11, 43] fikrini desteklemektedir. Ancak bu konuda daha fazla çalışma yapılması ve futbolun doğasını daha iyi temsil eden her iki bacağıın futboldaki görevlerine özgü yükler veren simölasyon çalışmaları ile araştırılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Delextrat ve ark. 2010 yılındaki çalışmalarında, LIST protokolü öncesi ve sonrasında hamstring kuvveti değerlendirmeleri sonucunda 60°/sn ve 180°/sn açısal hızda her iki bacakta da hem konsantrik hem eksantrik kuvvette azalmalar tespit etmişlerdir [12]. Ayrıca 'yön değişimlerinde pivot rol üstlenmesi ve ekstremiteyi yavaşlatmak adına eksantrik kasılma görevini üstlenmesi, dominant bacadaki yorgunluğun neden daha fazla olduğunu açıklamaktadır' yorumunda bulunmuşlardır. Çalışmada dominant bacağıın non-dominant bacağıa kıyasla dribbling (top sürme) yapmak, pas vermek ve topa vurmak için daha fazla kullanıldığını belirtmişlerdir [12]. Futbola ilişkin araştırmalarda, şut esnasındaki reaksiyon kuvvetlerinin, top hızı büyüklüğünün ve topsuz koşuya kıyasla top sürerek yapılan koşunun ek enerji harcanım

gerektirdiği vurgulanmıştır [137, 138]. Böylece bir futbol maçını taklit ederken topla beraber yapılan spesifik hareketlerin özellikle dominant bacakdaki kuvvette daha büyük düşüşlere sebebiyet verebileceği fikri oluşmuştur [12]. Çalışmamız yön değişiminin olmadığı topsuz koşuları taklit ettiği için dominant tarafa ekstra bir görev yüklenmemiştir.

Literatürde, maçların ikinci yarısında (özellikle maçın son çeyrek kısmına yaklaştıkça [74]) gelişen yorgunluğun yaralanmalara yol açabileceği ifade edilmiştir [139]. Kas kuvvetindeki azalmaların oyuncuların alt ekstremitelerde yaralanmalarına açık hale getirebileceği belirtilmiştir [140]. Kuvvetteki düşüş oyuncuların maç başlangıcına göre oyun sonuna doğru daha az şiddette koşu, sprint, zıplama ve mücadele becerileri sergileyeceklerini göstermektedir. Ayrıca bu durum oyun ilerledikçe daha fazla fiziksel zorlanmaya yol açarak oyuncuların yaralanmaya açık hale getirebilmektedir [43]. Bu bilgiler ‘maç süresinin ilerlemesiyle meydana gelen tükenmişlik, kas kuvvetinin azalmasına bağlı yaralanmalara katkıda bulunabilir’ şeklinde bir düşünceye yol açmıştır [31]. Bu bağlamda, çalışmamızda ilk ve ikinci yarının son kısmını kapsayan sürelerdeki kuvvet düşüşlerinin oyuncular için risk taşıyabileceğini düşünmekteyiz. Ancak tüm bu bilgilerin yanı sıra bir çalışmada futbol maçlarındaki yaralanmaların özellikle ikinci yarı başında da artış gösterdiği belirtilmiştir [77].

Jones ve ark. [10] 2015 yılında yaptıkları çalışmada, 20 amatör Güney Afrika futbolcusunun, SAFT⁹⁰ simülasyonu kapsamında ilk ve ikinci yarının başı ile sonunda kuvvet değişimlerini incelemiş ve sonuç olarak 60°/sn ve 180°/sn açısal hızlardaki eksantrik hamstring kuvvetinde azalmalar tespit etmişlerdir. Ayrıca 15 dakikalık devre arası süresinin eksantrik hamstring kuvvetinin geri kazanılmasında yetersiz olduğunu ve onarıcı etkisinin olmadığını göstermişlerdir [10]. Çalışmamızda benzer şekilde ilk yarı sonuna kıyasla 15 dakikalık devre arası süresi sonunda hem 60°/sn hem de 120°/sn’de dominant taraftaki eksantrik olarak üretilen pik torkta azalmalar vardır (Tablo 4-9 ve 4-10). Ancak bu azalmaların hiçbirisi istatistiksel olarak anlamlı değildir (sırasıyla $p=0,196$ ve $p=0,301$). Literatürde 15 dakikalık devre arası içinde futbolcuların genellikle ısınma hareketleri yapmadığı bu ısınmaların sadece maç öncesinde gerçekleştirildiği ifade edilmektedir [141]. Oyunun temposunu da etkileyebilecek herhangi bir taktik değişiklik veya stratejiden bağımsız olarak, oyuncuların 15 dakikalık bir devre arası molasından

sonra ikinci yarıya fiziksel olarak uygun düzeyde hazırlanmadıkları belirtilmektedir [141].

Hızlı glikolitik lifler sürekli olarak kullanıldığında ortaya bir ATP maliyeti çıkarmaktadırlar. Aynı zamanda pH seviyesi azalırken; laktik asit, magnezyum, ADP ve Pi yükseliş göstermektedir [142]. Bir çalışmada sprint sonrası (100 ve 200 metre) pH seviyesinin tekrar eski düzeyine dönmesi için yaklaşık 30 dakika gerektiği gösterilmiştir [143]. Başka bir çalışmada devre arası ve maç sonrasındaki kas glikojen düzeyinde maç başındaki düzeye kıyasla büyük miktarda azalma görülmüştür [140]. Egzersiz sonrasında kanda yüksek konsantrasyonlara ulaşan laktatın yarılanma ömrü 15-25 dakika sürmektedir. Egzersiz öncesi değerlerine geri dönmesi ise 30-60 dakikayı bulmaktadır [51]. Tüm bu durumların kombinasyonu kuvvet üretiminin tehlikeye girmesine ve kasılma-gevşeme döngüsünün yavaşlamasına neden olacak olumsuz bir etkiye sebep olabilir [142]. Çalışmamızda yorgunluğa sebebiyet verecek bu ve benzeri durumlar üzerine incelemeler yapılmamış olsa da, bu bilgiler ışığında, 15 dakikalık devre arası süresinin kuvvette iyileşmeler için yeterli bir süre gibi gözükmediğini ve böylece kuvvet üretiminin sınırlandırılmış olabileceğini muhtemel görmekteyiz.

Çalışmamızda maç simülasyonu öncesine kıyasla simülasyon sonunda;

- 60°/sn açısal hızdaki konsantrik olarak üretilen pik torkta; dominant taraf için %10,9 non-dominant taraf için ise %12,6 azalma,
- 120°/sn açısal hızdaki konsantrik olarak üretilen pik torkta; dominant taraf için %5,7 non-dominant taraf için ise %9,5 azalma,
- 60°/sn açısal hızdaki eksantrik olarak üretilen pik torkta; dominant taraf için %20 non-dominant taraf için ise %24,2 azalma,
- 120°/sn açısal hızdaki eksantrik olarak üretilen pik torkta; dominant taraf için %30,5 non-dominant taraf için ise %19,3 azalma bulunmuştur.

Çalışmamızda simülasyon sonundaki bu yüzdesel değişimler göz önüne alındığında hem dominant hem non-dominant taraf için konsantrik kasılmaya göre eksantrik pik torkta daha büyük azalmalar olduğu görülmektedir. Bu bulgu daha önceki çalışmalarda da belirtilmiş olup, birçok yazar eksantrik hamstring kuvvetinde konsantrik kasılma moduna göre daha büyük kuvvet kaybı yaşandığını rapor etmiştir [11, 31, 43]. Eksantrik ve konsantrik hamstring kuvvetindeki düşüşün bu kasların koşu

aktivitelerinin kontrolünde ve ayağın yerle teması sırasında diz eklemi stabilize etme çabalarıyla açıklanabileceği belirtilmiştir [43]. Hamstringlerin futbol oyunu içindeki rolü düşünüldüğünde dizi kontrol etmek, yavaşlatmak ve stabilize etmek için de sıklıkla eksantrik olarak kasılma görevi görmektedir. Bu kaslar konsantrik kuvvet üretimini özellikle dönüş ve mücadeleler esnasında yapmaktadır [71, 73]. Simülasyonumuzun tek yönlü hareket profiline sahip olması, dönüş ve mücadeleler içermemesi konsantrik hamstring kuvvetine olan ihtiyacı azaltmış olabilir. Tüm bunların eksantrik kuvvetteki azalmaların neden daha fazla olduğunu açıklar nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.

Kuvvetteki gelişim potansiyellerinin (özellikle eksantrik kuvvet), modifiye edilemeyen faktörlerin varlığından kaynaklanan riski iyileştirmek adına sporcu, antrenör ve klinisyenlere çok önemli bilgiler sunabileceği belirtilmiştir [144]. Futbolda yorgunluğun sebep olduğu eksantrik hamstring kuvvetindeki düşüş büyük bir yaralanma riski anlamına gelebilir [145]. Epidemiyolojik çalışmalarda da eksantrik kas kuvvet zayıflığının akut kas yaralanmalarında merkezi bir rol oynadığı belirtilmektedir [73]. Eksantrik hamstring pik tork üretimindeki azalmanın yaralanmalar üzerinde önemli bir etkisi vardır. Çünkü HS yaralanmaları genellikle hamstringlerin eksantrik olarak kasıldığı, dizi stabilize etmek için geriliminin aşırı ve kontrolsüz bir seviyede olduğu sprintin salınım fazının son aşamalarında meydana gelmektedir [75].

Hamstring kaslarında yorgunluğun başlamasıyla, hem kuvvet hem de esnekliğinin azalmış olacağı belirtilmiştir [60]. Kraus, yorgun kasın yorulmamış kasta daha yavaş ve daha az gevşediğini ifade etmiştir [146]. Bu durumun fizyolojik kontraktür (kas-tendon ünitesinin kısalması) ile sonuçlanacağı, yorgunlukla ilişkili esneklik kaybı veya kuvvette azalma sonucu yaralanma meydana gelebileceği bildirilmiştir [60]. Ayrıca Bangsbo, yorgunluk kaynaklı kas kuvvetindeki azalmanın, halihazırdaki fibrillerin hata yapmaya zorlanması ve/veya kuvvet üretmeleri sınırlandırılmış sayıca az fibriller nedeniyle oluşabileceğini belirtmiştir [1]. Çünkü yorgunluk durumunda uyarılara cevap veren fibril sayısı azalabilir ve böylece kuvvette düşüşler yaşanabilir [147].

Sinir, iyon, vasküler ve enerji sistemlerindeki değişiklikler de dahil olmak üzere kas kuvvet üretimi adına herhangi bir seviyede ortaya çıkabilecek değişikliklerin, kuvvet oluşumunu bozacağı ve kas yorgunluğunun gelişimine katkıda bulunabileceği belirtilmiştir [148]. Daha ayrıntılı bir şekilde incelenecek olursa, yorgunluk kaynaklı

bozulmalar 3 farklı mekanizma ile gerçekleşebilir; iletinin bozulması, laktik asit birikmesi ve çapraz köprü döngüsünün inhibisyonu. Kas aksiyon potansiyelinin T tübüleri aracılığı ile kas lifine iletimi bozulabilir. Bu sebeple sarkoplazmik retikulumdan kalsiyum salınması durur. Tekrarlayan aksiyon potansiyellerinin repolarizasyonları sırasında T tübülünün çok küçük olan iç kısmında potasyum iyonlarının birikmesi bu ileti bozukluğuna neden olmaktadır. Kasın laktik asit tarafından asidifikasyonu aktin, miyozin ve kalsiyum salınımında görevli bazı proteinleri değiştirebilir. Yorulmuş bir kasta gevşemenin de bozulmuş olması bu şekilde kısmen açıklanabilir. Kas lifi içerisinde ADP birikimi çapraz köprü döngüsünü yavaşlatabilir ve gevşeme bozularak kısalma hızı azalır [148].

Öte yandan diğer çalışmalardaki test protokollerine detaylı olarak bakıldığında Small ve ark. [31] 2010 yılındaki çalışmalarında 16 yarı-profesyonel erkek futbolcuda SAFT⁹⁰ adlı simülasyon ile maç başı, ortası ve maç sonundan oluşan 3 farklı aralıkta dominant tarafta hamstring kas kuvveti değişikliklerine odaklanmıştır. Bu SAFT⁹⁰ simülasyon çalışmasında, çalışmamızdaki sonuçlara benzer şekilde, başlangıca göre simülasyon sonundaki eksantrik kuvvette daha büyük azalmalar gözlemlenmiştir. Dominant tarafta 120°/sn'deki eksantrik hamstring pik torkunda %16.8'lik bir azalma saptanırken konsantrik kuvvetteki azalmalar anlamlı bulunmamıştır [31]. Çalışmamızda ise dominant taraf için 120°/sn'deki eksantrik hamstring pik torkunda %30,5'lik azalma bulunmuştur. Fakat bizim çalışmamızda Small ve ark.'nın yaptığı kullandıkları oturma pozisyonundan farklı olarak kullanılan yüzüstü test pozisyonunun sonuçlar üzerinde etkili olabileceğini düşünmekteyiz. Bu bağlamda yüzüstü pozisyonda yapılan izokinetik değerlendirmede daha yüksek tork değerlerinin yansıtılabileceği belirtilmiştir [23]. Ayrıca bu pozisyon sprint sırasında meydana gelen fonksiyonel uzunluk-gerim ilişkisine de yakındır [67]. Geleneksel oturma pozisyonu fonksiyonel hareket aralığında değildir [68]. Bu bilgilere ek olarak literatürde yaptığımız taramalara göre yüzüstü pozisyondaki kuvvet testi daha önce hiçbir bilimsel simülasyon çalışmasında kullanılmamıştır.

Diğer çalışmalardaki kuvvet değişimlerinin yüzdeleri incelendiğinde ise Jones ve ark. SAFT⁹⁰ ile yaptıkları simülasyon çalışmasında dominant tarafta 60°/sn ve 180°/sn'deki eksantrik hamstring pik torkunda sırasıyla %17.4 ve %18.5'lik azalma saptamışlardır [10]. Greco ve ark. ise treadmill simülasyonu sonunda başlangıca kıyasla 60°/sn ve 180°/sn'deki konsantrik hamstring pik torkunda sırasıyla %8 ve %4;

180°/sn'deki eksantrik hamstring pik torkunda ise %12 azalma görmüşlerdir [149]. Delextrat ve ark. [12] tarafından LIST protokolü ile gerçekleştirilen çalışmada, sonuçlarımıza benzer şekilde konsantrik kuvvete kıyasla eksantrik kuvvetteki azalma daha büyük bulunmuştur. Araştırmacılar simülasyon sonunda 60°/sn'deki eksantrik hamstring kuvvetinde konsantrik kuvvete göre daha fazla azalmalar gözlemlemişlerdir. Dominant tarafta hamstring kas grubuna ait 60°/sn'deki konsantrik ve eksantrik kuvvet sırasıyla %17.7 ve %31.4 azalma göstermiştir. Non-dominant tarafta ise hamstring kas grubuna ait 60°/sn'deki konsantrik ve eksantrik kuvvet sırasıyla %23.6 ve %25.4 azalma göstermiştir [12]. Kadın futbolcular ile yapılan bir çalışmada, SAFT⁹⁰ sonunda üretilen pik torkta bir azalma görülmüştür (sırasıyla konsantrik PT %17 ve eksantrik PT %26) [150].

Rahnama ve ark. tarafından 2003 yılında 13 amatör erkek futbolcu ile yapılan, futbola özgü olduğu belirtilen treadmill temelli çalışmada egzersiz öncesinden devre arasına ve egzersiz sonuna doğru (3 farklı aralıkta) diz fleksör ve ekstansör kuvvetinde kademeli bir azalma görülmüştür [43]. Rahnama ve ark. treadmill protokolü sonrası hem konsantrik (60°/sn, 120°/sn ve 300°/sn'de) hem de eksantrik (120°/sn'de) kas kuvvetinde önemli azalmalar gözlemlemişlerdir [43]. Ancak yaptıkları çalışmada katılımcılar üniversite seviyesinde mücadele ettikleri halde kendilerinden profesyonel aktivite profili temelleri üzerine kurulmuş bir treadmill protokolünü tamamlamaları beklenmiştir. Bu sebeple kuvvetteki ciddi düşüşlerin gözlemciler için bir sürpriz olmadığı da belirtilmiştir.

Greig'in [11], 2008 yılında 10 profesyonel erkek futbolcu ile yaptığı simülasyon çalışması epidemiyolojik gözlemlere paralel olarak en ayrıntılı şekilde incelenen çalışmalardan biri olmuştur. Greig, 90 dakikalık bir futbol maçı simülasyonu boyunca 8 farklı aralıkta değerlendirildiği futbolcularda, 60°/sn, 180°/sn ve 300°/sn açısal hızlarda dominant tarafta konsantrik ve eksantrik diz fleksör kuvvetindeki zamana bağlı değişimleri görmeyi amaçlamıştır. Sonuç olarak 300°/sn açısal hızda simülasyon başına (167±35) göre; devre arası sonrası (133±32) ve simülasyon sonunda (127±25) eksantrik hamstring kuvvetinde azalma gözlemlenirken; konsantrik hamstring kuvveti tüm hızlarda ve protokol boyunca korunmuştur. Greig'in çalışmasında yüksek eksantrik hızlardaki eksantrik pik tork her iki yarı boyunca azalmıştır [11]. Devre arasındaki zaman, eksantrik hamstring kuvvetini egzersiz öncesi değerlere geri getirememiştir

[11]. Daha önce belirttiğimiz üzere Jones ve ark. [10] tarafından yapılan yakın tarihli bir simülasyon çalışmasında ve bizim çalışmamızda, benzer şekilde devre arası sonundaki eksantrik pik tork değeri önceki aralığa kıyasla iyileşme göstermemiştir (Tablo 4-10). Small ve ark. [31], Greig'in kullandığı açısal hızların ve planlanmış olan sık kasılmaların yorgunluk etkisini artırmış olabileceğini ifade etmiştir. Small ve ark. çalışmada kullandıkları izokinetik protokolünün de etkisi olmasına rağmen, daha az sıklıktan (3 farklı aralık) oluşan değerlendirmelerinden ötürü sonuçlarının SAFT⁹⁰ protokolüne ait olma ihtimalinin daha yüksek olduğunu belirtmiştir [31]. Ancak bizim düşüncemize göre, Small ve ark. tarafından yapılan çalışmadaki maç başı, ortası ve sonunda yapılan değerlendirmeler, literatürde [7] belirtilen yaralanmaların oluştuğu spesifik zaman aralıklarını yeteri kadar iyi temsil etmemektedir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda ilk ve ikinci yarıyı yalnızca birer kez bölerek (t_{20} ve t_{60}), simülasyonun genel akışını bozmadan, epidemiyolojik çalışmalarda [7] bahsedilen yaralanma periyotlarını simüle etmeyi amaçladık. Çalışmamızda böylelikle adölesan oyuncularındaki maç süresini temel alarak futbola özgü bir yaklaşımda bulunulmasını hedefledik.

Literatürde izokinetik test ile hamstring kas kuvvetini değerlendiren çalışmalarda genellikle 60°/sn açısal hız kullanılmıştır [19]. Ayrıca 60°/sn açısal hızın, kuvvet ölçümü için en uygun test hızını temsil ettiği belirtilirken [151]; 120°/sn açısal hızın erkeklerde eksantrik diz fleksör kasılmalarını test etmek için en güvenli hızlardan biri olduğu gösterilmiştir [43]. Bununla birlikte diğer hızlar da kullanılmıştır [73]. Bu sebeplerden ötürü çalışmamızda bu iki test hızı kullanılmıştır.

Delextrat ve ark. 2011 yılında yaptıkları bir çalışmada, top ekleyerek yaptıkları Modifiye LIST protokolü sonucu 14 kadın futbolcuda 120°/sn açısal hızdaki eksantrik kasılma modunda büyük bir kuvvet kaybı gözlemlemiştir [120]. Bu bulgunun, hamstringlerin sprint ve topa vurma hareketleri esnasında uyluğun hareketini yavaşlatması ve anterior tibial kesme kuvvetlerine karşı koymaya çalışması ile kısmen açıklanabileceğini belirtmişlerdir [152]. Robineau ve ark. [33] 2012 yılındaki çalışmalarında 90 dk süren futbol oyunu modeli ile maç başı, ortası ve sonunda değerlendirdikleri 8 amatör futbolcuda öncelikli olarak devre arasında diz ekstansör ve fleksörleri için konsantrik pik torkta azalmalar gözlemlerken ikinci yarıda minimal azalmalar saptamışlardır. Greco ve ark. ise 2013 yılındaki çalışmalarında futbola özgü treadmill protokolü öncesi ve sonrası değerlendirdikleri Brezilya Serie B ligi

futbolcularının, dominant tarafta protokol sonunda $180^\circ/\text{sn}$ açısal hızdaki eksantrik tip hamstring kuvvetinde azalmalar tespit etmiştir [149].

Çok az sayıda çalışma futbol maçlarının akut etkilerinin özellikle genç futbolculardaki bir dizi yaralanma riski üzerine etkilerini incelemiştir. Bu kapsamda, adölesan erkek futbolcularda yorgunluk sonucu kas kuvveti değişiklikleri üzerine çok az sayıda çalışma bulunmaktadır [16]. 2018 yılındaki bir çalışmada Lehnert ve ark. futbol maçı simülasyon protokolü olarak tasarlanan SAFT⁹⁰'ın simülasyon öncesi ve sonrası dönemde 20 adölesan futbolcuda $60^\circ/\text{sn}$ ve $180^\circ/\text{sn}$ 'de izokinetik hamstring ve quadriceps kas kuvveti değişimini incelemişlerdir [16]. Sonuç olarak, SAFT⁹⁰ protokolünün diz fleksörleri (konsantrik ve eksantrik kasılmalar) ve diz ekstansörleri (konsantrik kasılmalar) için anlamlı bir değişime sebep olmadığı sonucuna varmışlardır [16]. Bu bulgular çalışma sonuçlarımızla çelişmektedir. Ancak yazarlar bu sonucun katılımcıların yetersiz alıştırma yapmasından kaynaklanabileceğini de belirtmiştir. Lehnert ve ark., daha önce Greig [11], Small ve ark. [31], Rahnama ve ark. [43], Robineau ve ark. 'nın [33] yaptığı çalışmalardan çıkan bazı çelişkili verilerden ve özellikle yorgun durumdaki genç sporcularda kas kuvvetindeki değişikliklerin değerlendirilmesine odaklanan çalışmaların olmamasından dolayı gelecek çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir [16].

Futbola özgü yorgunluğu araştıran mevcut çalışmalar arasında karşılaştırma yapmak zordur. Futbolda yorgunluk gelişimini ölçmeyi amaçlayan çalışmalar, kullanılan izokinetik test hızı, protokol türü ve katılımcıların rekabet seviyesinde önemli ölçüde farklılık göstermektedir [10]. Lehnert ve ark.'nın da belirttiği üzere, diğer çalışmalara bakıldığında veriler yalnızca yetişkin erkek oyunculardan elde edildiğinden [16], sonuçlarımızı benzer yorgunluk çalışmalarının bulgularıyla direkt olarak karşılaştırmak mümkün olmamıştır. Yalnızca bir çalışmada diz fleksör pik tork açısının maç simülasyonu üzerinden değişimi incelenmiştir. Small ve ark. [31] çalışmalarının maç simülasyonu ile birlikte diz fleksör ve ekstansör pik tork açısındaki değişiklikleri inceleyen ilk çalışma olduğunu belirtmişlerdir. Bu kapsamda eksantrik hamstring APT'de simülasyon başına (28.2 ± 11.7) kıyasla ilk yarı sonunda (36.7 ± 14.5) %23.2, simülasyon sonunda (38.2 ± 18.2) ise %26.2'lik artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Konsantrik hamstring APT'de ise simülasyon başına kıyasla ilk yarı sonunda %20, simülasyon sonunda ise %25.4 düşüş gözlemlenmiştir. Small ve ark. test

edilen diğer kas hareketlerinin aksine eksantrik hamstring pik tork açısının yorgunlukla beraber daha kısa kas uzunluklarına kaydığını gözlemlemişlerdir [31]. Bu yeni bulgunun, daha kısa kas uzunluklarında pik tork üreten atletlerin yaralanma riskinin daha büyük olduğu görüşünde olduğu gibi yaralanma riski için bu araştırma alanına önemli etkileri olabileceği belirtilmiştir [86, 88]. Çalışmamızda non-dominant taraf için 60°/sn açısal hızda konsantrik tip kasılmadaki pik tork açısı (APT) t_{40+15} - t_{60} aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma göstermiştir. Çalışmamızda t_{40+15} için 28 (14,5 - 33) derecelik pik torkun üretildiği eklem açısı t_{60} periyodunda 21 (13 - 29,5) dereceye düşmüştür (Tablo 4-11).

Daha önce de belirtildiği üzere, kasın daha uzun olduğu pozisyonlarda meydana gelen pik torkun daha düşük bir risk profili gösterebileceği [19] düşünüldüğünde ikinci yarının başındaki bu değişimin yaralanma riski açısından daha olumlu bir görüntü çizerek daha düşük risk profili gösterdiğini görmekteyiz. İkinci yarı başında gözlemlediğimiz bu durum her ne kadar düşük risk profilini ifade etse de tek başına yeterli bir sonuç değildir. Sprint tipi yaralanma mekanizmasında hamstringlerin eksantrik yük altında kaldığındaki durum [31], konsantrik kasılmalardan elde edilen fleksör pik tork açısının eksantrik fonksiyona (yaralanmaların olduğu) aktarımının sınırlı olabileceği ve eksantrik olarak elde edilen pik tork açısının kullanımının yaralanma mekanizmasına aktarımının daha etkili olabileceği [18] ele alındığında, bu sonucun tek başına bir anlam ifade etmediğini düşünmekteyiz. Non-dominant taraftaki ikinci yarıya başlarken gördüğümüz bu değişimin daha ayrıntılı incelenmesi gerektiğini ve bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu söyleyebiliriz. Bunların yanı sıra literatürdeki yaralanma zamanlarını [7] ve Small ve ark. [31] tarafından yapılan çalışma sonuçlarını destekler biçimde, çalışmamızda simülasyonun ikinci yarısının sonundaki aralıkta (t_{60} - t_{80}), dominant tarafta 60°/sn ve 120°/sn açısal hızda (özellikle 120°/sn açısal hızda belirgin olmak üzere) eksantrik tip kasılmadan elde edilen pik tork açısındaki artışlar hamstring yaralanma riskinin arttığına işaret etse de bu artışlar istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablolar 4-13 ve 4-14). SAFT⁹⁰ maç simülasyonu ile 3 farklı aralıkta (maç başı-ortası-sonu) değerlendirme yapan Small ve ark. [31] maç başına kıyasla maç sonunda 120°/sn açısal hızda eksantrik tip kasılmadan elde edilen pik tork açısında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlemlemişlerdir. Bu çalışma sonucuna benzer şekilde çalışmamızda da dominant tarafta aynı tip kasılma ve açısal hızda maç başına kıyasla artış gözlemlenmiştir (Tablo 4-14). Ancak non-dominant

tarafa ait istikrarsız ve tutarsız değişimleri (Tablo 4-14) düşündüğümüzde pik tork açısının kullanımı ve geçerliliği hakkında daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Test ekipmanlarının sınırlamaları sebebiyle özellikle yüksek torklu eksantrik hareketler sırasında katılımcının mutlak stabilizasyonu zorluk taşımaktadır. APT'nin konsantrik ve eksantrik diz fleksiyon hareketlerinde uzunluk-gerim ilişkilerindeki değişikliklerin bir göstergesi ve dolayısıyla kas yaralanmasının yorumlayıcısı olarak kullanılması (test pozisyonundan bağımsız olarak; oturarak veya yüzüstü) zayıf güvenilirlik puanları göze alınarak sorgulanmalıdır [24]. Diz fleksör tork-eklem açısı ilişkisinin değerlendirilmesi genellikle yavaş, konsantrik kasılmalar sırasında yapılır ancak bu durum, yüksek hızlı eksantrik kontraksiyonlar sırasında olduğu düşünülen HS yaralanmalarında düşünüldüğünde olası bir limitasyondur [153, 154]. Dahası test sırasında kasın uzunluğu yüksek hızlı koşu sırasında görülenle kıyaslanabilir olmadığından bu ölçümün hamstring yaralanmaları risk ölçümüne aktarımının eksik kalabileceği de belirtilmiştir [91].

Limitasyonlar

Çalışmamız, değerlendirilen parametrelerde harcanan süreden dolayı uzun kalmıştır. 90 dk'lık oyun süresi, 15 dk'lık devre arası, takım başına ortalama 3 dk süren oyuncu değişiklikleri, yaralanmalar, zaman geçirme hamleleri ve birçok nedenden ötürü gelişebilen zaman kayıpları düşünüldüğünde [155] gerçek zamanlı bir futbol maçı süresi çalışmamızda harcanan toplam süreye kıyasla daha kısa bir süreyi ifade etmektedir (sırasıyla 111 dk ve 125 dk). Ancak tüm bunlara ek olarak unutulmaması gereken bir konu da metodolojik dizayndaki bir dizi çeşitlilikten dolayı futbola özgü yorgunluk araştırmalarının birtakım zorluklar taşımasıdır [10].

Futbolda maç öncesi ısınma süreleri ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda 5 dk'dan başlayıp [156] 35 dk'ya kadar çıkan [157] farklı süreler belirtilmiştir. Ancak uygun bir ısınmanın kasları yorgunluğun olası etkilerinden koruması düşünüldüğünde bu ısınma süresinin minimum 10 dakika olması gerektiği belirtilmiştir [158]. Çalışmamızdaki ısınma süresi (5 dk bisiklet ve 6 dk'lık dinamik germe) minimum ısınma süresi ile benzer uzunluktadır ve bu durum kuvvetteki periyodik düşüşlere katkı sağlamış olabilir.

Simülasyon protokolümüz futbola özgü aktivite profilini içerse de önceden belirlenmiş hız ve hareketlerden oluştuğu için futbol mücadelelerini tam anlamıyla temsil etmemektedir. Futbolda saha içi-dışı etkenlerin ve karar verme gibi durumların uygulanmadığı simülasyonumuzda katılımcılar için treadmilldeki hızlara uymak dışında hiçbir zorlayıcı unsur olmamıştır. Böylelikle dış unsurlardan korunup tamamen motor konuya odaklanılmıştır. Bu sebeple futbolda performansa etkisi olan mental yükün [159] katılımcılarımız adına tam anlamıyla gerçekleşmediğini ve uygulanması halinde test performansları üzerinde olumlu-olumsuz etkisi olabileceğini düşünmekteyiz. Çoğu sporda özellikle de yüksek hareket hızı gerektiren olaylarda çok sayıda eksantrik-konsantrik kasılma örnekleri bulunur [67]. İzokinetik cihazında futbolun doğasında bulunan fonksiyonel aktivitelerde sunulan çeşitli uyarımları temsil etmek için bir dizi test hızı ile birlikte dize ilişkin tork üretimiyle alakalı eksantrik ve konsantrik modlar bulunur [11]. Bu bağlamda çalışmamızda da ardışık olarak gerçekleşen eksantrik-konsantrik kasılmalar maç içindeki kasılma tiplerini simüle etmeyi amaçlamıştır. Ancak protokolümüzdeki ardışık ve sık uygulanan testlerin de kuvvetteki düşüşler üzerinde katkısı olabilir.

Çalışmamızdaki postürel stabilite değerlendirmesindeki zorluk seviyesi katılımcılar için yeteri kadar zorlayıcı olmamış olabilir. Zorluk seviyesinin önceden belirlenmesi ve/veya daha zorlayıcı protokoller farklı sonuçlar ortaya çıkarabilir. Ayrıca simülasyonumuzun tek yönlü koşu profili futbolun öne, arkaya, yanlara ve çok yönlü olarak yapılan hareketlerini yansıtmamıştır. Bu durum sonuçlar üzerinde etkili olmuş olabilir.

Sonuçlar ve öneriler

15 dakikalık devre arası süresi, adölesan futbolcularda ikinci yarıya başlamadan hemen önceki denge performansının ilk yarı sonuna kıyasla iyileşmesinde yeterli gözükmemektedir. Sonuç olarak yorgun durumdaki oyuncuların devre arasındaki sürede pasif dinlenme sonrası ikinci yarıya başlamaları denge performansları açısından olumlu sonuçlar ortaya çıkarabilir.

Çalışmamızda özellikle ilk ve ikinci yarı sonlarındaki eksantrik kuvvet düşüşleri ve bu sürelerdeki yorgunluk belirteçlerindeki artışlar, yorgunluğun kuvvet üzerindeki olumsuz etkilerini [76] destekler niteliktedir. Bu bulgular literatürde futbol maçlarının

ilk ve ikinci yarısının sonlarında yaralanmaların arttığını belirten çalışmalarla aynı zaman aralıklarına denk gelmektedir [7, 74].

Genç yaştaki futbolcularda yaralanmaların, müsabaka dönemine göre sezon öncesi dönemde daha sık meydana geldiği öne sürülmüştür [160]. Bu sebeple sezon öncesi dönemde yorgunluk veya maç simülasyon protokolleri sırasında yapılacak olan kuvvet testlerinin, sağlık ekibinin kuvvet eksikliği olan sporcuları belirlemesine imkan tanıyabileceğini, oyuncuların yorgunluğa karşı dirençlerini geliştirmek için antrenman metodlarını belirlemesine sağlayabileceğini ve sezon başlangıcı için kadro planlamasında antrenörlere nicel veriler sunabileceğini düşünmekteyiz.

Literatürdeki düşük kanıt düzeyi [24] ve çalışmamızdaki anlamlı olmayan sonuçlar ele alındığında, hamstring yaralanması risk belirteci olarak gösterilen pik tork açısı kullanımının sorgulanması gerekebilir. Özellikle maç periyodu süresince yaralanmaların daha sık olduğu zaman aralıklarındaki APT değişimlerinin simülasyonlar aracılığıyla detaylı bir şekilde ve sprint sırasında meydana gelen fonksiyonel uzunluk-gerim ilişkisini temel alarak incelenmesinin faydalı olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda yalnızca anlık risk durum analizi yapılmıştır. Gelecek çalışmalarda bu analizler sonucunda alınan tedbirlerin etkinliği incelenebilir.

Çalışmamızda devre arası sonundaki kuvvette azalmalar her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da önceki çalışmalardan çıkan anlamlı sonuçlara [10, 11] benzer olarak bulunmuştur ve 15 dakikalık bu sürenin kuvvetteki toparlanma üzerine etkisinin irdelenmesi gerektiğini düşündürmektedir. Gelecekteki çalışmalar futbol maçının devre arası süresi içerisinde aktif ısınma veya toparlanma yöntemleri ile pasif dinlenmenin kuvvet üzerindeki etkilerini karşılaştırabilir.

Çalışmamız sağlıklı bireylerdeki değişimleri incelemek üzere planlanmıştır. Ancak gelecek çalışmalar özellikle hamstring yaralanma geçmişine sahip oyuncuların daha büyük risklere sahip olduğunu [19] düşünerek bu oyuncularda yorgunlukla beraber pik tork ve pik tork açısı değişimine odaklanabilir. Çalışma sonuçlarımız ve geçmişteki futbola özgü yaralanma periyotlarıyla alakalı çalışmalar aynı zaman aralıklarını işaret ettiğinden, gelecek çalışmalarda spesifik zaman aralıklarını temel alacak yaklaşımlar ile değerlendirme yapılmasının bu alandaki bilgi açığının kapatılmasında katkı sağlayabileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Bangsbo, J., *The physiology of soccer--with special reference to intense intermittent exercise*. Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum, 1994. **619**: p. 1-155.
2. FIFA C. *FIFA Big Count 2006: 270 million people active in football*. FIFA Communications Division, Information Services. 2007;31:2007.
3. Watson, A. and J.M. Mjaanes, *Soccer injuries in children and adolescents*. Pediatrics, 2019. **144**(5).
4. Pfirrmann, D., et al., *Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: a systematic review*. Journal of athletic training, 2016. **51**(5): p. 410-424.
5. Ekstrand, J., M. Waldén, and M. Häggglund, *Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study*. British Journal of Sports Medicine, 2016. **50**(12): p. 731-737.
6. Ekstrand, J., M. Häggglund, and M. Waldén, *Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer)*. The American journal of sports medicine, 2011. **39**(6): p. 1226-1232.
7. Woods, C., et al., *The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries*. Br J Sports Med, 2004. **38**(1): p. 36-41.
8. Thorborg, K., D. Opar, and A. Shield, *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries*. 2020.
9. Pinniger, G.J., J.R. Steele, and H. Groeller, *Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function?* Med Sci Sports Exerc, 2000. **32**(3): p. 647-53.
10. Jones, R.I., B. Ryan, and A.I. Todd, *Muscle fatigue induced by a soccer match-play simulation in amateur Black South African players*. Journal of sports sciences, 2015. **33**(12): p. 1305-1311.
11. Greig, M., *The influence of soccer-specific fatigue on peak isokinetic torque production of the knee flexors and extensors*. Am J Sports Med, 2008. **36**(7): p. 1403-9.
12. Delextrat, A., J. Gregory, and D. Cohen, *The use of the functional H: Q ratio to assess fatigue in soccer*. International journal of sports medicine, 2010. **31**(03): p. 192-197.
13. Drust, B., T. Reilly, and N. Cable, *Physiological responses to laboratory-based soccer-specific intermittent and continuous exercise*. Journal of sports sciences, 2000. **18**(11): p. 885-892.
14. Robinson, T., *The influence of soccer-specific fatigue on hip range of motion and peak isokinetic hip flexor torque in male soccer players*. Iowa State University, 2011.

15. Bukry, S.A., et al., *Effect of Soccer Match Simulation on Muscle Strength Among Soccer Players—Where is the Evidence?* Advanced Science Letters, 2018. **24**(4): p. 2608-2610.
16. Lehnert, M., et al., *Changes in injury risk mechanisms after soccer-specific fatigue in male youth soccer players.* Journal of human kinetics, 2018. **62**: p. 33.
17. Dvir, Z., *Isokinetic muscle testing, interpretation, and clinical applications.* 2004.
18. Timmins, R.G., et al., *Is there evidence to support the use of the angle of peak torque as a marker of hamstring injury and re-injury risk?* Sports Medicine, 2016. **46**(1): p. 7-13.
19. Brockett, C.L., D.L. Morgan, and U. Proske, *Predicting hamstring strain injury in elite athletes.* Medicine & Science in Sports & Exercise, 2004. **36**(3): p. 379-387.
20. Adlerton, A.K., U. Moritz, and R. Moe-Nilssen, *Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance.* Physiotherapy Research International, 2003. **8**(4): p. 187-199.
21. Plisky, P.J., et al., *Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players.* Journal of orthopaedic & sports physical therapy, 2006. **36**(12): p. 911-919.
22. Greig, M. and C. Walker-Johnson, *The influence of soccer-specific fatigue on functional stability.* Physical Therapy in Sport, 2007. **8**(4): p. 185-190.
23. Worrell, T.W., et al., *Effect of body position on hamstring muscle group average torque.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1990. **11**(10): p. 449-452.
24. Ayala, F., et al., *Absolute reliability of isokinetic knee flexion and extension measurements adopting a prone position.* Clinical physiology and functional imaging, 2013. **33**(1): p. 45-54.
25. Worrell, T.W., D.H. Perrin, and C.R. Denegar, *The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group ratio values.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1989. **11**(3): p. 104-107.
26. Stølen, T., et al., *Physiology of soccer.* Sports medicine, 2005. **35**(6): p. 501-536.
27. Wong, P. and Y. Hong, *Soccer injury in the lower extremities.* British journal of sports medicine, 2005. **39**(8): p. 473-482.
28. Sacks, D., C.P. Society, and A.H. Committee, *Age limits and adolescents.* Paediatrics & Child Health, 2003. **8**(9): p. 577-577.
29. Maffulli, N., et al., *Long-term health outcomes of youth sports injuries.* British journal of sports medicine, 2010. **44**(1): p. 21-25.
30. Mohr, M., P. Krstrup, and J. Bangsbo, *Fatigue in soccer: a brief review.* Journal of sports sciences, 2005. **23**(6): p. 593-599.

31. Small, K., et al., *The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk*. Journal of Science and Medicine in Sport, 2010. **13**(1): p. 120-125.
32. Bloomfield, J., R. Polman, and P. O'Donoghue. *Deceleration and turning movements performed during FA Premier League soccer matches*. in *Science and football VI; the proceedings of the sixth world congress on science and football*. Taylor & Francis, London. 2008.
33. Robineau, J., et al., *Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling*. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2012. **26**(2): p. 555-562.
34. Nédélec, M., et al., *Recovery in soccer*. Sports medicine, 2012. **42**(12): p. 997-1015.
35. Sládečková, B., et al., *Assessment of the body response to specific fatigue exercise protocol SAFT90 in U16 soccer players*. Acta Gymnica, 2019. **49**.
36. Bangsbo, J., L. Nørregaard, and F. Thorsoe, *Activity profile of competition soccer*. Canadian journal of sport sciences= Journal canadien des sciences du sport, 1991. **16**(2): p. 110-116.
37. Castagna, C., S. D'Ottavio, and G. Abt, *Activity profile of young soccer players during actual match play*. J Strength Cond Res, 2003. **17**(4): p. 775-80.
38. Reilly, T., *A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play*. J Human Movement Studies, 1976. **2**: p. 87-97.
39. Pettersen, S.A. and T. Brenn, *Activity profiles by position in youth elite soccer players in official matches*. Sports medicine international open, 2019. **3**(01): p. E19-E24.
40. Buchheit, M., et al., *Match running performance and fitness in youth soccer*. International journal of sports medicine, 2010. **31**(11): p. 818-825.
41. Buchheit, M., et al., *Repeated-sprint sequences during youth soccer matches*. International journal of sports medicine, 2010. **31**(10): p. 709-716.
42. Gregson, W., et al., *Match-to-match variability of high-speed activities in premier league soccer*. International journal of sports medicine, 2010. **31**(04): p. 237-242.
43. Rahnama, N., et al., *Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer*. Journal of Sports Science, 2003. **21**(11): p. 933-942.
44. Greig, M., *The influence of soccer-specific activity on the kinematics of an agility sprint*. European Journal of Sport Science, 2009. **9**(1): p. 23-33.
45. Greig, M.P., L.R. McNaughton, and R.J. Lovell, *Physiological and mechanical response to soccer-specific intermittent activity and steady-state activity*. Res Sports Med, 2006. **14**(1): p. 29-52.
46. Williams, J.D., G. Abt, and A.E. Kilding, *Ball-sport endurance and sprint test (BEAST90): validity and reliability of a 90-minute soccer performance test*. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2010. **24**(12): p. 3209-3218.

47. Nicholas, C.W., F.E. Nuttall, and C. Williams, *The Loughborough Intermittent Shuttle Test: a field test that simulates the activity pattern of soccer*. Journal of sports sciences, 2000. **18**(2): p. 97-104.
48. Stone, K.J., et al., *Development of a soccer simulation protocol to include repeated sprints and agility*. International journal of sports physiology and performance, 2011. **6**(3): p. 427-431.
49. Allen, D.G., G.D. Lamb, and H. Westerblad, *Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms*. Physiol Rev, 2008. **88**(1): p. 287-332.
50. Ament, W. and G.J. Verkerke, *Exercise and fatigue*. Sports medicine, 2009. **39**(5): p. 389-422.
51. Ünal, M., *Egzersiz Fizyolojisi*. İstanbul Tıp Kitabevi, 2018.
52. Swain, M.G. and D.E. Jones, *Fatigue in chronic liver disease: New insights and therapeutic approaches*. Liver International, 2019. **39**(1): p. 6-19.
53. Taylor, J.L., J.E. Butler, and S. Gandevia, *Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue*. European journal of applied physiology, 2000. **83**(2): p. 106-115.
54. Hiemstra, L.A., I.K. Lo, and P.J. Fowler, *Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2001. **31**(10): p. 598-605.
55. Bigland-Ritchie, B. and J. Woods, *Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue*. Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine, 1984. **7**(9): p. 691-699.
56. Reilly, T., et al., *The physiological load imposed on soccer players during real match-play*, in *Science and Football (Routledge Revivals)*. 2013, Routledge. p. 73-81.
57. Kaeding, C.C. and J. Borchers, *Hamstring and quadriceps injuries in athletes*. 2014: Springer.
58. Sutton, G., *Hamstrung by hamstring strains: a review of the literature*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1984. **5**(4): p. 184-195.
59. Wood, D.G., et al., *Avulsion of the proximal hamstring origin*. JBJS, 2008. **90**(11): p. 2365-2374.
60. Agre, J.C., *Hamstring injuries*. Sports medicine, 1985. **2**(1): p. 21-33.
61. van der Made, A.D., et al., *The hamstring muscle complex*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2015. **23**(7): p. 2115-2122.
62. Ahmad, C.S., et al., *Evaluation and Management of Hamstring Injuries*. The American Journal of Sports Medicine, 2013. **41**(12): p. 2933-2947.
63. Heiderscheit, B.C., et al., *Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention*. journal of orthopaedic & sports physical therapy, 2010. **40**(2): p. 67-81.

64. Gronwald, T., et al., *Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): a systematic video analysis of 52 cases*. British Journal of Sports Medicine, 2022. **56**(3): p. 165-171.
65. Danielsson, A., et al., *The mechanism of hamstring injuries—a systematic review*. BMC musculoskeletal disorders, 2020. **21**(1): p. 1-21.
66. Brewer, B., *Mechanism of injury to the musculotendinous unit*. AAOS Instructional Course Lectures, 1960. **14**.
67. Stanton, P. and C. Purdam, *Hamstring injuries in sprinting—the role of eccentric exercise*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1989. **10**(9): p. 343-349.
68. Garrett Jr, W., J. Califf, and F. Bassett, *Histochemical correlates of hamstring injuries*. The American journal of sports medicine, 1984. **12**(2): p. 98-103.
69. Devlin, L., *Recurrent posterior thigh symptoms detrimental to performance in rugby union*. Sports medicine, 2000. **29**(4): p. 273-287.
70. Kalkhoven, J., et al., *The evidence indicates that the hamstrings do not behave isometrically during the swing phase of the sprint cycle: a narrative review*. 2020.
71. Ruas, C.V., et al., *Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position*. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2015. **29**(5): p. 1220-1226.
72. Williams, K.R., *Biomechanics of running*. Exerc Sport Sci Rev, 1985. **13**: p. 389-441.
73. Croisier, J.-L., et al., *Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study*. The American journal of sports medicine, 2008. **36**(8): p. 1469-1475.
74. Hawkins, R.D., et al., *The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football*. British journal of sports medicine, 2001. **35**(1): p. 43-47.
75. Mair, S.D., et al., *The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury*. The American Journal of Sports Medicine, 1996. **24**(2): p. 137-143.
76. Murphy, D., D. Connolly, and B. Beynnon, *Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature*. British journal of sports medicine, 2003. **37**(1): p. 13-29.
77. Rahnama, N., T. Reilly, and A. Lees, *Injury risk associated with playing actions during competitive soccer*. British journal of sports medicine, 2002. **36**(5): p. 354-359.
78. Serbest, K. and O. Eldoğan, *İskelet kaslarının yapısı ve biyomekaniği*. Academic Platform Journal of Engineering and Science, 2014. **2**(3): p. 41-51.
79. Widmaier, E., H. Raff, and K. Strang, *Vander insan fizyolojisi (10. Baskı)*. Çev. S. Demirgören). İzmir: İzmir Güven Kitabevi,(Eserin orijinali 1970'de yayımlandı), 2010.

80. Thorstensson, A. and J. Karlsson, *Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle*. Acta Physiologica Scandinavica, 1976. **98**(3): p. 318-322.
81. Chumanov, E.S., et al., *Hamstrings are most susceptible to injury during the late swing phase of sprinting*. 2012, BMJ publishing group ltd and British association of sport and exercise medicine.
82. Lievens, E., et al., *Muscle Fibre Typology as a Novel Risk Factor for Hamstring Strain Injuries in Professional Football (Soccer): A Prospective Cohort Study*. Sports Medicine, 2021: p. 1-9.
83. Willingham, T.B., et al., *The unified myofibrillar matrix for force generation in muscle*. Nature communications, 2020. **11**(1): p. 1-10.
84. Hislop, H.J. and J. Perrine, *The isokinetic concept of exercise*. Physical Therapy, 1967. **47**(1): p. 114-117.
85. Foran, B., *Facility considerations: Advantages and disadvantages of isokinetics, variable resistance and free weights*. Strength & Conditioning Journal, 1985. **7**(1): p. 24-25.
86. Proske, U., et al., *Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them*. Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology, 2004. **31**(8): p. 546-550.
87. Morgan, D.L., *New insights into the behavior of muscle during active lengthening*. Biophys J, 1990. **57**(2): p. 209-21.
88. Brockett, C.L., D.L. Morgan, and U. Proske, *Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2001. **33**(5): p. 783-790.
89. Findley, B.W., et al., *The influence of body position on load range during isokinetic knee extension/flexion*. Journal of sports science & medicine, 2006. **5**(3): p. 400.
90. Visser, J., et al., *Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles*. European journal of applied physiology and occupational physiology, 1990. **61**(5): p. 453-460.
91. Thelen, D.G., et al., *Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting*. Med Sci Sports Exerc, 2005. **37**(1): p. 108-114.
92. Barr, A.E. and P.W. Duncan, *Influence of position on knee flexor peak torque*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1988. **9**(8): p. 279-283.
93. Houtz, S., M. Lebow, and F. Beyer, *Effect of posture on strength of the knee flexor and extensor muscles*. Journal of Applied Physiology, 1957. **11**(3): p. 475-480.
94. Kisner, C. and L. Kolby, *Therapeutic exercise 5th ed*. Philadelphia: Davis Company, 2007: p. 957.
95. Proske, U., *Exercise, fatigue and proprioception: A retrospective*. Experimental brain research, 2019. **237**(10): p. 2447-2459.
96. Kuzewski, M., et al., *Influence of passive stiffness of hamstrings on postural stability*. Journal of human kinetics, 2015. **45**: p. 49.

97. Winter, D.A., A.E. Patla, and J.S. Frank, *Assessment of balance control in humans*. Med Prog Technol, 1990. **16**(1-2): p. 31-51.
98. Paillard, T. and F. Noé, *Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2006. **16**(5): p. 345-348.
99. Pau, M., G. Ibba, and G. Attene, *Fatigue-induced balance impairment in young soccer players*. Journal of athletic training, 2014. **49**(4): p. 454-461.
100. Paillard, T., et al., *Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition*. Journal of athletic training, 2006. **41**(2): p. 172.
101. Teixeira, L.A., et al., *Leg preference and interlateral asymmetry of balance stability in soccer players*. Research quarterly for exercise and sport, 2011. **82**(1): p. 21-27.
102. Gerbino, P.G., E.D. Griffin, and D. Zurakowski, *Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players*. Gait & posture, 2007. **26**(4): p. 501-507.
103. Matsuda, S., S. Demura, and M. Uchiyama, *Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports*. Journal of sports sciences, 2008. **26**(7): p. 775-779.
104. Pau, M., et al., *Dynamic balance is impaired after a match in young elite soccer players*. Physical therapy in sport, 2016. **22**: p. 11-15.
105. Rozzi, S., et al., *Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control*. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Champaign, IL: Human Kinetics, 2000.: p. 375-383.
106. Boden, B.P., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury*. Orthopedics, 2000. **23**(6): p. 573-8.
107. Woods, C., et al., *The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains*. British journal of sports medicine, 2003. **37**(3): p. 233-238.
108. *Officiating Youth Football (Mini Soccer, 9 v 9 & 11 v 11)*. Guidance for Officials. March 2018, University of Portsmouth. 18.
109. Jones, A.M. and J.H. Doust, *A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running*. Journal of sports sciences, 1996. **14**(4): p. 321-327.
110. Life Fitness, T.T., Operation Manual. Available from: <https://www.kullanimkilavuzu.com.tr/life-fitness/93t/k%C4%B1lavuz?p=1>.
111. Arts, F. and H. Kuipers, *The relation between power output, oxygen uptake and heart rate in male athletes*. International journal of sports medicine, 1994. **15**(05): p. 228-231.
112. Polar HR Available from: <https://www.polar.com/tr/urunler/aksesuarlar/H9nabiz-sensoru>

113. Borg, G.A., *Psychophysical bases of perceived exertion*. Medicine & science in sports & exercise, 1982.
114. Arnold, B.L. and R.J. Schmitz, *Examination of balance measures produced by the biodex stability system*. J Athl Train, 1998. **33**(4): p. 323-7.
115. Rein, S., et al., *Postural control and functional ankle stability in professional and amateur dancers*. Clinical Neurophysiology, 2011. **122**(8): p. 1602-1610.
116. Impellizzeri, F.M., et al., *Use of RPE-based training load in soccer*. Medicine & Science in sports & exercise, 2004. **36**(6): p. 1042-1047.
117. Aslan, A., et al., *Metabolic demands of match performance in young soccer players*. Journal of sports science & medicine, 2012. **11**(1): p. 170.
118. Martin, D. and M. Andersen, *Heart rate-perceived exertion relationship during training and taper*. Journal of sports medicine and physical fitness, 2000. **40**(3): p. 201.
119. Coelho, D.B., et al., *Exercise intensity during official soccer matches*. Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano, 2016. **18**: p. 621-628.
120. Delestrat, A., et al., *Effect of a simulated soccer match on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio in amateur female players*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2011. **23**.
121. Barrett, S., A. Guard, and R.J. Lovell, *Elite-youth and university-level versions of SAFT90 simulate the internal and external loads of competitive soccer*. Science and football VII, 2013: p. 95-100.
122. Svensson, J.M., *The development of a soccer-specific high-intensity intermittent running protocol*. 2007: Liverpool John Moores University (United Kingdom).
123. Paillard, T., *Effects of general and local fatigue on postural control: a review*. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 2012. **36**(1): p. 162-176.
124. Pandey, A. and R. Venugopal, *Comparison of dynamic balance using SEBT between athletes and non-athletes*. International Journal of Physical Education, Sports and Health, 2016. **3**(2): p. 238-240.
125. Gribble, P.A., J. Hertel, and P. Plisky, *Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review*. Journal of athletic training, 2012. **47**(3): p. 339-357.
126. Sheldon, J., *The effect of age on the control of sway*. Gerontologia clinica, 1963. **5**(3): p. 129-138.
127. Yaggie, J. and W.J. Armstrong, *Effects of lower extremity fatigue on indices of balance*. Journal of Sport Rehabilitation, 2004. **13**(4): p. 312-322.
128. Pendergrass, T.L., J.H. Moore, and J.P. Gerber, *Postural control after a 2-mile run*. Military medicine, 2003. **168**(11): p. 896-903.
129. Nardone, A., et al., *Fatigue effects on body balance*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control, 1997. **105**(4): p. 309-320.

130. Yamada, R.K.F., et al., *The effects of one-half of a soccer match on the postural stability and functional capacity of the lower limbs in young soccer players*. Clinics, 2012. **67**: p. 1361-1364.
131. Güler, Ö., et al., *Effects of Aerobic and Anaerobic Fatigue Exercises on Postural Control and Recovery Time in Female Soccer Players*. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2020. **17**(17): p. 6273.
132. Frisch, A., et al., *Association between preseason functional tests and injuries in youth football: A prospective follow-up*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2011. **21**(6): p. e468-e476.
133. Willems, T.M., et al., *Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study*. The American journal of sports medicine, 2005. **33**(3): p. 415-423.
134. Gioftsidou, A., et al., *Effects of a soccer training session fatigue on balance ability*. Journal of Human Sport and Exercise, 2011. **6**(3): p. 521-527.
135. Ishizuka, T., et al., *Recovery of time on limits of stability from functional fatigue in Division II collegiate athletes*. J Strength Cond Res, 2011. **25**(7): p. 1905-10.
136. Erkmen, N., *Futbolcularda Yorgunluğun Denge Performansına Etkisi*. Sport Sciences, 2009. **4**(4): p. 289-299.
137. Reilly, T., *Energetics of high-intensity exercise (soccer) with particular reference to fatigue*. Journal of sports sciences, 1997. **15**(3): p. 257-263.
138. Shinkai, H., et al., *Ball impact dynamics of instep soccer kicking*. Med Sci Sports Exerc, 2009. **41**(4): p. 889-97.
139. Davis, J.M. and S.P. Bailey, *Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise*. Medicine and science in sports and exercise, 1997. **29**(1): p. 45-57.
140. Reilly, T., B. Drust, and N. Clarke, *Muscle fatigue during football match-play*. Sports Med, 2008. **38**(5): p. 357-67.
141. Lovell, R., et al., *Effects of different half-time strategies on second half soccer-specific speed, power and dynamic strength*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2013. **23**(1): p. 105-113.
142. Fitts, R., *Substrate supply and energy metabolism during brief high intensity exercise: importance of limiting performance*. Energy metabolism in exercise and sports, 1992. **5**.
143. Costill, D.L., et al., *Leg muscle pH following sprint running*. Med Sci Sports Exerc, 1983. **15**(4): p. 325-9.
144. Opar, D., et al., *Eccentric hamstring strength and hamstring injury risk in Australian footballers*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2015. **47**(4): p. 857-865.
145. Greig, M. and J.C. Siegler, *Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength*. J Athl Train, 2009. **44**(2): p. 180-4.
146. Kraus, H., *Evaluation and treatment of muscle function in athletic injury*. The American Journal of Surgery, 1959. **98**(3): p. 353-362.

147. Taşdemir, U.F.F.C., *Periferik Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi, Güncel Göğüs Hastalıkları Serisi 2019; 7 (1): 39-49*
148. Wan, J.-j., et al., *Muscle fatigue: general understanding and treatment*. Experimental & molecular medicine, 2017. **49**(10): p. e384-e384.
149. Greco, C.C., et al., *Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players*. Clinical physiology and functional imaging, 2013. **33**(1): p. 18-23.
150. De Ste Croix, M., et al., *Acl injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2015. **25**(5): p. e531-e538.
151. Perrin, D.H., *Isokinetic exercise and assessment*. 1993.
152. Hirokawa, S., et al., *Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction*. The American journal of sports medicine, 1992. **20**(3): p. 299-306.
153. Opar, D., M. Williams, and A. Shield, *Hamstring strain injuries: Factors that lead to injury and re-injury [accepted manuscript]*. 2012.
154. Heiderscheit, B.C., et al., *Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: a case study*. Clinical biomechanics, 2005. **20**(10): p. 1072-1078.
155. Pfsa. *How Long Is A Football Match?*; Available from: <https://thepfsa.co.uk/how-long-is-a-football-match>
156. Carvalho, F.L., et al., *Acute effects of a warm-up including active, passive, and dynamic stretching on vertical jump performance*. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2012. **26**(9): p. 2447-2452.
157. Mohr, M., et al., *Muscle temperature and sprint performance during soccer matches—beneficial effect of re-warm-up at half-time*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2004. **14**(3): p. 156-162.
158. Bishop, D., *Warm up II*. Sports medicine, 2003. **33**(7): p. 483-498.
159. Fuster, J., T. Caparrós, and L. Capdevila, *Evaluation of cognitive load in team sports: literature review*. PeerJ, 2021. **9**: p. e12045.
160. Fuller, C.W., et al., *Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2006. **16**(2): p. 83-92.

FORMLAR



İstanbul Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Spor Hekimliği Anabilim Dalı

Hasta Takip Formu

- Sporcunun Adı Soyadı: Tarih: .../.../...
- Doğum Tarihi: VKİ (vücut kütle indeksi):
- Boy uzunluğu (cm): Dominant taraf: () sağ () sol
- Telefonu:
- Yapmakta olduğunuz spor dalında hangi pozisyonda oynuyorsunuz?
- Aşağıdaki rahatsızlıklardan herhangi birine sahip misiniz?
 () Herhangi bir hastalığım yok
 () Kardiyovasküler veya sistemik (diyabet, tansiyon vb.) problem () Kronik Bel Ağrısı
- Futbol oynadığınız süre (yıl):
- Son 1 yılda bir yaralanma geçirdiniz mi? () Evet () Hayır
- Evet ise, ne tür bir yaralanma geçirdiniz?.....
- Antreman sıklığınız? Haftada ortalama kaç maç yapıyorsunuz?
- () Haftada 1 kez () Haftada 2-3 kez () Haftada 4-5 kez () Her gün
- Yaptığınız antreman her seferinde kaç dakika sürüyor?
 () 30 – 60 dk () 60 – 90 dk () 90 – 120 dk
- Testten 24 saat öncesine kadar ağır egzersiz yaptınız mı? () Evet () Hayır

ÖLÇÜM FORMU

Adı Soyadı:

Tarih: .././...

Postürel Stabilite Testi

	D	ND
APSI		
MLSI		
OSI		

İzokinetik Prone Diz Fleksör Peak Tork Kuvveti

	60° s ⁻¹		120° s ⁻¹	
	D	ND	D	ND
Eksantrik Diz Fleksör Kuvveti (N.m)				
Konsantrik Diz Fleksör Kuvveti (N.m)				

İzokinetik Prone Diz Fleksör Peak Tork Açısı

	60° s ⁻¹		120° s ⁻¹	
	D	ND	D	ND
Eksantrik Diz Fleksör Peak Tork Açısı (derece)				
Konsantrik Diz Fleksör Peak Tork Açısı (derece)				

BORG Puanı:

Ortalama Kalp Atım Hızı:

ETİK KURUL KARARI

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ADÖLESAN ERKEK FUTBOLCULARDA FUTBOLA ÖZGÜ
TREADMILL SİMÜLASYONU İLE OLUŞTURULAN YORGUNLUĞUN
DENGE, KUVVET VE PİK TORK AÇISI ÜZERİNE ETKİLERİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 8	% 7	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 2
2	fizyoloji.info İnternet Kaynağı	% 1
3	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	acikerisim.sakarya.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% 1
6	Submitted to Trakya University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	burkonturizm.com İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

