



**FARKLI KOŞULLARDA KOŞUNUN ALT VÜCUT
KAS AKTİVİTE DESENLERİ**

Doktora Tezi

Abdulkerim DARENDELİ

Eskişehir 2023

**FARKLI KOŞULLARDA KOŞUNUN ALT VÜCUT KAS AKTİVİTE
DESENLERİ**

Abdulkerim DARENDELİ

DOKTORA TEZİ

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

İkinci Danışman: Prof. Dr. Roger M. ENOKA

Eskişehir

Anadolu Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Mayıs 2023

*Bu tez çalışması TÜBİTAK tarafından kabul edilen 1002 programı- 220S821 no.lu
ve 2214-A programı 1059B142100617 no.lu projeler kapsamında desteklenmiştir.*

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Abdulkerim DARENDELİ'nin “Farklı Koşullarda Koşunun Alt Vücut Kas Aktivite Desenleri” başlıklı tezi 03/05/2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek “Anadolu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği”nin ilgili maddeleri uyarınca, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

	<u>Unvanı Adı Soyadı</u>	<u>İmza</u>
Üye (Tez Danışmanı)	: Prof. Dr. Hayri ERTAN	
Üye	: Doç. Dr. Ali Onur CERRAH	
Üye	: Doç. Dr. Celil KAÇOĞLU	
Üye	: Doç. Dr. Mutlu CUĞ	
Üye	: Prof. Dr. Kemal Sıtkı TÜRKER	

Prof. Dr. Gülşen AKALIN ÇİFTÇİ

Enstitü Müdürü

ÖZET

FARKLI KOŞULLARDA KOŞUNUN ALT VÜCUT KAS AKTİVİTE DESENLERİ

Abdulkerim DARENDELİ

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Mayıs 2023

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

İkinci Danışman: Prof. Dr. Roger M. ENOKA

Bu çalışmanın amaçları: 1) koşu bandı (üç farklı eğimde) ve pist koşuları sırasında seçili uyluk ve diz kaslarının aktivasyon seviyelerinin (n=13); 2) KAB olan ve olmayan bireylerde (n=27) ayak bileği stabilizör kaslarının EMG profillerinin ve adımlama sürelerindeki değişkenliğin karşılaştırılmasıdır. YÖNTEM: Koşu testleri sırasında seçili alt ekstremite kaslarının EMG aktiviteleri ile tibial hızlanma verileri toplanmıştır. EMG genliği, EMG aktivitesinin maksimuma ulaşma süresi ve adımlama sürelerindeki değişkenlik verileri, analiz edilen 50 art arda koşu adım döngüsünden elde edilmiştir. EMG verileri adımlama süresine göre zamana-, uygun maksimal istemli kasılma (MİK) testlerine göre de genliğe-normalize edilmiştir. BULGULAR: Uyluk kasları için %1 eğimdeki koşu bandı ve alt bacak kasları için %2 eğimdeki koşu bandı ile pist koşusu benzer EMG genliği seviyelerine ulaşmıştır. Pist koşusu sırasındaki EMG genliği, %0 eğimdeki koşu bandı koşusu sırasındaki EMG genliğinden yüksek bulunmuştur. Ayrıca adımlama sürelerindeki değişkenlik pist koşusu sırasında daha yüksek olup bazı kasların aktivite seviyeleri ile de anlamlı pozitif ilişkilidir. KAB olan ve olmayan bireyler arasında EMG genliği ve EMG aktivitesinin maksimuma ulaşma süresi benzer olsa da kaslar arasındaki maksimum aktiviteye ulaşma sırası değişkenlik göstermiştir. Adımlama sürelerindeki değişkenlik KAB olan bireylerde daha yüksek bulunmuştur. SONUÇ: 1) %0 eğimdeki koşu bandından elde edilen bulgular, sağlıklı genç-yetişkinlerin pist koşusu performans kapasitesi değerlendirilirken dikkatli kullanılmalıdır. 2) KAB olan bireylerin ayak bileği stabilizör kaslarının koşu bandı koşusu sırasındaki aktivasyon stratejileri değişkenlik göstermektedir.

Anahtar Sözcükler: Biyomekanik, Tibial hızlanma, Ayak bileği sakatlığı, Motorlu koşu bandı, Sinir-kassal fonksiyon

ABSTRACT

LOWER BODY MUSCLE ACTIVITY PROFILE WHEN RUNNING UNDER VARIOUS CONDITIONS

Abdulkerim DARENDELI

Department of Physical Education and Sports

Anadolu University, Graduate School of Health Sciences, May 2023

Supervisor: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Co-supervisor: Prof. Dr. Roger M. ENOKA

The objectives were to compare: 1) the level of activation for selected thigh and shank muscles when participants (n=13) ran overground versus on a treadmill at three grades; 2) the EMG profile of ankle stabilizer muscles and stride-time variability when individuals (n=27) with or without CAI ran on a treadmill. METHODS: EMG activity of selected thigh and shank muscles as well as tibial acceleration data were recorded during the running trials. EMG amplitude, timing of EMG peaks, and variation in stride-time were analyzed from 50 consecutive stride cycles. EMG data were time normalized to stride duration and amplitude-normalized to the appropriate maximal voluntary contraction (MVC) task. RESULTS: EMG amplitude during overground running matched the values measured when running on a treadmill at 1% grade for thigh muscles and at 2% grade for shank muscles. Also, stride time was more variable during overground running and was associated with elevated EMG amplitudes for some leg muscles. Individuals with CAI had similar EMG amplitudes and peak timing, but an altered order of peak EMG activity in ankle stabilizer muscles, and a greater stride-time variability during treadmill running compared with individuals who had no history of ankle sprains. CONCLUSION: These findings 1) suggest caution when extrapolating findings obtained from running on a treadmill at 0% grade to the overground performance capabilities of healthy young adults; 2) indicate that individuals with CAI exhibit altered activation strategies for ankle stabilizer muscles when running on a treadmill.

Keywords: Biomechanics, Tibial acceleration, Ankle injury, Motorized treadmill, Neuromuscular function

03/05/2023

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmamın Anadolu Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programı” ile tarandığını ve hiçbir şekilde “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

.....

Abdulkerim DARENDELİ

TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmalarımda desteği olan Prof. Dr. Hayri ERTAN, Prof. Dr. Kemal TÜRKER, Doç. Dr. Ali Onur CERRAH ve Doç. Dr. Mutlu CUĞ'a; süreç boyunca destek veren laboratuvar arkadaşlarım Aybars AKYÜREK, Kaan Nazım NAZİK ve Batuhan DİRİK'e; çalışmalarımda gönüllü olan katılımcılara ve Dr. Roger M. ENOKA'ya teşekkür ederim.

1002 programı- 220S821 no.lu ve 2214-A programı 1059B142100617 no.lu projeler kapsamında çalışmalarımı maddi olarak destekleyen TÜBİTAK'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
BAŞLIK SAYFASI	i
JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	xi
KISALTMALAR	xv
1.GİRİŞ	1
1.1.Problem	1
1.2.Amaçlar	4
1.3.Önem	4
1.4.Hipotezler	5
1.5.Varsayımlar	5
2.LİTERATÜRE GİRİŞ	7
2.1.Koşunun Mekanizmaları	7
2.1.1.Sağlık ve Performans Perspektifinden Koşu	8
2.1.2.Koşu Biyomekaniği ve Modüler Kontrolü	8
2.1.3. Koşunun Uzay-zamansal Çıktıları	12
2.2.Elektromyografi (EMG)	13
2.3.Kronik Ayak Bileği Burkulması ve Koşu	18
3.YÖNTEM	22
3.1.Katılımcılar	22
I. Bölüm	22
II. Bölüm	22
3.2.Deneysel Yaklaşım ve Protokoller	23
I. Bölüm	23
II. Bölüm	24

3.3.Koşu Bandı ve Pist Koşusu	25
I. Bölüm	25
II. Bölüm	26
3.4.Elektromyografi Kaydı	26
I. Bölüm	26
II. Bölüm	27
3.5.Maksimal İstemli Kasılma Testleri	28
I. Bölüm	28
II. Bölüm	29
3.6.Tibial Hızlanma	30
3.7.Verı Analizi	31
3.7.1.EMG	31
I. Bölüm	31
II. Bölüm	31
3.7.2.Tibial Hızlanma	32
3.8.İstatistikler	32
I. Bölüm	32
II. Bölüm	33
4.BULGULAR	34
4.1.Birinci Bölüm	34
4.2.İkinci Bölüm	40
5.TARTIŞMA ve SONUÇ	49
5.1.Birinci Bölüm	49
5.1.1.EMG Genliğindeki Farklılıklar	49
5.1.2.Adımlama Sürelerindeki Değişkenlik	51
5.1.3.Sınırlılıklar	51
5.1.3.Sonuç	52
5.2.İkinci Bölüm	52
5.2.1.EMG Genliğindeki Farklılıklar	52
5.2.2.Maksimum EMG Aktivitesinin Zamanlaması	54
5.2.3. Adımlama Sürelerindeki Değişkenlik	55
5.2.4.Sınırlılıklar	56
5.2.5.Sonuç	56

KAYNAKÇA	57
EKLER	
ÖZGEÇMİŞ	



ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

- Şekil 1.1.** Ferris ve Farley (1985) tarafından önerilen kütle-yay modelinin elastik bir zeminde, yere iniş sonrasında temas fazının başlangıcı (sol) ve ortalarındaki (sağ) temsili. Zeminin sıkılığında bir değişiklik olması durumunda, total sıkılık (bacak sıkılığı + zemin sıkılığı) değişmemektedir. Dolayısıyla nispeten gevşek bir zeminde bacak sıkılığının artışı, zemine düşen mekanik iş yükünü artırıp bacağa düşen mekanik iş yükünü düşürmektedir 2
- Şekil 1.2.** Döngüsel aktiviteler (yürüme, pedal çevirme gibi) sırasında zamana bağlı değişkenlerin (adımlama süreleri gibi) nispeten düzenli (sol) ya da kaotik (sağ) dinamiklerinin tasviri. Üst şekilde iki farklı katılımcının 30 kuşu adımı sırasındaki adımlama zamanları verilmiştir (y aksisi nispi ölçü birimi) 4
- Şekil 2.1.** Koşunun yere temas ve savurma fazları. Sol bacak için savurma fazının sonu ve yere ilk temas; sağ bacak için savurma fazının başlangıcı 10
- Şekil 2.2.** Bir koşu adım döngüsü sırasında şekilde verilen dört fazda belirli kas grupları (sinerji/modül) solda verilen görevleri gerçekleştirmektedir. Yukarıdan aşağıya bu dört fazdan şu kaslar sorumludur: 1) vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, gluteus maximus; 2) soleus, gastrocnemius medialis, gastrocnemius lateralis, peroneus longus; 3) tibialis anterior, rectus femoris, peroneus longus; 4) semitendinosus, biceps femoris. Bu bilgiler yüzeyel EMG verilerinden elde edilmiştir ve bu yöntemle okunamayan diğer birçok alt ekstremite kası da bu fazlarda aktiftir. Siyah dikey hat yere temas ve savurma fazlarını ayırmaktadır. Grafikte verilen üst üste kırmızı hatlar farklı katılımcıların verilerini temsil etmektedir..... 11
- Şekil 2.3.** EMG verisinin ön işleme aşamaları. (A) İşlenmemiş sinyal. (B) 20 Hz kesim frekansı ile Butterworth 2. derece çift yönlü high-pass filtre uygulanmış veri. (C) Filtre uygulanmış verinin rektife edilmiş (gri) ve RMS ile yumuşatılmış hali (kırmızı). (D) Koşu adımlaması sırasında art arda 30 adım için filtrelenmiş yumuşatılmış örnek EMG verisi (gri) ve ortalamaları (kalın siyah). Şeklin başlangıç ve bitişi, ayağın yere ilk temas anlarıdır 16
- Şekil 3.1.** Deneysel protokol. A, Katılımcıların maksimal istemli kasılma (MİK) testleri sırasındaki pozisyonları. B, Koşu bandı ve pist koşularını temsil eden ortamın tasviri. Sağ üst köşede işlenmemiş örnek elektromyografi ve tibial hızlanma verileri verilmiştir. Dikey mor hat, ayağın yerle ilk temas ettiği zamana işaret etmektedir. Açık

- havada 400 metrelik pistte koniler, rüzgâr hızı ölçer ve ses sisteminin yerleştirme düzenleri tasvir edilmiştir. C, Deneysel protokol süreç tablosu. Koşu testlerine yatkınlık kazandırmak amacıyla katılımcılar MİK testleri öncesi ve sonrasında deneme koşulları yapmıştır. MİK testlerinin her biri altışar saniyelik üçer tekrarlı şekilde uygulanmıştır. Her bir koşu testi (örneğin %1 eğimde 2.92 m.s^{-1} hızda) 60 s sürmüş ve diğer koşuya geçmeden önce 120 s dinlenme arası verilmiştir. Koşu ortamı (koşu bandı ve pist) ve koşu bandı eğimleri randomize bir sırayla tamamlanmıştır 25
- Şekil 3.2.** Kronik ayak bileği burkulması (KAB) olan ve olmayan (kontrol) bireylerin bir koşu adım döngüsü sırasındaki işlenmemiş EMG aktivitelerine örnek. Soldan sağa dört sütunda sırasıyla peroneus longus (PL), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (GM) ve soleus (SOL) kasları için her iki gruptan 10 katılımcının EMG örneği verilmiştir. Her satır bir katılımcının örnek verisi olup bulunduğu gruba göre renklendirilmiştir. Örnek EMG verileri rastgele seçilmemiş, her katılımcı için ilgili kas aktivite profilini tutarlı olarak temsil eden örnekler alınmıştır 28
- Şekil 3.3.** İki farklı diz açısında (70° ve 90°) yapılan maksimal istemli diz ekstansiyon testi sırasında ölçülen tork değerleri ve RF, VL ve VM kaslarının EMG aktivite seviyeleri. Ortalama EMG genliğinin 90° diz açısında, 70° diz açısından daha yüksek olduğu (RF için 10/13 katılımcı; VL ve VM için 9/13 katılımcı) görülmüştür. Tork değerlerinin ise 70° açıda daha yüksek olduğuna dikkat edilmelidir. Bu sonuçlar araştırmanın ana kapsamı dışında olup gelecek çalışmalarda fikir verebileceği düşünülerek kısaca tasvir edilmiştir..... 30
- Şekil 4.1.** A, bir katılımcının bir koşu adımlaması (aynı uzuv için ayağın ilk yere temasından ikinci kez yere temasına kadarki süreç) sırasındaki işlenmemiş EMG sinyalleri. B, Koşulların farklı renklerle gösterildiği sekiz kas için ortalaması alınmış EMG sinyalleri (mutlak değeri alınmış ve low-pass filtre uygulanmış). Y aksisinin kaslar için farklı olduğuna dikkat edilmelidir. Her kas için sol ve sağ paneller iki koşu hızındaki (2.92 ve 4.58 m.s^{-1}) EMG profillerini göstermektedir. X aksisi koşu adım döngüsünü; %0 ve %100 ayağın yere ilk temas ettiği zamanı temsi emektedir. Holm düzeltmesi yapılmış p değerleri, EMG genliğinin PL hariç tüm kaslar ve koşullar için hızın anlamlı etkisi olduğunu göstermektedir..... 35
- Şekil 4.2.** Uyluk (A) ve alt bacak kasları (B) için pist ve koşu bandı koşulları sırasındaki EMG tepe (MİK %) değerlerimin kutu grafikleri. Dört koşul (B panelinin altı) farklı renklerle gösterilmiştir. X aksisi için * $P < 0.05$ (Holm düzeltmesi uygulanmış). C, Her veri noktası, pist koşusunun koşu bandı koşusundan (%0, %1 ve %2 eğimlerde) EMG aktivitesindeki (integral ve tepe) ortalama farkı (%) göstermektedir. Bu panelde diz ekstansörleri (quads), biceps femoris (BF) ve alt

bacak kaslarının (shank) EMG genliklerinin koşullar arası yüzdesel farkı farklı renklerde ve iki farklı koşu hızında verilmiştir	36
Şekil 4.3. Kutu içinde gösterilen tüm verilerle, EMG aktivitesi (A, EMG integral; B, EMG tepe) yönünden pist koşusunun koşu bandı koşusundan (%0, %1 ve %2 eğimlerde) farkının büyüklüğünü Cohen's d etki boyutu olarak her bir kas ve iki koşu hızı için göstermektedir. Etki boyutları büyük, orta, küçük ve çok küçük olarak kategorize edilmiş olup renge göre kodlanmıştır	37
Şekil 4.4. A, Adımlama süreleri için varyans katsayılarının (VK) ortalaması dört koşul için verilmiştir. 4.58 m.s^{-1} hızında pist koşusunun adımlama süreleri için VK, koşu bandı koşusununkine kıyasla anlamlı olarak büyüktür, koşu bandı ve pist koşusun arasında nispeten yavaş olan koşu hızında, orta ve büyük etki boyutlarına (Cohen's d) rağmen farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P = 0.052-0.06$; $d = 0.79-0.87$). B, Adımlama sürelerinin VK 'sı ile EMG integral genliği arasında üç kas için doğrusal anlamlı ilişki bulunmuştur. C, Sekiz bacak kasının koşu adımlaması sırasında medyan EMG tepe genliğine ulaşma zamanları (%) dört farklı koşul için verilmiştir. Koşullar arasında hiçbir kasın tepe aktiviteye ulaşma zamanlarında anlamlı değişiklik görülmemiştir	39
Şekil 4.5. Adımlama sürelerinin varyans katsayısı (VK) ile EMG tepe genliği arasındaki ilişki (Pearson's r). Analizler tüm koşullar (pist ve üç farklı eğimde koşu bandı koşuları) aynı havuzda toplanarak yapılmıştır	40
Şekil 4.6. Dört alt bacak kasının (peroneus longus, PL; tibialis anterior, TA; medial gastrocnemius, GM; ve soleus SOL) koşu adımlaması sırasındaki EMG kayıtları. Solda yer alan sütunda bir katılımcının işlenmemiş EMG sinyalleri ve tibial hızlanma verisi örnek olarak verilmiştir. Diğer sütunlarda kronik ayak bileği burkulması olan (KAB) ve olmayan (kontrol) katılımcıların dört kası için iki farklı koşu hızındaki (2.92 and 4.58 m.s^{-1}) ortalama EMG profilinin grafikleri bulunmaktadır. Y aksisinin kaslar arasında değişiklik gösterdiği göz önünde bulundurulmalıdır. X aksisi, koşu adım döngüsünü (%) göstermekte ve %0 ile %100 noktaları ayağın yerle ilk temasını temsil etmektedir	42
Şekil 4.7. Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB) ve olmayan (kontrol) katılımcıların koşu bandı koşusu sırasında iki farklı koşu hızında dört alt bacak kasından toplanan EMG integral (üst panel) ve EMG tepe (alt panel) verileri. Siyah noktalar her bir katılımcının ortalama EMG verisi olup, turuncu noktalar ise grup ve belirtilen kaslar için ortalama veridir. EMG genliği bakımından iki grup arasında hiçbir kas için anlamlı fark bulunmamıştır. Sol ve sağ sütunlar iki koşu hızını temsil etmektedir. Her panelde bulunan 8 satırda 4 kasın EMG genliği iki grup arasında karşılaştırılmaktadır.....	44

- Şekil 4.8.** Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB, kırmızı) ve olmayan (kontrol, gri) katılımcılardan oluşan iki grup için EMG tepe yapma sürelerinin medyan (adım %) değerleri. Yoğunluk grafiği, EMG tepe yapma sürelerinin dağılımını göstermektedir ve yumuşatılmış EMG verisi değildir. Dağılım bilgisinin altında, her kas (farklı renklerde), iki koşu hızı ve iki grup için EMG tepe yapma sürelerinin medyan (adım %) değerleri verilmiştir. Sol panellerde yer alan grafiklerde x aksisi, üzerinde bulunan yoğunluk grafiği ve medyan değerleri için koşu adım döngüsünün yüzdelarını göstermektedir (%0 = ayağın yerle ilk teması). Sağ panelde yer alan veriler, kas çiftlerinin EMG tepe yapma sürelerinin farklarını iki grup arasında karşılaştırmaktadır (p ve Cohen's d etki boyutu olarak) 46
- Şekil 4.9.** Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB, kırmızı) ve olmayan (kontrol, mavi) katılımcıların GM ve PL kaslarının EMG tepe yapma sürelerindeki farkı bireysel veri noktaları olarak verilmiştir. Nispeten hızlı olan koşu hızında (4.58 m.s^{-1}) KAB grubundaki katılımcıların çoğunda PL'nin GM'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığı, diğer yandan kontrol grubundaki katılımcıların çoğunda GM'nin PL'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığı görülmektedir. İki grup arasında GM ve PL kaslarının EMG tepe yapma zamanlarının farkı nispeten yavaş olan koşu hızında (2.92 m.s^{-1}) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur..... 47
- Şekil 4.10.** A, Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB) ve olmayan (kontrol) katılımcılardan oluşan gruplar için adımlama sürelerinin varyans katsayıları (VK %). Adımlama sürelerinin VK'sı 4.58 m.s^{-1} koşu hızı için KAB grubunda kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek, 2.98 m.s^{-1} hızında ise büyük etki boyutuna rağmen farklılık anlamlı değildir. B, İki farklı koşu hızında (satırlar) KAB ve kontrol gruplarındaki (sütunlar) bireylerin her biri için üst üste çizdirilmiş art arda 30 koşu adımlaması için adımlama süreleri verilmiştir..... 48

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışmanın II. Bölümü için katılımcılarının karakteristikleri.....	23
Tablo 4.1. 2.92 m.s ⁻¹ koşu hızında EMG Integral verisi için 1000 tekrarlı bootstrap ile hesaplanmış ortalama, standart hata (SH) ve %95 güven aralığı (GA) değerleri.....	38
Tablo 4.2. 4.58 m.s ⁻¹ koşu hızında EMG Integral verisi için 1000 tekrarlı bootstrap ile hesaplanmış ortalama, standart hata (SH) ve %95 güven aralığı (GA) değerleri.....	38
Tablo 4.3. EMG genliği (tepe [MİK %] ve integral) ve EMG tepe yapma süresi (adım %) verilerinin ortalama, standart hata (SH) ve %95 güven aralığı (GA). Çoklu karşılaştırmalarda p değerlerine Holm düzeltmesi yapılmıştır. Büyük etki boyutunun (Cohen's d) görüldüğü tek değişken peroneus longus kası için tepe yapma süresidir.....	43

KISALTMALAR

BF	: Biceps femoris
DXA	: Dual-energy x-ray absorptiometry
EMG	: Elektromyografi
GA	: Güven aralığı
GM	: Gastrocnemius medialis
KAB	: Kronik ayak bileği burkulması
MİK	: Maksimal istemli kasılma
MU	: Motor ünite
PL	: Peroneus longus
RF	: Rectus femoris
SH	: Standart hata
SOL	: Soleus
TA	: Tibialis anterior
VK	: Varyans katsayısı
VL	: Vastus lateralis
VM	: Vastus medialis

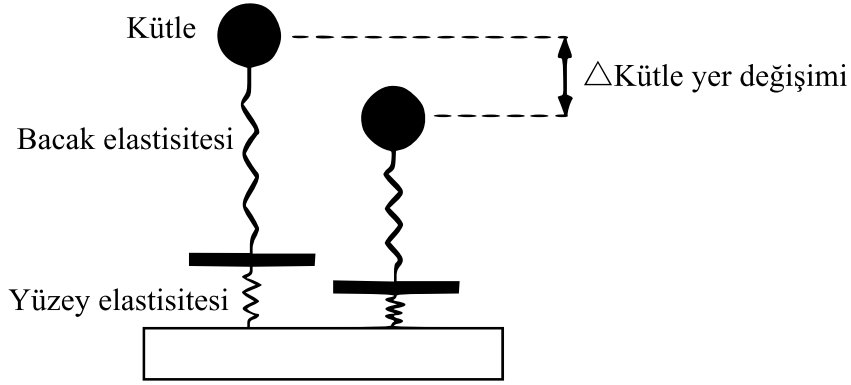
1.GİRİŞ

1.1.Problem

Havanın vücut üzerindeki hareketleri ısı kaybı sağlamakta ve egzersiz sırasındaki kalp atım hızını düşürmektedir dolayısıyla da çevresel kan dolaşımı azalmaktadır (Williams ve Kilgour, 1993). Laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen koşullarda hava direncini artırmak gibi amaçlarla genellikle fan kullanılsa da fan yalnızca ısı kaybı sağlama noktasında devreye girmekte ve hareketin gerçekleşmesini yavaşlatamamaktadır. İki saatlik bir maraton sırasındaki koşu hızında ($\sim 5.86 \text{ m.s}^{-1}$) hava direnci, bir koşucunun sarf ettiği metabolik gücün $\sim 7.8\%$ 'ine denk gelmektedir (da Silva vd., 2022).

Hava direncindeki bu eksikliğin laboratuvar ortamında telafi edilmesi (ve diğer bir deyişle koşu ekonomisinin dengelenebilmesi) için Jones ve Doust (1996) koşu bandı eğiminin 1% 'e sabitlenebileceğini bildirmiştir. Belirtilen bu çalışmada antrenmanlı erkek koşucular, 6 farklı koşu hızında ($2.92, 3.22, 3.75, 4.17, 4.58$ ve 5.0 m.s^{-1}) koşularını tamamlamıştır. Koşular dışarıda düz bir zeminde ve laboratuvar ortamında koşu bandı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Koşu bandının eğimi $0\%, 1\%, 2\%$ ve 3% 'e ayarlanarak yapılan laboratuvar testlerinin yanında bir deneme de dışarıda düz zeminde gerçekleştirilmiştir ($4 + 1$ toplam 5 ayrı test gününde). Testler sırasında koşucuların solunan gaz değerleri kaydedilmiş ve dışarıda yapılan koşunun oksijen masrafının, belirtilen hız aralığında, en doğru şekilde 1% eğimle yapılan koşu bandı testinde gerçekleştiği belirtilmiştir. Bu yönde birçok diğer araştırmacı koşu ekonomisini eşitlemek ve koşu bandı egzersizlerini sporun doğasına daha uygun hale getirmek için 1% eğimi kullanmıştır (Heaney vd., 2009; Souza vd., 2014).

Zeminin sıklığındaki düşüşe yanıt olarak bacak sıklığı artmaktadır. Gevşek zeminde görülen bacak sıklığındaki bu artış koşu sırasında enerji masrafını düşürmekte, aynı şekilde sıkı zeminde ise bacak daha gevşek olup enerji masrafı artmaktadır. Zeminin sıklığında bir değişiklik olması durumunda, total sıklığın (bacak sıklığı + zemin sıklığı) değişmediği göz önünde bulundurulmalıdır. Dolayısıyla nispeten gevşek bir zeminde bacak sıklığının artışı, zemine düşen mekanik iş yükünü artırıp bacağa düşen mekanik iş yükünü düşürecektir (Ferris ve Farley, 1985). Bu anlamda koşu bandı ve pist koşusu karşılaştırılırken zeminin sıklığı da göz önünde bulundurulmalıdır (Şekil 1.1.).



Şekil 1.1. Ferris ve Farley (1985) tarafından önerilen kütle-yay modelinin elastik bir zeminde, yere iniş sonrasında temas fazının başlangıcı (sol) ve ortalarındaki (sağ) temsili. Zeminin sıkılığında bir değişiklik olması durumunda, total sıkılık (bacak sıkılığı + zemin sıkılığı) değişmemektedir. Dolayısıyla nispeten gevşek bir zeminde bacak sıkılığının artışı, zemine düşen mekanik iş yükünü artırıp bacağa düşen mekanik iş yükünü düşürmektedir.

Koşu biyomekaniği yönünden motorize koşu bandı ve düz zeminin farklılıklar gösterdiği bilinmektedir (Willy vd., 2016; Van Hooren vd., 2019). Bu biyomekanik farklılıklar çeşitli sebeplerle kendini göstermektedir. Koşu bandı koşusu sırasında bandın hareket halinde olması nedeniyle ayağı desteklediği ve ileri yönde sürüşü kolaylaştırdığı yönünde yaygın bir görüş bulunmaktadır (Hooren vd., 2019). Hava direncinin çok az olduğu ve bandın sabit hızda hareket ettiği durumda koşu bandı koşusu ve düz zemin koşusunun teorik olarak benzer olduğuna işaret eden çalışmaların (Van Ingen Schenau, 1980) yanı sıra; ayağın iniş ve kalkışıyla birlikte bandın sırasıyla yavaşladığı ve hızlandığını gösteren deneysel çalışmalar da bulunmaktadır ve bu durum koşu biyomekaniklerinin farklılaştığını göstermektedir (Schache vd., 2001). Diğer yandan hem koşu bandı hem de düz zemin koşusu için hız arttıkça adım frekansı da artmaktadır bu durumda hava direncinin de artması beklenmektedir. Fakat düz zemin koşusu sırasında hız arttıkça hava direncindeki artış koşu bandı koşusuna nispeten daha büyük bir oranda gerçekleşmektedir. Bu durumda da özellikle daha yüksek koşu hızlarında biyomekanik farklılıkların belirginleşmesi beklenebilir (Bailey vd., 2017). Genel perspektiften bakıldığında, düz zemin koşusuna kıyasla koşu bandı koşu biyomekaniğinin; bant boyutları (Nigg vd., 1995), koşu bandına alışık olma durumu (Van Ingen Schenau, 1980), zemin sertliği/sıkılığı (Fu vd., 2015; Smith vd., 2017) ve hava direncinden (Jones ve Doust, 1996) etkilenebileceği belirtilmektedir.

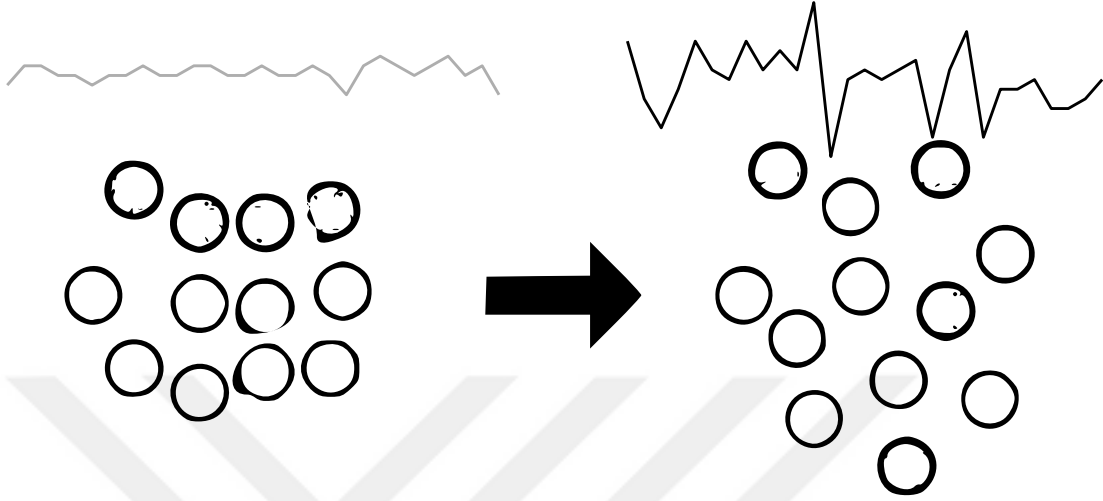
Motorize koşu bandında, motorize olmayan koşu bandında ve düz zeminde yapılan yürüme, jog ve koşunun kas aktivasyonları da incelenmiştir (Montgomery vd., 2016).

Rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyonları yüzeyel Elektromyografi (EMG) ile kaydedilmiştir. Çalışmanın sonucunda en fazla aktivasyonun motorize olmayan koşu bandında yapılan egzersizlerde ortaya çıktığı görülmüş ve özellikle bu aracın alt ekstremité sakatlanmalarının rehabilitasyonunda kullanılabileceği bildirilmiştir. Koşu yönünden, motorize koşu bandı ve düz zemin karşılaştırıldığında diz ekstensör aktivasyonunda fark olmadığı, diz fleksöründe ise düz zemin koşusunun daha fazla kas aktivasyonu sağladığı görülmüştür. Diğer yandan *tibialis anterior* ve *soleus* kasları için de düz zemin koşusunun daha fazla kas aktivasyonu oluşturduğu bildirilmiştir (Montgomery vd., 2016). Fakat bu araştırmacılar, Jones ve Doust'un (1996) çalışmasından farklı olarak, koşu bandında eğim kullanmamıştır. Dolayısıyla, dışarıda yapılan düz zemin koşusu ile koşu bandında yapılan koşunun kas aktivite seviyesinin koşu bandı eğimi artırılarak benzer hale getirilip getirilemeyeceği açık değildir.

Koşu ve yürüme sırasında kronik ayak bileği burkulması (KAB) olan bireylerde kas aktivitelerinin belirlendiği bir grup çalışmada ölçümler genellikle koşu bandında yürüyüş sırasında (Delahunt vd., 2006; Hopkins vd., 2012; Kautzky vd., 2015; Koldenhoven vd., 2016) nadirense düz zeminde koşu sırasında (Lin vd., 2011) alınmıştır. Literatürdeki eksiklikten de yola çıkarak, çalışmamızın ikinci bir boyutunda KAB olan bireylerin yukarıda belirtilen şartlarda koşu kas aktivitelerinin incelenmesi ve sağlıklı bireylere kıyasla ne tür koşu motor kontrol stratejileri izlediklerinin belirlenmesi gereklidir. Ayak bileğinin stabilizasyonunda rol oynayan kasların ateşleme sırası, senkronizasyonu ve aktivite genliğinin anlaşılması, en fazla rastlanılan spor sakatlıklarından biri olan ayak bileği burkulmasının (Roos vd., 2017) rehabilitasyonu için oldukça önemlidir. Bu boyutlarıyla da tez çalışması, alana yenilikler getirecek, hem KAB olan hem de sağlıklı bireylerde farklı koşullarda gerçekleştirilen koşunun biyomekanik özelliklerinin anlaşılmasında yardımcı olacaktır.

Koşu bandı koşusunun pist koşusuna kıyasla daha düzenli (az değişken/düşük entropi) dinamikleri olduğu bilinmektedir. Bu durum koşu karakteristiklerinin koşu bandı tarafından sınırlandırıldığına işaret etmektedir (Lindsay vd., 2014). Fakat koşunun enerji masrafı ile adımlama sürelerindeki değişkenlik (varyans katsayısı) arasındaki muhtemel ilişkinin belirlenmesi önem taşımaktadır. Bu çalışmada 8 alt ekstremité kasının aktivite seviyesi ile adımlama sürelerindeki değişkenlik arasındaki ilişki analiz

edilecektir. Bu değişkenler arasında anlamlı pozitif bir ilişkinin olması, adımlama sürelerindeki değişkenliğin enerji optimizasyonu için oldukça önemli bir açıklayıcı değişken olabileceğini gösterebilir.



Şekil 1.2. Döngüsel aktiviteler (yürüme, pedal çevirme gibi) sırasında zamana bağlı değişkenlerin (adımlama süreleri gibi) nispeten düzenli (sol) ya da kaotik (sağ) dinamiklerinin tasviri. Üst şekilde iki farklı katılımcının 30 kuşu adımı sırasındaki adımlama zamanları verilmiştir (y aksisi nispi ölçü birimi).

1.2.Amaçlar

- I. Bölüm amaçlar: Belirli alt ekstremite kaslarının koşu bandı (üç farklı eğimde) ve pist koşusu sırasındaki aktivite seviyeleri karşılaştırılarak, pist koşusunu kas aktivite seviyesi bakımından en yakın simüle eden koşu bandı eğiminin saptanmasıdır. İkinci amaç, pist ve koşu bandı koşularının adım zamanlaması bakımından değişkenliğinin araştırılması ve bu değişkenliğin kas aktivitesi ile ilişkisinin analiz edilmesidir.

- II. Bölüm amaçlar: Ayak bileğini stabil tutan kasların koşu bandı koşusu sırasındaki aktivite seviyeleri ve zirve aktiviteye ulaşma zamanları yönünden sağlıklı bireylerle kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerin karşılaştırılmasıdır. İkinci amaç, bu iki grubun koşu sırasındaki adım zamanlamalarındaki değişkenliğin araştırılmasıdır.

1.3.Önem

Pist ve koşu bandı koşularının organizma üzerinde bıraktığı etki farklılık gösterdiğinden, %0 eğimde koşu bandı koşusundan elde edilen bulguların dışarıda pist üzerinde gerçekleştirilen koşuyu ne kadar iyi temsil ettiği belli değildir.

Ayak bileği burkulmaları genellikle yürüme ya da koşu sırasında gerçekleşmektedir (Hass vd., 2010; Springer ve Gottlieb, 2017). Ayak bileği instabilitesi olan bireylerin koşu sırasında ayak bileğini stabil tutan kaslarının aktivite profilinin sağlıklı bireylerden farklı olması durumunda, bu çalışmanın sonuçları rehabilitasyon ve genel koşu antrenman rutinlerinin oluşturulmasında yardımcı olacaktır.

1.4.Hipotezler

- I. Bölüm: Pist koşusu kas aktivite profilinin $\geq$ %1 koşu bandı eğiminde yapılan koşu ile benzer olacağı ve pist koşusunun adımlama sürelerindeki değişkenliğin koşu bandına göre yüksek olabileceği öngörülmektedir.

- II. Bölüm: Bu bölümün hipotezi, iki grup arasında peroneus longus kas aktivite seviyesi bakımından fark olabileceği, incelenen tüm kasların zirve aktiviteye ulaşma sıralamalarının farklı olabileceği ve ayak bileği instabilitesi olan katılımcıların adımlama sürelerindeki değişkenliğin sağlıklı bireylere kıyasla daha yüksek olabileceği yönündedir.

1.5.Varsayımlar

-Rastgele örneklem varsayımı: Bu tez çalışmasında örneklem seçilirken evreni temsil eden bir grubun dahil edildiği ve evrendeki tüm numunelerin seçilme şansının eşit olduğu;

-Uzay ve zaman çözünürlüğü varsayımı: Biyolojik sinyal kayıt tekniklerinin sinir-kassal aktivitelerin yeri ve zamanı ile alakalı doğru bilgi sağladığı;

-Güvenilirlik ve geçerlilik varsayımı: Çalışmalarda kullanılan ölçüm araçlarının ölçmeyi vaat ettiği özellikleri ölçtüğü, çalışmanın sonuçlarının dahil edilen örneklemin ötesinde evren için genellenebilir, doğru ve tekrarlanabilir olduğu;

-Bilgilendirilmiş oluş varsayımı: Katılımcıların çalışma prosedürleri ve çalışmayla ilgili risk ve faydalar hakkında eksiksiz bilgilendirildiği ve çalışmaya tamamen gönüllü olarak katıldığı;

-Optimizasyon varsayımı: Çalışma dizayn ve yöntemlerinin, örneklem grubunun sınırlılık ve tercihleri de göz önünde bulundurularak, hareketin biyomekaniklerini optimize etmeye elverişli olacağı varsayılmıştır.



2.LİTERATÜRE GİRİŞ

2.1.Koşunun Mekanizmaları

Koşu, en popüler egzersiz ve fiziksel aktivite türleri arasında yer almakta (Dai vd., 2015) ve genel olarak koşu bandı ya da yer üstünde gerçekleştirilmektedir. Özellikle araştırmalar sırasında kontrollü bir ortam sağladığından koşu bandı üzerinde gerçekleştirilen koşu araştırmacılar tarafından tercih edilebilmektedir (Montgomery vd., 2016). Ayrıca güncel fiziksel performansı belirlemek, antrenmanla elde edilen kazanımları takip etmek ve antrenman programları oluşturmak gibi amaçlarla birçok koşu-temelli laboratuvar ve alan performans testi geliştirilmiştir (Léger ve Boucher, 1980; Léger vd. 1988). Fakat dışarıda düz bir zeminde gerçekleştirilen koşu ile laboratuvar ortamında koşu bandı üzerinde yapılan koşu aynı koşullar altında gerçekleşmemektedir. Dolayısıyla fizyolojik ve mekanik yönlerin iki sistem arasında paydaş olma durumu farklı yönleriyle araştırılmıştır.

Koşu bandı ile dışarıda gerçekleştirilen pist koşusu, kinematik ve alt ekstremite kaslarının modüler kontrolü (sinerjistik kasların kontrolü) bakımından büyük oranda benzerdir, fakat ayağın yere ilk teması sırasında bazı farklılıklar da gözlemlenmektedir (Oliveira vd., 2016; Firminger vd., 2018; Van Hooren vd., 2020). Ayrıca aynı koşu hızında dışarı pist koşusunun oksijen masrafının %0 eğimdeki koşu bandına göre daha yüksek olduğu bilinmektedir ve bu durum genellikle hava direnci ile açıklanmaktadır (Jones ve Doust, 1996; Li vd., 2020). Enerji (ya da oksijen) masrafındaki farklılığı kapatmak üzere koşu-temelli performans testlerinde koşu bandı %1 eğime sabitlenerek kullanılabilir (Jones ve Doust, 1996; Darendeli vd., 2021). Bunun yanında Oliveira vd., (2016) bazı alt ekstremite kaslarının aktivite seviyelerinin pist koşusu sırasında koşu bandına kıyasla daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Kas sinerjilerinin bu iki farklı koşu ortamından (pist ve koşu bandı) istatistiksel olarak etkilenmediği, benzer olduğu ve koşu adım döngüsünün belli fazlarıyla ilişkili olduğu bilinmektedir. Pist ve koşu bandı (farklı eğimler de dahil) koşuları sırasında 4 kas sinerjisi saptanmaktadır (Oliveira vd., 2016; Saito vd., 2018). Fakat kasların önemli bir bölümünün bireysel aktivasyon seviyelerinin pist koşusu sırasında genellikle daha yüksek olduğu da bildirilmektedir.

Literatürdeki çalışma eksikliği ve çelişen sonuçlar, standardize ve uygun yöntemlerin gerekliliğini talep etmektedir. Koşu adımlama (aynı ayağın yerle ilk temasından ikinci temasına kadar olan zaman ya da mesafe) frekansı (t zamanda atılan adım) bakımından pist ve koşu bandı (%0-10 eğimde) koşuları benzer olsa da adımların süresi koşu bandı koşusunda daha tutarlı ve daha az değişkendir (Lindsay vd., 2014). Koşu adımlama zamanlarındaki değişkenliğin kas aktivasyonundaki değişkenliklerden etkilenmiş olabileceği varsayılabilir, fakat bu varsayım, kas aktivitesi ile adım zamanlama değişkenliği (varyans katsayısı) arasındaki ilişki analiz edilerek incelenmelidir.

2.1.1.Sağlık ve Performans Perspektifinden Koşu

Sağlık yönünden koşunun büyük faydaları olduğunu gösteren literatürdeki deliller oldukça ikna edicidir. Özellikle cinsiyet, yaş ve kilo ayırt etmeksizin koşu erken ölüm ve kronik hastalıklara karşı önleyicidir (Lee vd., 2017). Halk sağlığı perspektifinden finansal anlamda en düşük maliyetli tedavi biçimidir. Fakat, ne hacim ve şiddetteki koşunun daha güvenli ve etkili olduğu net değildir. Bununla birlikte koşu tüm bireyler için de en uygun egzersiz biçimi olmayabilir.

Sağlık yönünden sağladığı faydaların yanı sıra koşu birçok performans sporunun ayrılmaz bir parçasıdır. Maratonu 2 saatin altında koşabilmek için elit sporcular metabolik platoyu sürdürüp aynı zamanda 21.1 km.s^{-1} hızla koşmak zorundadırlar. Kenya'dan Eliud Kipchoge'nin bu başarıyı sağlayan ilk insanlardan biri olması da bugünlerde araştırmacıların koşu performansına ilgisini daha da artırmaktadır. Öyle ki birçok performans seviyesinde ve popülasyonda her ay onlarca araştırma projesi, koşu testlerini içermektedir (Jones vd., 2021). Bu araştırmaların önemli bir bölümü (örneğin koşu ekonomisi, maksimum oksijen tüketim kapasitesi testlerini içeren çalışmalar) koşu bandı üzerinde gerçekleştirilmektedir. Maalesef, bunların önemli bir bölümünde pist koşusunun enerji masrafının koşu bandında ne oranla temsil edildiğini göz önünde bulundurmamaktadır.

2.1.2.Koşu Biyomekaniği ve Modüler Kontrolü

Adım döngüsü, aynı uzuv için ayağın ilk yere temasından ikinci kez yere temasına kadarki süreç olarak tanımlanır ve koşu ile yürüme adım döngüleri farklılık gösterir. Koşu

sırasında iki ayağın da yerden kesildiği bir faz bulunmaktadır. Herhangi bir hızda bir koşu adım döngüsü süresince ya yalnızca bir ayak yere temas etmekte ya da iki ayak da havada süzölmektedir. Yüröme adım döngüsünde ise iki ayağın da yerle temas ettiğı bir faz söz konusudur. Diğer bir deyişle yüröme döngüsü süresince bir ya da iki ayak yerle temas halindedir. Yürüyüş sırasındaki ayağın yere temas ettiğı faz adım döngüsünün $>50\%$ 'si olup koşu sırasında ise çok daha düşük yüzdelerdedir ve koşu hızı arttıkça bu yüzde düşmektedir (Nicola ve Jewison, 2012).

Koşu sırasında yerle temasla birlikte kapalı zincir aracılılığıyla oluşın darbe, harekete dahil olan uzuvlara ayak bileğı dorsi fleksiyonu, diz fleksiyonu ve kalça hareketleri aracılığıyla distalden proksimale (ayak bileğinden dize oradan da kalçaya) dağıtılır (Şekil 2.1.). Yerle ilk temasla birlikte ayak, vücut ağırlığının 3 katına kadar ağırlığı emmektedir (Dicharry, 2010; Nordin ve Frankel, 2001). Yerle temasın sonrasında ayak pronasyondan supinasyona geçişe başlar ve nihayetinde ileri yönde itiş takiben yerle temas kesilir.

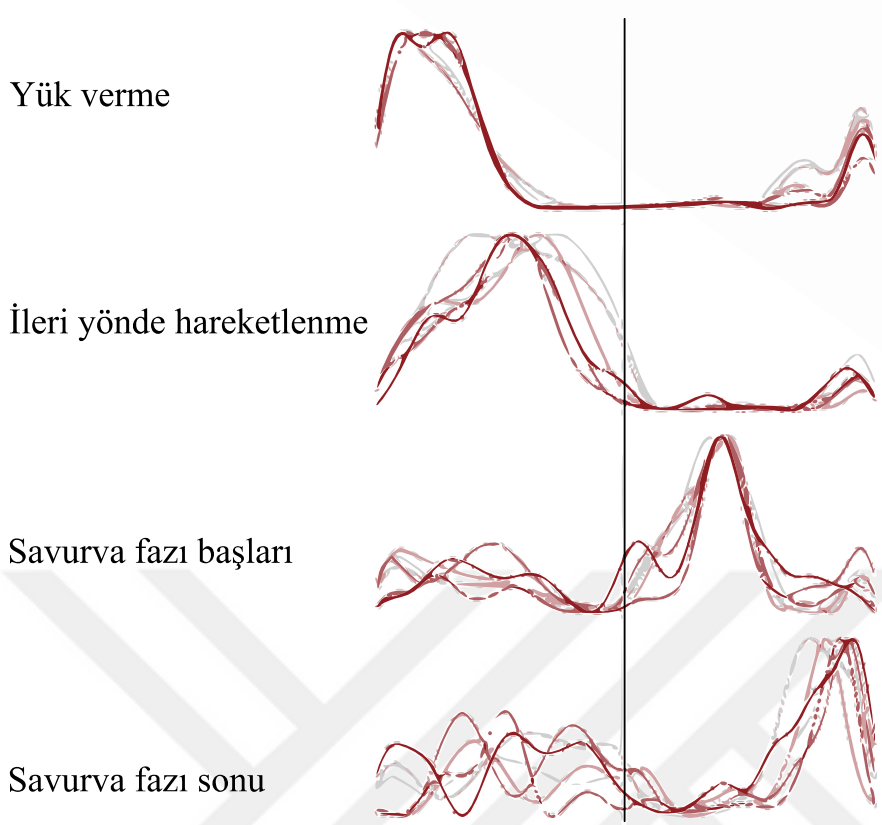


Şekil 2.1. Koşunun yere temas ve savurma fazları. Sol bacak için savurma fazının sonu ve yere ilk temas; sağ bacak için savurma fazının başlangıcı.

Ayak bileği pronasyon yaptığında subtalar eklem eversiyon, arka-ayak abduksiyon, ayak bileği dorsi fleksiyon ve tibia içe doğru rotasyon yapmaktadır. Bu sırada diz fleksiyon; kalça fleksiyon, adduksiyon ve içe doğru rotasyon; ipsilateral pelvis öne doğru rotasyon yapmaktadır. Alt ekstremitede gerçekleşen tüm bu olaylar koşunun yere temas fazının başlangıcı ve ortalarında gerçekleşmektedir.

Yukardaki paragrafta pronasyonla birlikte alt ekstremitede görülen aktiviteler yer alırken, onu takip eden ayak bileği supinasyonunda da kinetik zincir boyunca çeşitli aktiviteler görülür. Supinasyonla birlikte subtalar eklem inversiyon, n-ayak adduksiyon, ayak bileği plantar fleksiyon ve tibia dışa doğru rotasyon yapmaktadır. Bu sırada diz ekstansiyon yapmaya başlamakta; kalça da ekstansiyon, abduksiyon ve dışa doğru rotasyon; pelvis arkaya doğru rotasyon yapmaktadır. Bu aşamadan sonra koşunun yerle temas fazı sonlanarak savurma fazına geçilmektedir.

Bir dizi kasın (modül/sinerji) aynı zaman diliminde belli görevleri gerçekleştirmek üzere merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edildiği bilinmektedir. Bu modüllerin yüzeyel EMG kullanılarak elde edilmesi ve bu türden bir araştırma ile farklı koşullarda gerçekleştirilen aktivitelerin (koşu bandı ve pist koşusu gibi) motor kontrol stratejilerini ortaya çıkarmak mümkündür. Oliveira vd., (2016) kas sinerjilerinin koşu bandı ve pist koşusu için istatistiksel olarak farklı olmadığını ve koşu adım döngüsünün belli fazlarıyla ilişkili olduğunu bildirmiştir. Pist ve koşu bandı (farklı eğimler de dahil) koşuları sırasında 4 kas sinerjisi saptanmaktadır (şekil 2.2.) (Oliveira vd., 2016; Saito vd., 2018).



Şekil 2.2. Bir koşu adım döngüsü sırasında şekilde verilen dört fazda belirli kas grupları (sinerji/modül) solda verilen görevleri gerçekleştirmektedir. Yukarıdan aşağıya bu dört fazdan şu kaslar sorumludur: 1) vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, gluteus maximus; 2) soleus, gastrocnemius medialis, gastrocnemius lateralis, peroneus longus; 3) tibialis anterior, rectus femoris, peroneus longus; 4) semitendinosus, biceps femoris. Bu bilgiler yüzeyel EMG verilerinden elde edilmiştir ve bu yöntemle okunamayan diğer birçok alt ekstremite kası da bu fazlarda aktiftir. Siyah dikey hat yere temas ve savurma fazlarını ayırmaktadır. Grafikte verilen üst üste kırmızı hatlar farklı katılımcıların verilerini temsil etmektedir. Şekil oluşturulurken Santuz vd., (2020) 'nın çalışma sonuçlarından yararlanılmıştır.

Yürüme ve koşu otomatik eylemler gibi görünse de supraspinal girdiler, merkezi olarak oluşturulan komut sinyalleri, duyuşal (sensory) geri dönütler ve açığa çıkarılmayı bekleyen diğer mekanizmaların sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Sadece alt ekstremitelerde dahi çok sayıda kas ve serbestlik derecesi olduğu göz önünde bulundurulduğunda görünüşte basit olan eylemlerin dahi modelini oluşturmak zorlayıcıdır ve çok fazla sayıda değişkene bağlıdır. Bu karmaşıklığa rağmen insanın yürüme ve koşu gibi eylemler sırasında hareketin tipik olmasının nedeni merkezi sinir sisteminin yürüme ve koşma ile ilişkili fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini kontrol eden merkezi desen üreticiler adı verilen organizasyonel ağlara sahip olmasındandır (Marder ve Calabrese, 1996). Merkezi desen üreticiler supraspinal girdi olmadan yürüme

ve koşu gibi döngüsel hareket dizilerinin gerçekleştirilmesini sağlar ve buna yönelik kanıtlar hayvan deneylerinden gelmektedir (Forssberg vd., 1980).

Hareketinin oluşumunda görev alan sinir ağıları belirli ön-beyin alanlarını, serebellumu (beyincik) ve beyinsapını kapsamaktadır. Fakat yürüme gibi lokomotor eylemlerin idare edildiğı ağılar omurilikte yer almaktadır (Arber ve Costa, 2018). Omurilikte yer alan motor ağılara genellikle merkezi desen üreticiler denilmekte ve bunlar kasların ritmik koordinasyonunun oluşmasını sağlamaktadır. Fakat, hareketlerin üretimi sinir sisteminin temel bir fonksiyonu olsa da altta yatan sinirsel prensipler belirsizdir.

Yürüme gibi ritmik hareketler sırasında fleksör ve ekstansör kas aktiviteleri sırayla gerçekleştiğı için, sorumlu sinir devresinin de benzer şekilde sırayla aktivite gösterdiği varsayılmaktadır. Fakat, yakın zaman önce rapor edilen bir çalışmada Lindén vd., (2022), lomber omurilik bölgesindeki sinirleri (motor neuron ve interneuron birlikte) kaydetmiş ve sinirsel aktivitenin ritmik davranış sırasında sürekli olarak tüm fazları döngüsel olarak geçirdiğı, popölasyonun sırayla faaliyet göstermek yerine düşük boyutlu bir döngü gerçekleştirdiğini göstermiştir. Bu döngünün yarıçapı kas kuvveti ile ilişkili bulunmuş ve düşük boyutlu yörünge nin bozulması sonucunda motor davranışta değişikliklerin olduğu gösterilmiştir. Mevcut omurilik motor kontrol modelleri bulunan bu döngünün yeterli bir açıklamasını sunmadığından (McCrea ve Rybak, 2008; Grillner ve Manira, 2020), bu araştırmacılar hız düzenlemesi, kuvvet kontrolü ve çoklu işlevsellik gibi diğer çözümlenmemiş konuların açıklaması yapılabilecek bir teorisiyi ortaya koymuştur (Lindén vd., 2022).

2.1.3.Koşunun Uzay-zamansal Çıktıları

Meta analiz sonuçlarına göre koşu bandı ve pist koşusu adım süresi, frekansı ve uzunluğunun klinik uygulama, antrenman ya da bilimsel araştırma amacını etkilemeyecek kadar küçük olduğu görölmüştür (Van Hooren vd., 2019). Fakat bazı değişkenler yönünden iki koşul arasında bulunan anlamlı farklılık sonuçları, yapılan çalışmalar arasında paralellik göstermemektedir. Bu tutarsızlığın ana nedeni koşu bandına alışık olmama ve dolayısıyla da doğal davranışı sergileyememe durumu olabilir. Örneğ in, zemin temas süresi bakımından bir grup çalışma iki koşul arasında fark olmadığını bildirirken (Elliott ve Blanksby, 1976; Willy vd., 2016) diğer bir grup çalışmada anlamlı

farklılıklar rapor edilmiştir (Wank vd., 1998; Sinclair vd., 2014). Benzer şekilde adımlama sürelerinin koşu bandı ve pist koşusu arasında farklı olduğunu (Riley vd. 2008) ya da olmadığını (Baur vd., 2007; Montgomery vd., 2016) bildiren çalışmalar bulunmaktadır. Koşu adım frekansı ve uzunluğu için de bu iki koşul karşılaştırıldığında yapılan çalışmalar iki kutupludur.

Willy vd., (2016) patellafemoral yükleme ve aşıl tendon kuvveti yönünden pist ve koşu bandı koşularını karşılaştırmıştır. Koşu bandı ve açık havada yapılan pist koşusunun patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti ve stresi bakımından benzer olduğu görülmüştür. Buna karşılık, koşu bandında koşmak, açık havada pist üzerinde koşuya kıyasla daha yüksek bir aşıl tendonu yüküne neden olmuştur. Araştırmacılar bu bulguların koşuya geri dönüş programları veya akut koşu bandı koşularına maruz kalan bireylerde aşıl tendonu yaralanma riskinin değerlendirilmesindeki klinik sonuçlarını belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğunu belirtmiştir. Bu bulgular koşu bandında yapılan patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti ve stres ölçümlerinin, açık havada koşu sırasında aynı yüklerin gerçekleştirilebilir ve tekrarlanabilir bir temsiline olduğunu göstermiştir. Fakat, koşu bandında elde edilen aşıl tendonu kuvvet tahminleri, oran olarak orta düzeyde olsa da açık havada koşu sırasında elde edilen tahminlerden daha yüksek bulunmuştur. Yine aynı çalışmada koşu adımlama süresi, diz fleksiyon açısının tepe değeri ve ayak bileği dorsifleksiyon açısının tepe değerinin koşu sırasında iki koşul için benzer olduğu bildirilmiştir.

Uzay-zamansal farklılıklara benzer şekilde, koşu bandı ve pist koşu arasındaki istatistiksel olarak anlamlı kinematik farklılıkların bazıları tek başına pratik bir öneme sahip olacak kadar büyük olmayabilir. Örneğin, koşu bandı koşusu sırasında pist koşusuna kıyasla yaklaşık 4° daha düşük kalça fleksiyon açısının bulunması (Noehren vd., 2010) ya da pist koşusu sırasında ise ayağın yere teması sırasında yaklaşık 2° daha yüksek diz fleksiyonunun olması gibi (Dingenen vd., 2018). Bu farklılıklar da genellikle zemin sıklığıyla (sertliğiyle) ilişkilendirilmiştir.

2.2.Elektromyografi (EMG)

Elektromyografi, çeşitli özelliklere sahip elektrotlar (yüzeyel, tel ya da iğne) aracılığıyla deri üzerinden ya da kasa girilen bir iğne kullanılarak kas lifleri boyunca

yayılan motor ünite aksiyon potansiyellerinin (MUAP) uzay ve zamanda kaydedilmesini sağlayan yöntemdir. Motor ünite (MU), tek bir motor neuron ve bu motor neuronun innerve ettiği kas fiberlerinden oluşmaktadır (Heckman ve Enoka, 2012) ve tüm motor kontrol sinyalleri nihayetinde bir α -motoneuron ile sinaps yapmaktadır (“nihai ortak yol”) (Sherrington, 1907). Bir MU için, uyarıcı (excitatory) komuttan kas aksiyon potansiyeline kadar olan süreç doğrusal olmayan bir transfer fonksiyonunu temsil etmektedir. Bu süreçte ionotropic uyarıcı ve engelleyici sinaptik girdiler (input) metabotropic neuromodulatory girdiler tarafından düzenlenmektedir (Beauchamp vd., 2022).

Yüzeyel EMG sinyalleri, araştırma sorusu ya da klinik ihtiyaca göre tek-kutuplu, çift-kutuplu ya da grid düzenekli elektrotlar kullanılarak elde edilmektedir. Örneğin çift-kutuplu elektrot kullanılarak M-wave verisi toplandığında %65-88 gibi büyük oranlarda veri kaybı olmaktadır (Tucker ve Türker, 2007). Bu nedenle refleks ya da uyarılmış potansiyeller araştırılıyorsa tek-kutuplu elektrotların kullanımı önerilmektedir. Kutuplar arasındaki fark hesaplanarak veri elde edildiğinde dış kaynaklardan gelmesi muhtemel gürültülerin sinyalden arındırılması da önemli bir avantaj sağlamaktadır. Özellikle biyomekanik, rehabilitasyon ve egzersiz bilimlerinde yaygın olarak çift-kutuplu elektrotlar bu nedenle tercih edilmektedir. Yüzeyel EMG ’nin bu ve benzeri avantaj ve dezavantajları bir sonraki paragrafta detaylandırılacaktır. Son olarak, deriye iliştilen grid elektrotlar da popülerlik kazanan bir yöntemdir. Bu yöntem sayesinde iki ve üç boyutlu sinyaller elde edilebilmekte, aksiyon potansiyellerinin yayılma hızı tahmin edilebilmekte, incelenen kasın farklı hareketler sırasındaki aktivite büyüklüğü haritaları çıkarılabilmekte ve belki de en etkileyici olanı; tekli MU’lerin şekli, atışleme zamanları ve genel profilleri hakkında bilgi edinilebilmektedir (Enoka ve Fuglevand 2001; Enoka, 2019; Hug vd., 2021).

Yüzeyel EMG yönteminin birçok avantajı bulunmaktadır. Bunlardan bazıları; hareket açıklığını engellememesi ve acı/ağrıya sebep olmaması, kolay uygulanabilirliği, elektrot boyutuna ve kutuplara arası mesafeye bağlı olarak geniş bir alandan veri toplamaya uygun olması, grid olması durumunda MU’lerin saptanması ve takip edilmesine imkân sağlaması gibi. Diğer yandan bu yöntemin eksik kaldığı yönleri de bulunmaktadır; genellikle kasın yüzeyel bölgelerinden veri toplaması, kas ve deri üzerinde elektrotun yerleştirildiği yerin sabit kalmaması, ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin

birçok koşula bağlı olması, dış kaynaklardan gürültünün de biyolojik sinyale dahil olma ihtimali gibi (Türker, 1993; Besomi vd., 2019).

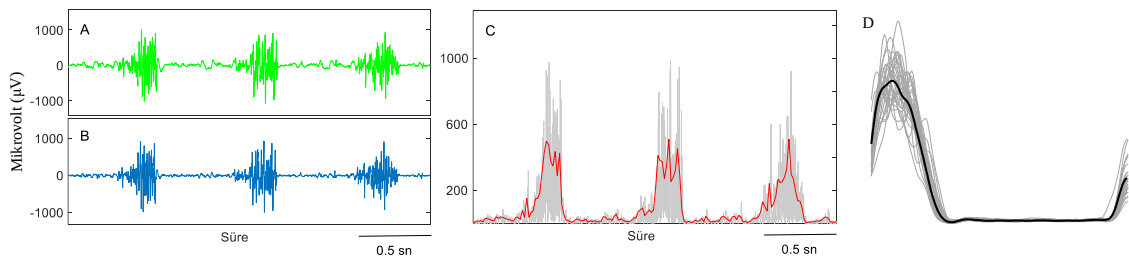
EMG verilerinin katılımcılar, kaslar veya ölçümler arasında karşılaştırılmasını sağlamak için genliklerin normalize edilmesi gerekmektedir. Kas ve kasları çevreleyen yapılarının anatomik ve fizyolojik özellikleri kişiler arasında ve hatta kişinin kendi içinde farklılık gösterdiğinden EMG verisinin belirli bir referans noktasına oranlanması diğer bir deyişle normalize edilmesi önerilmektedir. EMG genliği kas aktivasyon seviyesinin yanı sıra, kasın büyüklüğü, elektrotun kasa olan mesafesi ve uzanış yönü, deri altı yağ kalınlığı ve deri-elektrot ara-yüzünün özelliklerinden etkilenmektedir. Bu faktörlerin ne oranda EMG genliğine etki ettiğini hesaplamak genellikle mümkün değildir ve bu durum mutlak EMG genliğinin yorumlanmasını zorlaştırmaktadır. EMG verisini bir referans değere normalize etmek kas aktivasyonunun nispi büyüklüğü hakkında bilgi vermektedir. Normalizasyon için uygun bir yöntemin seçilmesi gereklidir ve bu yöntem seçilirken EMG sinyalinin nasıl yorumlanacağı ve dinamik aktiviteler olması durumunda EMG genliğinin nasıl anlamlandırılacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Normalizasyonun yapılacağı aktivite (örneğin maksimal izometrik kasılma) ile normalize edilen aktivitenin aktif olan kas fiberlerinin (yerleri ve yönlerinin) dağılımı farklı olması durumu yöntemin sağlamlığını etkilemektedir. Ayrıca normalizasyon yöntemlerinin yakın kaslardan gelen sinyalleri (crosstalk) ortadan kaldırmadığı da not edilmelidir. EMG verilerinin toplandığı aktivite ve normalizasyonun yapılacağı referans aktivitenin sinyal işleme aşamaları aynı olmalıdır (Besomi vd., 2020).

Genellikle verilerin maksimal istemli kasılmalar sırasında elde edilen maksimal EMG genliğine normalize edilmesi önerilmektedir çünkü bu yöntem tekrarlanabilirliği yüksek bir referans noktası sağlamakta ve belirli koşullar altında bu değere normalizasyon yapıldığında değerlendirmeler kasın maksimal aktivasyonun yüzdesi olarak yorumlanabilmektedir. Bu yöntem kasın potansiyel kuvvet çıktısını ortalama bir oran olarak hesaplamada kullanışlı bir göstergedir. Normalize edilmiş EMG yalnızca kas içinde yorumlanabilir (örneğin küçük ve büyük boyutlarda kaslar %100 aktive edilebilir fakat ürettikleri kuvvet tamamen farklıdır). EMG genliği, doku geometrisi ve elektrot pozisyonlarındaki değişikliklerden etkilendiği için maksimal istemli kasılmaya normalize edilmiş EMG genliği en doğru aynı kas boyu ve pozisyonu sağlandığında maksimal kas aktivasyonunun yüzdesi olarak yorumlanabilir. Bazı koşullarda bu yöntemden

faydalanılamadığı için diğer bazı normalizasyon yöntemleri (standart maksimal-altı kasılmalar ya da araştırılan görev sırasındaki maksimal ya da ortalama EMG genliğine yapılan normalizasyon gibi) de bulunmaktadır.

Tüm normalizasyon yöntemleri için göz önünde bulundurulması gereken diğer önemli bir sınırlılık da deney sırasında EMG genliğini etkileyebilecek değişikliklerin gerçekleşme potansiyelidir. Bunlar çevre (oda sıcaklığı ve nem), ölçüm yapılan kişi (terleme, deri yüzeyi sıcaklığı), elektrot (iki kutup arasındaki jelin ter aracılığıyla köprü kurarak genliği etkilemesi ya da elektrotun yapışkanlık özelliğini yitirmesi), elektrot ile elektriksel aktivite arasındaki ilişki (genellikle hareketteki değişikliklere bağlı olarak görülen farklılıklar) gibi faktörlerdir. Tüm bunlar ölçüm seansı içinde ve daha da önemlisi farklı zamanlarda yapılan seanslar arasında (ön-test son-test gibi) normalizasyonun doğruluğunu, güvenilirliğini ve geçerliliğini etkileyebilir (Besomi vd., 2020).

EMG verisinin filtrelenerek gürültü içeriğinin ayırt edilmesi gerekmektedir. Genellikle bir 20 - 500 Hz aralığında band-pass filtre dış kaynaklardan gelen gürültüleri kaldırmaktadır. High-pass filtre alt frekanstaki veriyi ayırsa da yeterli olmayabilir ve crosstalk verisini kaldırmada büyük etkisi yoktur (Farina vd., 2004; Türker, 1993). Diğer yandan uygulanan filtrenin asıl veriden eksilttiği miktar da göz önünde bulundurulmalıdır. Filtrelenen verinin önce mutlak değeri alınmalı ardından uygun pencere aralıklarında yumuşatılarak okunulabilirliği ve karşılaştırılabilirliği artırılmaktadır (Şekil 2.3.). Bu amaçla genellikle low-pass filtre ya da root-mean-square gibi yöntemler kullanılmaktadır. Yumuşatılan EMG verisi bu aşamada genliğe ve gerekliyse de zamana normalize edilmelidir (Kautzky vd., 2015, Besomi vd., 2020).



Şekil 2.3. EMG verisinin ön işleme aşamaları. (A) İşlenmemiş sinyal. (B) 20 Hz kesim frekansı ile Butterworth 2. derece çift yönlü high-pass filtre uygulanmış veri. (C) Filtre uygulanmış verinin rektife edilmiş (gri) ve RMS ile yumuşatılmış hali (kırmızı). (D) Koşu adımlaması sırasında art arda 30 adım için filtrelenmiş yumuşatılmış örnek EMG verisi (gri) ve ortalamaları (kalın siyah). Şeklin başlangıç ve bitişi, ayağın yere ilk temas anlarıdır.

Diğer yandan, MU ve hareketin oluşmasında rol oynayan diğer aktörlerin karakteristiklerinin en doğru şekilde anlaşılması EMG yönteminin kullanıldığı araştırmalar için büyük önem taşımaktadır. Bu başlık altında aşağıda verilen paragraflarda güç çıktısı fonksiyonunun birer parçası olan MU, motor nöron havuzu ve kas ünitesiyle ilgili temel bilgiler sağlanmıştır.

Bir kası innerve eden motor nöronların topluluğuna motor nöron havuzu denir. Her bir kası innerve eden motor nöronlar ve dolayısıyla motor ünitelerin sayısının, onlarca ila binlerce arasında olduğu tahmin edilmektedir. Her bir motor nöronun innerve ettiği kas liflerinin sayısı (innervasyon sayısı), göz ve kulak kaslarında birkaç liften büyük uzuv kaslarında birkaç bin life kadar değişebilmektedir (Heckman ve Enoke, 2012; Duchateau ve Enoke, 2022). Tüm sinir-kasal sistemdeki innervasyon sayısı önemli olsa da kasın MU havuzu içindeki aralık kas kuvvetinin kontrolünün anlaşılması için daha kritiktir (Mazzo vd., 2022). İnsan elinde bulunan first dorsal interosseus kasında yaklaşık 120 MU bulunmakta ve bunların her biri 21 ila 1770 kas lifini innerve etmektedir. İlgili değişkenler (kasılma sırasındaki aktif MU sayısı, bunların ateşleme frekansı ve neuromodulatory girdiler gibi), kuvvetin ortaya çıkarılabileceği önemli bir fonksiyonu temsil etmektedir (Enoka ve Fugelvand, 2001; Mazzo vd., 2022).

Kas ünitesi, her bir motor nöronun innerve ettiği kas liflerinin topluluğudur. Bu lifler genellikle kasın belirli bir bölümü boyunca dağılır ve liflerin kapladığı alan kas ünite bölgesi olarak bilinir. Her bir kas ünite bölgesinin bir kas içinde ne kadar dağıtıldığı, çok küçük bir orandan (kesitsel alanın %0,5'inden) çok büyük bir orana (kesitsel alanın %75'ine) kadar değişebilir ve kas ünite liflerinin yoğunluğu farklılık gösterebilir (Heckman ve Enoke, 2012). Kas ünite bölgeleri, ayrı dallarından aktive edilerek tek bir kasın farklı fizyolojik işlevler sağlamasına izin veren kasın belirli bölümleriyle sınırlı olabilir. Bu faktörlerin sonucu olarak, kas ünite kuvveti neredeyse 100 kata kadar yayılabilir (Fleshman vd., 1981).

MU kuvvetleri nispeten doğrusal bir şekilde toplanır, ancak aktif motor ünite sayısı arttıkça toplama işlemi doğrusal olmaktan çıkarak, doğrusallığın varsayıldığı teorik hesaplamaya kıyasla kuvvette ~%5 azalmayla sonuçlanır (Perreault vd., 2003). Kas mimarisinin farklı yönleri nedeniyle (örneğin kas liflerinin fasiküller içinde sonlanması ve bağ dokuları aracılığıyla çok yönlü kuvvet iletimi gibi) kuvvetin doğrudan iskelete

aktarımı mümkün değildir. Ayrıca sinir-kasıl etkileşim sonucunda sinir sinyalinin kas aktivasyonuna neredeyse mükemmel bir şekilde aktarılmasına rağmen, kasılabilir dokunun kendisi kuvvet üretimini etkileyen (doğrusal olmayan) özelliklere sahiptir (Wood ve Slater, 2001). Bu özelliklerin en önemlilerinden biri, kasın low-pass filtre görevi görmesidir ve bu da kas kuvvetinin frekans spektrumunun daha düşük aralıklarından oluştuğu anlamına gelmektedir (Christakos, 1982).

MU'ler istemli kasılmalar sırasında nispeten belirli bir sırayı takip ederek aktif olmaktadır (Heckman ve Enoke, 2012). MU'lerin sıralı şekilde istemli kasılmaya dahil olmaları "boyut prensibini" ortaya çıkarmıştır. Bu prensibe göre nispeten zayıf kas ünitesine ve uzun kasılma süresine sahip küçük boyutta motor nöronlar, güçlü kas ünitesine ve kısa kasılma süresine sahip büyük motor nöronlardan önce aktive edilmektedir. MU'lerin sıralı şekilde istemli kasılmaya dahil olmaları büyük oranda motor nöronun boyutuyla (soma ve dendrite) ilgilidir ve bu fonksiyona göre en küçük motor nöron aynı zamanda voltaj eşikine ulaşmak için en az akıma ihtiyacı olandır (Heckman ve Enoke, 2004).

Buna rağmen en az iki koşul altında MU'lerin aktif olma sıraları değişebilir. Birincisi, kasın katkı sağladığı harekette değişim olması durumunda (örneğin fleksiyon ve abduksiyon karşılaştırıldığında) MU'lerin aktif olma sıralarında değişkenlik gözlemlenebilir. Bununla aynı doğrultuda, iskelete geniş bir bağlantı alanı bulunan kaslar için MU'lerin aktif olma sıraları daha fazla değişkenlik gösterebilir (Westad vd., 2003). İkinci koşul ise afferent dönütlerdir ve bunlar da MU'lerin aktif olma sıralarında değişkenliğe etki etmektedir. Fakat bu iki koşulun dışında genellikle MU'lerin aktif olma sıraları tutarlılık göstermektedir. Bunun yanında benzer eşik sahibi MU'ler arasında değişkenlikler gözlemlenebilir (Enoka ve Duchateau, 2016).

2.3.Kronik Ayak Bileği Burkulması ve Koşu

Ayak bileğinin stabilizasyonunu sağlayan kaslar, günlük yaşam ve spor aktiviteleri sırasında statik ve dinamik aktiviteler gerçekleştirilirken ayak bileği ekleminin kontrolü için önemlidir. Fakat ayak bileğinin burkulması sonucunda, belirli uzuvların pozisyon algısı ve merkezi sinir sisteminin dizde başlayıp ayakta sonlanan kasları kontrolünde bozulmalar görülmektedir (Nanbancha vd., 2019). Ayrıca, ayak bileği burkulması

sonrasında gözlemlenen semptomların sakatlanmanın sonrasında da kendini göstermesi, fonksiyonel ve mekanik etkileri gözlemlenen kronik ayak bileği burkulmasına (KAB) neden olmaktadır (Hertel ve Corbett, 2019). KAB ayrıca ayak bileği mekaniklerindeki kronik değişikliklerden kaynaklanması muhtemel olan travma-sonrası ligament osteoarthritis ile de ilişkilidir (Valderrabano vd., 2006).

Ayak bileği burkulmalarında genellikle anterior talofibular ligament sakatlanmaktadır. Çok ciddi ayak bileği burkulmalarında bununla eş zamanlı olarak calcaneofibular ligament de hasar almaktadır (Swenson vd., 2013). Ayak bileği burkulması, lateral ligamentlerin liflerinin gerilmesine ya da yıpranmasına neden olarak yapısal doku hasarı oluşturmaktadır. Burkulmanın hemen ardından hastalar hızla acı, şişme ve inflamasyon semptomları geliştirmektedir. Eş zamanlı olarak sensrimotor fonksiyonlarda da değişimler olmaktadır. Hasar gören dokular, inflamasyon yanıtları ve hastanın sakatlanmaya karşı psikolojik ve duygusal yanıtları birlikte bireyi başarılı bir iyileşme sürecinden saptırabilecek bozukluklara neden olabilir (Hertel ve Corbett, 2019).

Diz veya ayak bileğinde bir sakatlanma sonucunda hareketlerin gerçekleştirilebilme kapasitesindeki değişikliklerin merkezi ve çevresel sinir sisteminde adaptasyonlara neden olabileceği düşünülmektedir (Nanbancha vd., 2019, Criss vd., 2021, Needle vd., 2013, Ward vd., 2015). Örneğin, KAB olan kişilerde özellikle peroneus longus kasında kortikomotor uyarılabilirliğin düştüğü gösterilmiştir (Nanbancha vd., 2019, McLeod vd., 2015). Bir dizi araştırma bu türden adaptasyonların fonksiyonel görevlerin performansına etkisini incelemiştir. KAB olan kişilerde yürüme sırasında artan arka ayak inversiyonu, daha fazla dışa rotasyon yapan diz vda ayakta gecikmeli güç çıktıları gözlemlenmiştir (Drewes vd., 2009b, Nyska vd., 2003). Koşu sırasında da yürümeye benzer adaptasyonların olduğu gösterilmiştir (Drewes vd., 2009b). Fakat, KAB olan kişilerde yürüme sırasındaki EMG aktiviteleri yapılan çalışmalar arasında paralellik göstermemektedir (Delahunt vd., 2006; Kautzky vd., 2015; Moisan vd., 2017) ve KAB olan kişilerin sağlıklılara kıyasla ayak bileği stabilizör kaslarının koşu sırasındaki EMG aktiviteleri hakkında yeterli bilgi bulunmamaktadır.

Günlük aktiviteler sırasında yüksek yüklere maruz kalmasına rağmen ayak bileği ekleminin stabilitesi, kemikli ve ligamentli yapısı tarafından sürdürülür (Nordin ve Frankel, 2001). Bu eklemden gerçekleşen hareketlerin çoğu 12 kas tarafından kontrol edilir (Brockett ve Chapman, 2016; Procter ve Paul, 1982; Mendez-Rebolledo vd., 2021): (1)

plantar fleksiyonda gastrocnemius, soleus ve plantaris; (2) plantar fleksiyon ve inversiyonda tibialis posterior, flexor digitorum longus ve flexor hallucis longus; (3) plantar fleksiyon ve eversiyonda peroneus longus ve peroneus brevis; (4) dorsi fleksiyon ve inversiyonda tibialis anterior ve extensor hallucis longus; (5) dorsi fleksiyonda extensor digitorum longus; (6) dorsi fleksiyon ve eversiyonda peroneus tertius katkı sağlamaktadır (Procter and Paul, 1982; Criswell, 2011; Brockett and Chapman, 2016).

KAB popülasyonunda EMG kayıtları büyük oranda peroneus longus kasına odaklanmıştır; bu kas yürüme, koşma ve maksimal istemli kasılmalar sırasında ayakta eversiyon ve plantar fleksiyon hareketlerine katkı sağlamaktadır (Bavdek vd., 2018, Mendez-Rebolledo vd., 2021). Fakat, ayak bileği burkulmalarının genellikle yürüme ve koşu aktiviteleri sırasında gerçekleştiği göz önünde bulundurulduğunda, ayak bileği stabilizör kaslarının koşu gibi çeşitli dinamik aktiviteler sırasındaki EMG profillerinin araştırılması için çalışmalara ihtiyaç vardır (Hass vd., 2010; Springer ve Gottlieb, 2017). KAB popülasyonunda gözlemlenen kas aktivasyon stratejileri sağlıklı bireylerden farklı olabileceği için buradan elde edilecek bilgiler sonradan oluşabilecek sakatlanmaların önlenmesi ve tedavisinde kullanılabilecek yeni yaklaşımlar sağlayabilir. Bu iki grup arasında gerçekten bir fark varsa, gerçek-zamanlı EMG verileri ile geri dönütler sağlanarak gözlemlenen sapmaların düzeltilmesi mümkün olabilir. Ayrıca, ayak bileğinin bandajlanması gibi teknikler de test edilebilir ve hedeflenen EMG aktivite profilinin elde edilmesi için kişiye özgü programlar oluşturulabilir (Migel ve Wikstrom, 2020).

KAB olan bireylerde sağlıklı olanlara kıyasla yürüme sırasında daha fazla ayak bileği inversiyonu ve plantar fleksiyonunun yanı sıra peroneal kasların aktivasyonunda farklılıklar gözlemlenmiş olup benzer bulgular koşu sırasında da rapor edilmiştir (Drewes vd., 2009a; Moisan vd., 2017). Ayak bileğinin fazla inversiyon yapması sonucunda lateral ayak bileği burkulması muhtemeldir. KAB olan bireylerde savurma fazının ortalarında ayak bileğinin inversiyon açısı arttığından, bu fazın sonlarında ayağın yere temasından önce ayak bileğine eversiyon yaptırmak için peroneal kasların daha fazla aktif olacağı düşünülmüştür (Feger vd., 2015). Fakat bu çalışmada yürüme sırasında peroneal kas aktivite genliğinde gruplar arasında fark görülmemiştir. Diğer yandan, KAB olan bireylerin yere temas sırasında ayak bileğinde eversiyonun daha düşük açılarda olması bu popülasyon için adımlamanın yük verme fazı (Şekil 2.2.) için rapor edilen daha büyük yer tepki kuvvetini açıklamaktadır (Bigouette vd., 2016).

KAB popölasyonunda sağlıkla ilgili yaşam kalitesi göstergelerinin düştüğü bildirilmektedir (Houston vd., 2015). Bu göstergeler, ruh hali ve sosyal etkileşim gibi genel çapta ifade edilebilen noktalara odaklanmaktadır ve direkt olarak ayak bileği fonksiyonu ile bağlantılı değildir. KAB olan bireylerin sağlıkla ilgili yaşam kalitesi göstergeleri arasında genellikle mental olanlar değil, fiziksel olanlarda düşüş görölmektedir (Arnold vd., 2011).



3.YÖNTEM

3.1.Katılımcılar

I. Bölüm

İstatistiksel güç analizi (GPower, 3.1.9) sonuçları iki-yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA (2×4) testinin yapılabilmesi için önceki çalışmalara dayanarak (Oliveira vd., 2016) etki boyutu $f = 0.25$, $\alpha = 0.05$, güç $= 0.80$, tekrarlı ölçüm sayısı $= 4$ ve tekrarlı ölçümler arasındaki ilişki (Pearson's r) $= 0.8$ kabul edildiğinde 11 kişilik bir örnekleme ihtiyaç olduğu çıktısını vermiştir. Bu analizin sonucunda rekreatif olarak aktif 13 (11 erkek ve 2 kadın) katılımcı (yaş 26.6 ± 7 , boy 175.5 ± 6.3 cm, kilo 69.5 ± 8.8 kg, bacak uzunluğu 90.7 ± 4 cm) çalışmaya gönüllü olarak dahil olmuştur. Katılımcıların egzersiz rutini haftada ortalama 8.3 ± 5.6 saattir. Çalışmaya dahil olmadan önce katılımcılar sağlıklı olduklarını ve sinir-kas ya da kas-iskelet bozuklukları olmadığını sözlü olarak bildirmiştir. Çalışmayla ilişkili muhtemel risk ve faydalar hakkında katılımcılar bilgilendirilmiş ve her birinden yazılı bilgilendirilmiş olur formu alınmıştır. Bu çalışma, Eskişehir Teknik Üniversitesi Etik Komitesi (no. 87914409-050.99) tarafından onaylanmış ve Helsinki Bildirisine uygun olarak yapılmıştır.

II. Bölüm

İstatistiksel güç analizi (GPower, 3.1.9) sonuçları iki-yönlü mixed-model ANOVA testinin yapılabilmesi için toplam örneklem sayısının 16 olduğunu göstermiştir. Analizde girdi parametreleri şu şekildedir: etki boyutu $f = 0.25$ (Lin vd., 2011), $\alpha = 0.05$, güç $= 0.80$ ve tekrarlı ölçümler arasındaki ilişki (Pearson's r) $= 0.8$. KAB olan ($n=12$) ve olmayan ($n=15$) rekreatif olarak aktif gönüllü katılımcılar çalışmaya dahil edilmiştir (Tablo 3.1.). KAB olan katılımcılar için çalışmaya dahil edilme kriterleri Uluslararası Ayak Bileği Uzlaşısının (Gribble vd., 2014) önerilerine uygun olarak uygulanmıştır ve şu maddeleri içermiştir: 1) inflamatuvar semptomların görüldüğü en az bir ciddi ayak bileği burkulması atlatmış olmak; 2) en son yaşanan ayak bileği burkulmasının üzerinden çalışmaya dahil olma tarihinden önce en az 3 ay geçmiş olması; 3) burkulanan ayak bileğinin boşa çıkma nöbetleri (*giving way*), tekrarlayan burkulmalar ya da stabil hissetmeme durumunun devam ediyor olması; 4) fonksiyonel ayak bileği instabilitesi tanısı ölçeğinden (*Identification of Functional Ankle Instability, IdFAI*) >11 skor

alınması. Kontrol grubundaki katılımcılarda ayak bileği burkulma geçmişi olmaması kriteri aranmıştır.

İki grup için de çalışmaya dahil edilmeme kriterleri şu maddelere göre uygulanmıştır: 1) alt ekstremitede kas-iskelet (kemik, sinirler gibi) yapılarına cerrahi müdahale geçmişi olması; 2) alt ekstremitede tekrardan hizalama gerektiren bir kemik kırılması geçmişi olması ve 3) çalışmaya dahil olma tarihinden önceki en az 3 ayda fiziksel aktiviteyi en az bir gün aksatmaya neden olabilecek akut bir sakatlanma/yaralanma yaşamış olunması (Gribble vd., 2014). Çalışmayla ilgili muhtemel risk ve faydalar hakkında katılımcılar bilgilendirilmiş olup yazılı bilgilendirilmiş olur formu alınmıştır. Bu çalışma, Eskişehir Teknik Üniversitesi Etik Komitesi (no. 87914409-050.99) tarafından onaylanmış ve Helsinki Bildirisine uygun olarak yapılmıştır.

Tablo 3.1. Çalışmanın II. Bölümü için katılımcılarının karakteristikleri

	KAB	Kontrol	P değeri
Cinsiyet (E/K)	6/6	11/4	-
Yaş (yıl)	22.6 ± 4	25.8 ± 6.9	0.163
Kilo (kg)	65.3 ± 15.2	67.4 ± 10.2	0.678
Boy (cm)	174.3 ± 9.1	174.1 ± 7.5	0.934
Vücut yağ yüzdesi (%)	21.4 ± 5.3	20.0 ± 6	0.524
Kemik mineral yoğunluğu (g/cm ²)	1.23 ± 0.1	1.27 ± 0.1	0.388
Bacak boyu (cm)	90 ± 6.3	89.8 ± 4.6	0.92
IdFAI skoru	18.9 ± 3	-	-
Ayak bileği burkulma sayısı	5.3 ± 3.1	0	-

KAB, kronik ayak bileği burkulması; IdFAI, Identification of functional ankle instability (fonksiyonel ayak bileği instabilitesi tanısı ölçeği).

3.2. DeneySEL Yaklaşım ve Protokoller

I. Bölüm

Katılımcıların laboratuvara gelmelerini takiben yöntem ve deneysel protokoller hakkında bilgilendirme yapıldıktan sonra antropometrik özellikleri ölçülmüştür. Sonrasında, katılımcıların koşu protokollerine alışmaları için 2.92 ve 4.58 m·s⁻¹ hızlarında koşu bandı ve pist koşuları yapılmıştır. Ardından katılımcılar diz fleksörleri, plantar fleksörler, dorsi fleksörler, ayak bileği evertörleri ve diz ekstensörleri için önce

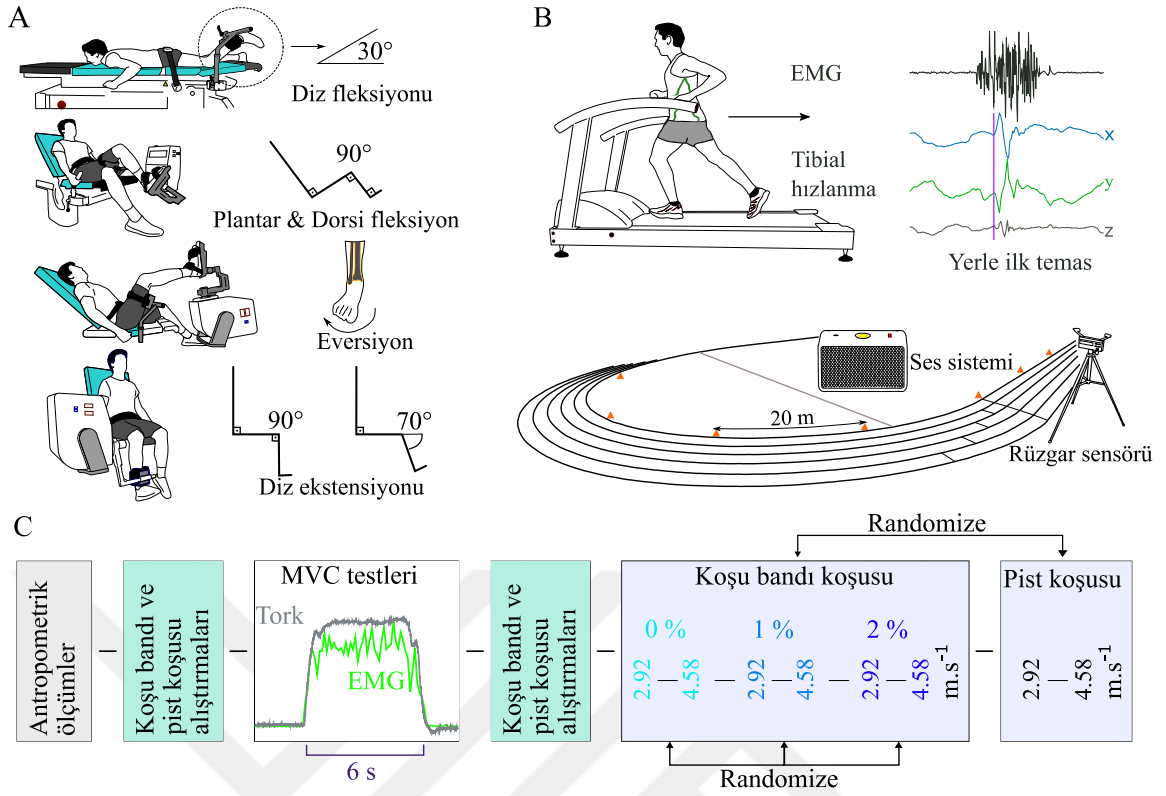
alıştırma sonra da asıl maksimal istemli kasılma (MİK) testlerini tamamlamıştır. Randomize edilmiş koşu bandı ve pist koşularından önce, seçili kaslar için deri üzerine EMG elektrotları iliştirilmiş, yine deri üzerine tibia ile aynı yönde akselerometre yerleştirilmiştir (Şekil 3.1.).

Ortamin nem ($38 \pm 7\%$) ve sıcaklığı ($23.3 \pm 1.5^{\circ}\text{C}$) ölçümler boyunca (öğleden sonra 1-5 arasında) kontrol edilmiştir. Pist koşusu sırasında rüzgâr hızı 15 saniye aralıklarla kaydedilmiş olup, ortalama $1.08 \pm 0.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ 'dir (no. E73OU; GILL Athletics, Champaign, IL).

II. Bölüm

Katılımcılara yöntem ve deneysel protokoller hakkında bilgilendirme yapıldıktan sonra antropometrik özellikleri ölçülmüştür. Tüm testler tek bir laboratuvarında öğleden sonra saat 1-5 arasında gerçekleştirilmiştir. Ortamin nem ($34 \pm 8\%$) ve sıcaklığı ($23.2 \pm 1.4^{\circ}\text{C}$) çalışma boyunca kontrol edilmiş ve tutarlılık göstermiştir.

Dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) (Lunar Radiation Corp., Madison, WI, USA) sistemi kullanılarak katılımcıların vücut yağ (%) ve yağsız kas oranı (%) ölçülmüştür. Ardından katılımcılar plantar fleksörler, dorsi fleksörler ve ayak bileği evertörleri için önce alıştırma sonra da asıl MİK testlerini tamamlamıştır. MİK testlerinden önce ve sonra, değişen koşu hızlarında katılımcılar koşu bandı üzerinde alıştırma koşuları yapmıştır. Bu iki alıştırma seansının her biri 10-15 dakika sürmüştür. Koşu bandı deneyimi daha önce hiç bulunmayan 1 katılımcı deney gününün dışında bir gün laboratuvara gelerek koşu bandında alıştırma koşuları yapmıştır. Veri toplamaya başlamadan önce katılımcılar kendi seçtikleri bir hızda ~5 dakika ısınma koşusu tamamlamıştır. Ardından, EMG elektrotları ve tibia ile aynı yönde akselerometre deriye iliştirilmiş olarak koşu bandı koşusu testleri tamamlanmıştır.



Şekil 3.1. DeneySEL protokol. A, Katılımcıların maksimal istemli kasılma (MİK) testleri sırasında pozisyonları. B, Koşu bandı ve pist koşularını temsil eden ortamın tasviri. Sağ üst köşede işlenmemiş örnek elektromyografi ve tibial hızlanma verileri verilmiştir. Dikey mor hat, ayağın yerle ilk temas ettiği zamana işaret etmektedir. Açık havada 400 metrelik pistte koniler, rüzgâr hızı ölçer ve ses sisteminin yerleştirme düzenleri tasvir edilmiştir. C, DeneySEL protokol süreci tablosu. Koşu testlerine yatkınlık kazandırmak amacıyla katılımcılar MİK testleri öncesi ve sonrasında deneme koşuları yapmıştır. MİK testlerinin her biri altışar saniyelik üçer tekrarlı şekilde uygulanmıştır. Her bir koşu testi (örneğin %1 eğimde 2.92 m.s⁻¹ hızda) 60 s sürmüştür ve diğer koşuya geçmeden önce 120 s dinlenme arası verilmiştir. Koşu ortamı (koşu bandı ve pist) ve koşu bandı eğimleri randomize bir sırayla tamamlanmıştır.

3.3. Koşu Bandı ve Pist Koşusu

I. Bölüm

Koşular Cosmed T150 model (Nussdorf-Traunstein, Bavaria, Germany) koşu bandı üzerinde yapılmıştır. Kemer döngülerinin hedeflenen hızla uyduğu emin olmak, diğer bir deyişle koşu bandı hızını doğrulamak için, üzerinde 0, 70 ve 80 kg vücut ağırlıklarındaki bireyler 1 dakika koşturulmuş ve bant döngülerinin doğruluğu onaylanmıştır. Katılımcılar deneySEL ölçümler başlamadan önce çeşitli hız ve eğimlerdeki koşu bandına ve pist koşusuna alıştırmıştır. Alıştırma seanslarının her biri 10-15 dakika sürmüştür (Şekil 3.1.C). Pist koşusu açık havada, her 20 metreye koni yerleştirilmiş olan 400 metrelik resmi atletizm pistinde gerçekleştirilmiştir. Hedeflenen koşu hızına ulaşmak

için katılımcıların koninin yanından geçerken önceden hazırlanmış ve hoparlör aracılığıyla dışa verilen ses sinyalleri ile denk gelmesi gerekmiştir. Koşu bandı ve pist koşuları, koşu bandı eğimleri (0%, 1%, ve 2%) ve koşu hızları dengeli olarak randomize şekilde tamamlanmıştır. Her koşu 1 dakika sürmüş ve ardından 2 dakika dinlenme arası verilmiştir. Tüm koşu testleri tamamlandıktan sonra katılımcılar %0 eğimde koşu bandı koşularını iki hızda da tekrar tamamlamıştır. Tamamlanan bu son koşular sonuçların güvenilirliğini ve tekrarlanabilirliğini test etmek için yapılmıştır.

Kullanılan EMG sisteminin alıcısı 30 metre uzaklığa kadar katılımcının üzerine iliştirilen sensörlerle haberleşebilmektedir. Bu aralığın ötesine geçildiğinde, EMG kaydı devam etmekte ve her sensörde bulunun dahili hafızaya (2 GB) depolanmaktadır. Katılımcı 30 metrelik kapsama alanına tekrar döndüğünde veri 1) alıcıya transfer edilebilir ya da 2) sensörlerin depolama alanında tutularak sonradan aktarılabilir. İlk seçenek genellikle uzun sürdüğü için pist koşuları sırasında ikinci seçenek ile devam edilmiştir.

II. Bölüm

Katılımcılar Cosmed T150 model (Nussdorf-Traunstein, Bavaria, Germany) koşu bandı üzerinde %0 eğimde koşu testlerini tamamlamıştır. Koşu bandının hızını doğrulamak için, üzerinde 0, 70 ve 80 kg vücut ağırlıklarındaki bireyler 1 dakika koşturulmuş ve kemer döngülerinin hedeflenen hızlarla eşleştiği doğrulanmıştır. Koşular sırasıyla 2.92 and 4.58 m.s⁻¹ hızlarında yapılmıştır. Her koşu 1 dakika sürmüş ve ardından 2 dakika dinlenme arası verilmiştir. Katılımcılar koşular sırasında herhangi bir acı ya da rahatsızlık deneyimleri olmadığını bildirmişlerdir.

3.4.Elektromyografi Kaydı

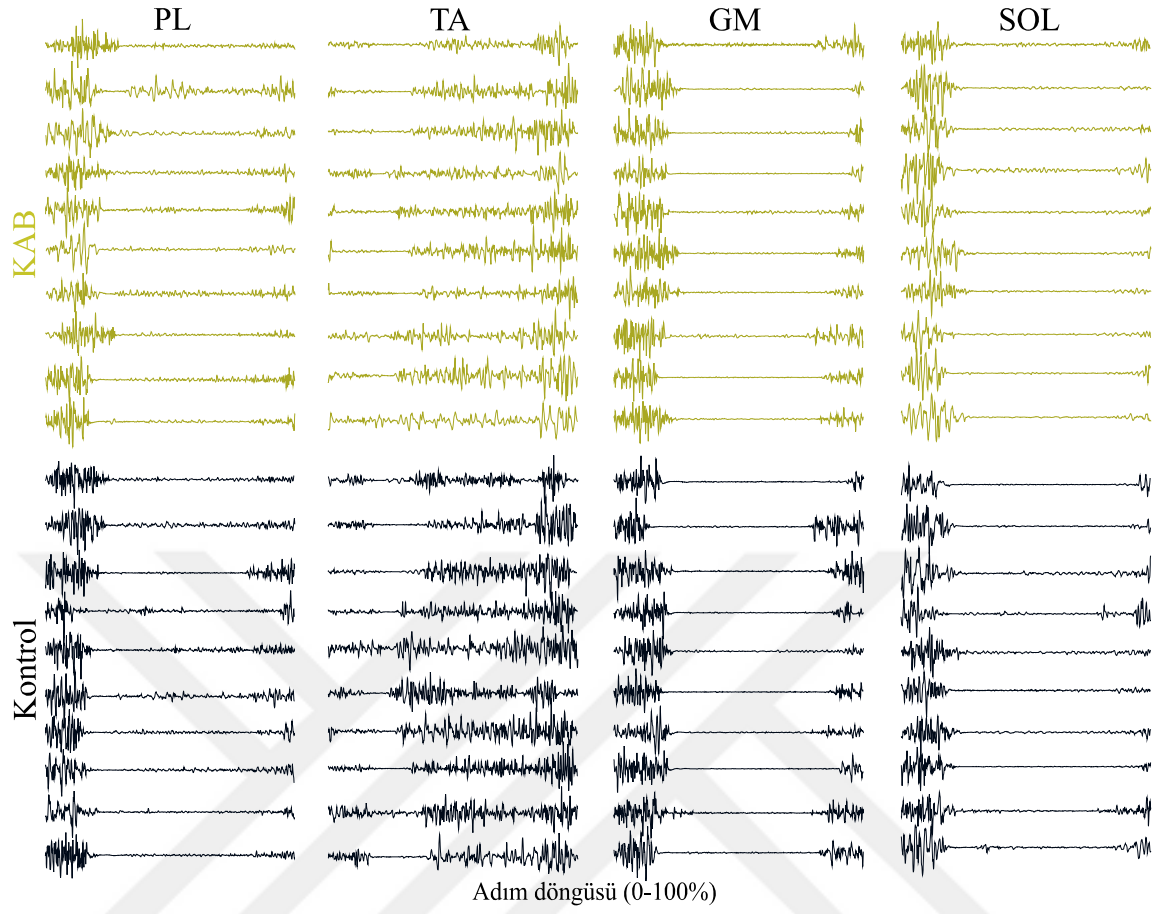
I. Bölüm

Kablosuz bir EMG sistemi (Ultium EMG, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ) kullanılarak rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), soleus (SOL), and medial gastrocnemius (GM) kaslarının aktiviteleri kaydedilmiştir. Veriler 2000 Hz ile alınmıştır. Elektrotlar yerleştirilmeden önce deri tıraş edilmiş, aşındırıcı jel (Nuprep; Weaver and

Company, Aurora, CO) ve %70 etil alkolle temizlenmiştir. Kendinden yapışkanlı, kullan-at bipolar (çap 1.3 cm, iki kutbun merkezleri arası 2 cm) Ag/AgCl jel elektrotlar (Noraxon Product No. 272; Noraxon USA Inc.) deri üzerindeki standardize edilmiş bölgelere (Crisswell, 2011) ilişitirilmiştir. EMG elektrotları ve sensörleri elastik bandajlar kullanılarak bacağa sabitlenmiştir (Besomi vd., 2019). Her koşu ve MİK testi öncesinde EMG gürültüsü kontrol edilmiştir.

II. Bölüm

Aynı kablosuz EMG sistemi kullanılarak TA, PL, GM ve SOL kaslarının aktiviteleri 2000 Hz ile kaydedilmiştir. Elektrotlar yerleştirilmeden önce deri tıraş edilmiş, aşındırıcı jel (Nuprep; Weaver and Company, Aurora, CO) ve %70 etil alkolle temizlenmiştir. Kendinden yapışkanlı, kullan-at bipolar (çap 1.3 cm, iki kutbun merkezleri arası 2 cm) Ag/AgCl jel elektrotlar (Noraxon Product No. 272; Noraxon USA Inc.) deri üzerindeki standardize edilmiş bölgelere (Crisswell, 2011) ilişitirilmiştir. Kablosuz EMG elektrotları, sensörleri ve akselerometre, elastik bandajlar kullanılarak sabitlenmiştir (Besomi vd., 2019). Her koşu ve MİK testi öncesinde kaslar gevşek haldeyken EMG gürültüsü kontrol edilmiştir.



Şekil 3.2. Kronik ayak bileği burkulması (KAB) olan ve olmayan (kontrol) bireylerin bir koşu adım döngüsü sırasındaki işlenmemiş EMG aktivitelerine örnek. Soldan sağa dört sütunda sırasıyla peroneus longus (PL), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (GM) ve soleus (SOL) kasları için her iki gruptan 10 katılımcının EMG örneği verilmiştir. Her satır bir katılımcının örnek verisi olup bulunduğu gruba göre renklendirilmiştir. Örnek EMG verileri rastgele seçilmemiş, her katılımcı için ilgili kas aktivite profilini tutarlı olarak temsil eden örnekler alınmıştır.

3.5. Maksimal İstemli Kasılma Testleri

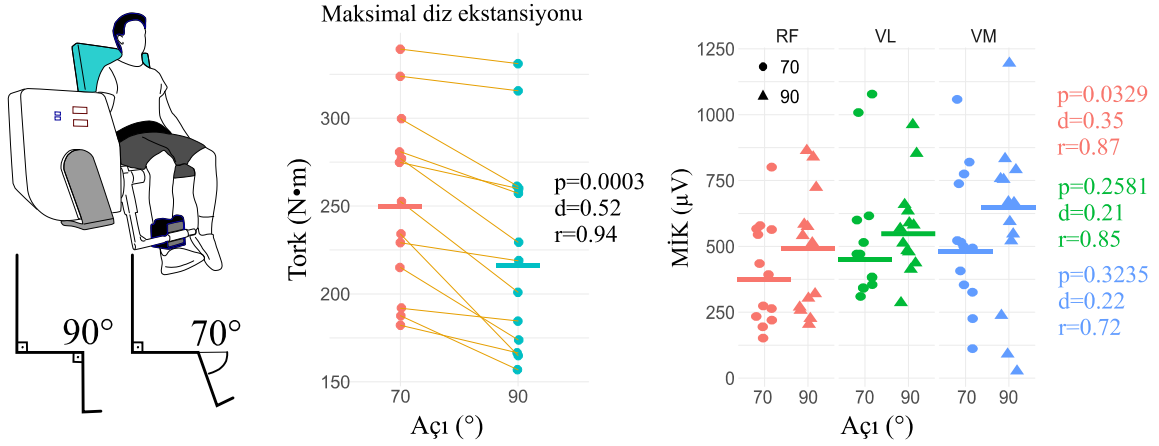
I. Bölüm

İzokinetik dinamometre (IsoMed 2000, D&R, Ferstl, Hemau, Germany) kullanılarak MİK testleri uygulanmıştır. Uygun vücut pozisyonları sağlandıktan sonra katılımcılar koltuğa yerleştirilip kemerler kullanılarak sabitlenmiştir. RF, VL ve VM kasları için MİK testleri diz ekstansiyonu sırasında 90° kalça, 70° ve 90° diz açılarında ölçülmüştür. EMG genliğinin 90° diz açısında, 70° diz açısındakinden daha yüksek olduğu (RF için 10/13 katılımcı; VL ve VM için 9/13 katılımcı) görülmüştür (Şekil 3.3.). BF kası için MİK testi sırasında katılımcılar yüz-üstü uzanır pozisyonda 30° diz açısında

tek taraflı diz fleksiyonu yapmıştır. TA ve kalf kasları için MİK, 90° ayak bileği açısında sırasıyla tek taraflı dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon sırasında ölçülmüştür. PL kası için MİK testi bilek hafif eversiyon halindeyken, ~110° diz ve 90° ayak bileği açılarında eversiyon hareketi sırasında yapılmıştır (Konrad, 2006). Şekil 3.1.A, MİK testleri sırasında katılımcıların aldığı pozisyonları tasvir etmektedir. Her bir MİK testi 6 saniye sürmüş olup her kas grubu için 3 tekrarlı olarak uygulanmış ve tekrarlar arasında 1 dakikalık dinlenme periyotları verilmiştir. MİK testleri sırasında kaydedilmiş olan maksimum EMG genliği (mutlak değeri alınmış ve low-pass filtre ile yumuşatılmış) koşu sırasında toplanan EMG verilerinin genlik normalizasyonu için kullanılmıştır (Besomi vd., 2020).

II. Bölüm

Standardize edilmiş bir dizi MİK testi, izokinetik dinamometre (IsoMed 2000, D&R, Ferstl, Hema, Germany) kullanılarak tamamlanmıştır. Uygun vücut pozisyonları ayarlandıktan sonra katılımcılar koltuğa yerleştirilip kemerlerle uzuvları sabitlenmiştir. TA, GM ve SOL kasları için MİK testi, diz ve ayak bileği 90° açıdayken tek taraflı dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri sırasında ölçülmüştür. PL için MİK testi, bilek hafif eversiyon halindeyken, ~110° diz ve 90° ayak bileği açılarında eversiyon hareketi sırasında yapılmıştır (Konrad, 2006) (Şekil 3.1.A). MİK testlerinde her hareket 3 kere tekrarlanmış (her biri 6 saniye) ve ölçümler arasında 1 dakika dinlenme verilmiştir. MİK testleri sırasında kaydedilmiş olan maksimum EMG genliği (mutlak değeri alınmış ve low-pass filtre ile yumuşatılmış) normalizasyon için kullanılmıştır (Besomi vd., 2020).



Şekil 3.3. İki farklı diz açısında (70° ve 90°) yapılan maksimal istemli diz ekstansiyon testi sırasında ölçülen tork değerleri ve RF, VL ve VM kaslarının EMG aktivite seviyeleri. Ortalama EMG genliğinin 90° diz açısında, 70° diz açısındakinden daha yüksek olduğu (RF için 10/13 katılımcı; VL ve VM için 9/13 katılımcı) görülmüştür. Tork değerlerinin ise 70° açıda daha yüksek olduğuna dikkat edilmelidir. Bu sonuçlar araştırmanın ana kapsamı dışında olup gelecek çalışmalarda fikir verebileceği düşünülmektedir.

3.6. Tibial Hızlanma

Tibial hızlanma başlığı çalışmanın her iki bölümü için de aynıdır. Bir akselerometre (#810 parça numaralı, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) tibia ile aynı yönde hizalanarak femurun lateral condyle noktasının 2-3 cm altına gelecek şekilde deri üzerine iliştirilmiştir. Akselerometre ve EMG verileri KAB grubu için ayak bileği instabilitesi olan taraftan (sağ ya da sol uzuv), kontrol grubu içinse sağ bacadan alınmıştır. Akselerometre ve EMG verileri senkron şekilde aynı alıcıya (Ultium model #880, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) transfer edilmiş ve boyuna eksenindeki hızlanma (akselerasyon) verisi ayağın yere temas anını saptamak için kullanılmıştır (Lafortune, 1991, Selles vd., 2005). Adım döngüsü, aynı bacak için ayağın ilk yere temasından ikinci kez yere temasına kadarki süreç olarak tanımlanmıştır. Bu çalışmadaki katılımcıların tamamı arka-ayak (topuk) stili ile koşmuş, diğer bir deyişle ayak ve zeminin ilk teması ayağın arka bölümüyle gerçekleşmiştir. Katılımcıların koşu stili değiştirilmeye çalışılmamış ya da herhangi bir müdahale içeren komut verilmemiştir. Katılımcıların tamamının topuk stiliyle koşması tibial akselerasyon profillerinin benzer olmasına sebep olmuştur.

3.7. Veri Analizi

3.7.1. EMG

I. Bölüm

Tüm veriler MATLAB 'da (R2021a; MathWorks, Natick, MA) işlenmiştir. Her koşul (pist ve koşu bandı), hız (2.92 ve $4.58 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) ve kas için yaklaşık 50 koşu adım döngüsünden EMG ve tibial hızlanma verileri analiz edilmiştir. Altmış saniyelik kayıtların ilk ve son ~5 dakikalık bölümleri analizlere dahil edilmemiştir. Kaydedilen EMG sinyallerine high-pass filtre (20 Hz çift-yönlü, ikinci-sıra Butterworth filtre) uygulanmış, pozitif ve negatif veri noktalarının tamamı pozitifte çevrilmiş (mutlak değeri alınmış) ve yumuşatılmıştır (15 Hz çift-yönlü low-pass, ikinci-sıra Butterworth filtre). Yumuşatılmış EMG verisi, adım döngüleri baz alınarak zamana normalize edilmiş (her adım döngüsündeki veri noktası sayısı 201 veri noktasına dönüştürülmüştür, %0-100) ve her kas için 50 adım döngüsünün ortalaması, uygun olan MİK değerine oranlanmıştır (normalize edilmiştir). Her kas için EMG genliği koşullar ve koşu hızları arasında karşılaştırılmıştır. Yumuşatılmış ve normalize edilmiş EMG sinyalindeki maksimal değerde olan veri noktası (EMG tepe) ve tam bir adım döngüsü için EMG eğrisinin altında kalan alanın alanı (EMG integral) hesaplanmıştır. Bir adım döngüsü için EMG integral hesaplanırken trapezoidal yöntem kullanarak EMG verisi ve eşit aralıklara sahip 201 veri noktası (zaman/adım döngüsü) entegre edilmiştir. Çalışmanın birinci bölümünde EMG sinyallerinin kalitesi bir kadın katılımcı için PL, GM, SOL, VM ve BF kasları için düşük bulunmuş ve bu veriler analizlerde kullanılmamıştır.

II. Bölüm

EMG ve tibial hızlanma verileri MATLAB 'da (R2021a; MathWorks, Natick, MA) işlenmiştir. Her katılımcı ve koşu hızı için art arda ~30 koşu adım döngüsü, 60 saniyelik veri kayıtlarının orta bölümünden alınmıştır. EMG sinyallerine high-pass filtre (20 Hz çift-yönlü, ikinci-sıra Butterworth filtre) uygulanmış, mutlak değeri alınmış ve yumuşatılmıştır (15 Hz çift-yönlü low-pass, ikinci-sıra Butterworth filtre). Yumuşatılmış EMG verisi, adım döngüleri baz alınarak zamana normalize edilmiş (her adım döngüsündeki veri noktası sayısı 201 veri noktasına dönüştürülmüştür, %0-100) ve her kas için 30 adım döngüsünün ortalaması, uygun olan MİK değerine normalize edilmiştir.

Normalize edilmiş EMG sinyalindeki maksimal değerde olan veri noktası (EMG tepe) ve tam bir adım döngüsü için EMG eğrisinin altında kalan alanın alanı (EMG integral) hesaplanmıştır. Bir adım döngüsü için EMG integral hesaplanırken trapezoidal yöntem kullanarak EMG verisi ve eşit aralıklara sahip 201 veri noktası (zaman/adım döngüsü) entegre edilmiştir. Integral değişkeninin fonksiyonel olarak daha anlamlı olması ve veriyi temsil etmesi nedeniyle sonuçlar değerlendirilirken özellikle bu değişken üzerinde durulmuş, EMG tepe değerleri de referans olması için rapor edilmiştir. Ayağın yere ilk temasından EMG tepe noktasına ulaşmaya kadar olan adım döngüsünün başlangıç bölümü (% adım), EMG tepe yapma süresi olarak adlandırılmıştır. Ayrıca kas çiftlerinin maksimum EMG aktivitesine ulaşma farkı (örneğin GM ve PL EMG tepe yapma zamanları arasındaki fark; $\Delta\%$ adım GM-PL) her katılımcı için hesaplanmış ve grupların ortalamaları alınmıştır. Çalışmanın ikinci bölümünde EMG sinyallerinin kalitesi kontrol grubundaki bir katılımcı için PL, GM ve SOL kaslarında ve KAB grubundaki bir katılımcı için GM ve TA kaslarında düşük bulunmuştur. Bu veriler analizlerde kullanılmamıştır.

3.7.2. Tibial Hızlanma

Tibial hızlanma veri analizi başlığı çalışmanın her iki bölümü için de aynıdır. Hızlanma verisinde ayağın yere ilk teması ile birlikte büyük oranda dalgalanma görülmektedir (Selles vd., 2005) (Şekil 3.1.B. sağ-üst köşedeki dikey mor çizgi ayağın yere ilk temasını göstermekte ve o anda hızlanma verisinde görülen dalgalanma 3 eksenle tasvir edilmektedir). Boyuna eksenle tibial hızlanma verisine 60 Hz low-pass filtre (ikinci sıra Butterworth) uygulanmış ve bu veri ayağın yere ilk temas anını belirlemek için kullanılmıştır. Elde edilen veri adım süresine normalize edilmiştir.

3.8. İstatistikler

I. Bölüm

Tüm istatistiksel analizler R (versiyon 4.1.2)'da rstatix paketi (versiyon 0.7.0; Kassambara, 2021) kullanılarak yapılmıştır. Normalize edilmiş EMG verilerinde herhangi bir koşul ya da koşu hızında aşırı bir uç değer (outlier) saptanmamıştır. Shapiro-Wilk testi kullanılarak verilerin normal dağıldığı doğrulanmış ve Levene's testi koşullar

boyunca varyansların eşit olduğunu göstermiştir. İki-yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA kullanılarak koşullar (%0, %1 ve %2 eğimlerde koşu bandı koşusu ve pist koşusu) ve hızlar (2.92 ve 4.58 m·s⁻¹) faktör olarak kabul edilip EMG aktivitesindeki farklılıklar belirlenmiştir. Çoklu karşılaştırmalar yapılırken p değerlerine Holm düzeltmesi yapılmıştır. Cohen's d etki boyutları hesaplanarak pist ve koşu bandı koşuları arasındaki farklılığın büyüklüğü sayısallaştırılmıştır. Etki boyutu için kullanılan eşikler şu şekildedir: $|d| < 0.2$ çok küçük, $|d| < 0.5$ küçük, $|d| < 0.8$ orta, ve $|d| \geq 0.8$ büyük (Cohen, 1992). Adımlama sürelerinin varyans katsayısı (VK) hesaplanmış ve koşullar arasında karşılaştırılmıştır (Holm düzeltmesi uygulanarak). Bacak kaslarının EMG genliği ve adımlama sürelerindeki değişkenlik (diğer bir deyişle VK) arasındaki ilişki (Pearson's r) belirlenmiştir. Değiştirmeli Bootstrap kullanılarak (1000 tekrarlı) tüm kas ve koşullar için EMG integral verisinin ortalamasının %95 güven aralığı hesaplanmıştır. Tüm istatistiksel analizler için anlamlılık 0.05 olarak belirlenmiştir.

II. Bölüm

Tüm istatistiksel analizler R (versiyon 4.1.2)'da rstatix paketi (versiyon 0.7.0; Kassambara, 2021) kullanılarak yapılmıştır. Verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiştir. Her iki grup için de bağımlı değişkenlerde aşırı bir uç değer (outlier) saptanmamıştır.

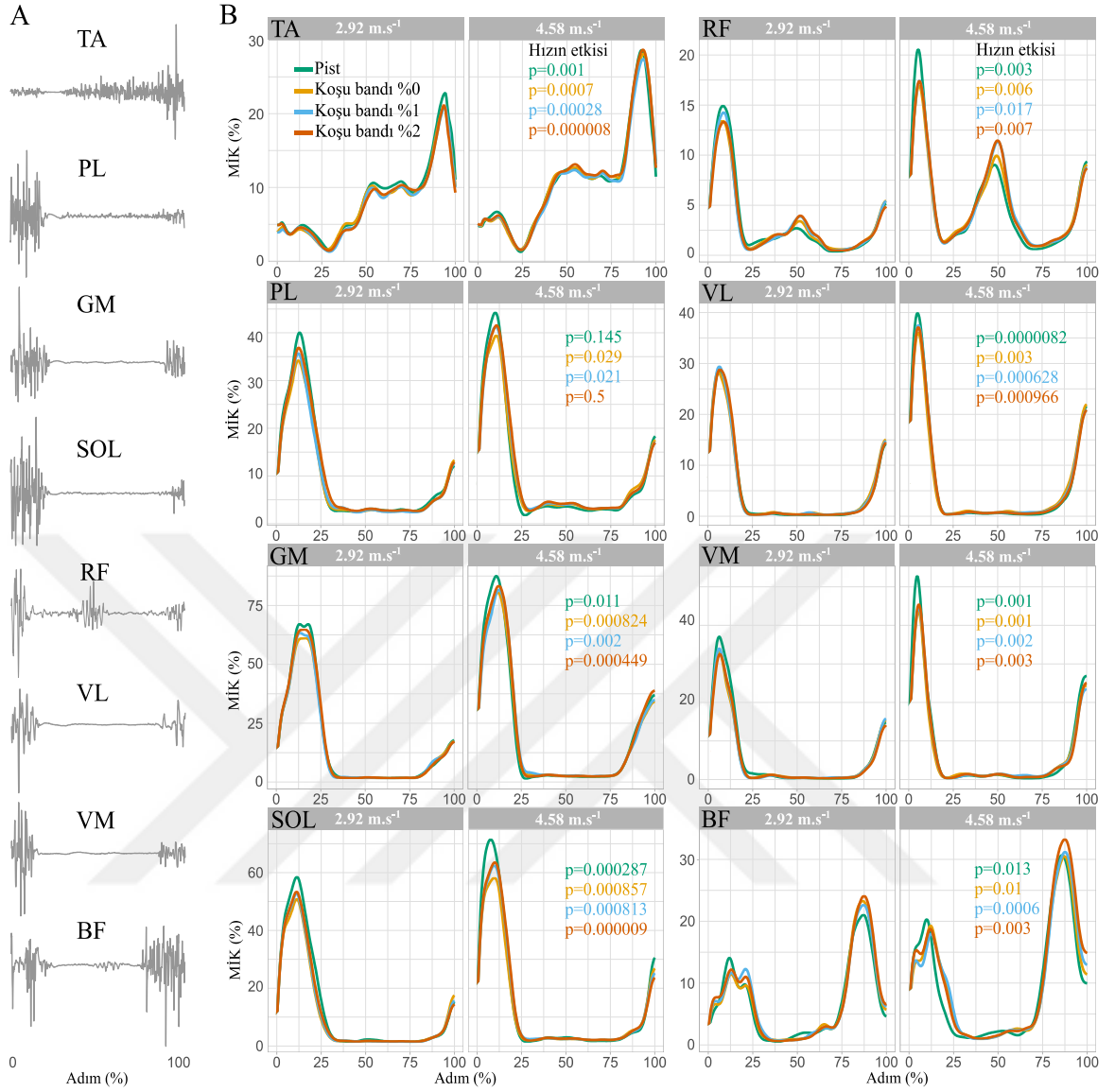
İki-yönlü mixed dizayn ANOVA (grup: KAB ve kontrol; hız: 2.92 ve 4.58 m·s⁻¹) kullanılarak EMG genliği, EMG tepe tapma süresi ve adımlama sürelerindeki değişkenlik karşılaştırılmıştır. ANOVA sonuçları anlamlı bulunması halinde çoklu karşılaştırmalar yapılırken p değerlerine Holm düzeltmesi yapılmıştır. KAB ve kontrol grupları arasındaki farklılığın boyutunu göstermek amacıyla Cohen's d etki boyutları hesaplanmıştır. Etki boyutu için kullanılan eşikler şu şekildedir: $|d| < 0.2$ çok küçük, $|d| < 0.5$ küçük, $|d| < 0.8$ orta, ve $|d| \geq 0.8$ büyük (Cohen, 1992). Adımlama sürelerinin varyans katsayısı (VK = standart sapma / ortalama $\times 100$) hesaplanmış ve iki grup arasında karşılaştırılmıştır (Holm düzeltmesi uygulanarak). Anlamlılık düzeyi 0.05 olarak belirlenmiştir.

4.BULGULAR

4.1.Birinci Bölüm

%0 eğimde kolu bandı koşusu çalışmanın sonunda bir kere daha tekrarlanarak EMG verilerinin gün-ichi tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği test edilmiştir. Test-tekrar-test ölçümleri arasında EMG genliği ya da frekans içeriğinde anlamlı farklılık bulunmamıştır.

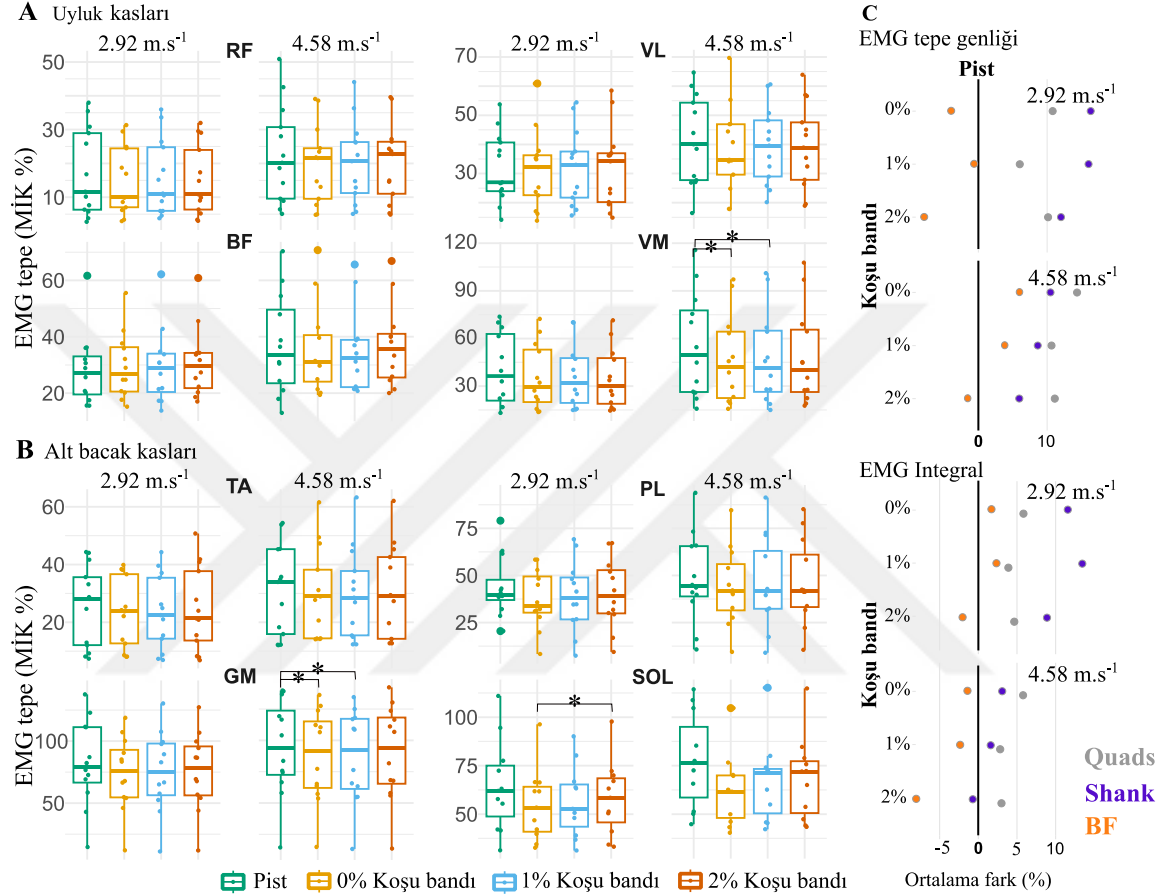
İki-yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA sonuçları PL hariç tüm kaslar ve koşullar için EMG tepe ve EMG integral verilerinde hızın anlamlı etkisi olduğunu ayrıca hız ve koşul arasında etkileşim etkisi olmadığını göstermiştir. Hız artışıyla birlikte görülen farkın büyüklüğü koşu bandı eğimiyle birlikte TA, GM, SOL ve BF kasları için artış göstermiş ve pist koşusu sırasında da bu durumun RF, VL ve VM için daha belirgin olduğu görülmüştür (Şekil 4.1.).



Şekil 4.1. A, bir katılımcının bir koşu adımı (aynı uzuv için ayağın ilk yere temasından ikinci kez yere temasına kadarki süreç) sırasında işlenmemiş EMG sinyalleri. B, Koşulların farklı renklerle gösterildiği sekiz kas için ortalaması alınmış EMG sinyalleri (mutlak değeri alınmış ve low-pass filtre uygulanmış). Y aksisinin kaslar için farklı olduğuna dikkat edilmelidir. Her kas için sol ve sağ paneller iki koşu hızındaki (2.92 ve 4.58 m.s⁻¹) EMG profillerini göstermektedir. X aksisi koşu adım döngüsünü; %0 ve %100 ayağın yere ilk temas ettiği zamanı temsil etmektedir. Holm düzeltmesi yapılmış p değerleri, EMG genliğinin PL hariç tüm kaslar ve koşullar için hızın anlamlı etkisi olduğunu göstermektedir.

EMG tepe genliğinde koşullar arasında beş anlamlı farklılık bulunmuş ve bunların dördü yüksek olan koşu hızında görülmüştür (Şekil 4.2.). GM ve VM kasları için EMG tepe genliği pis koşusunda 4.58 m.s⁻¹ hızında, %0 eğimdeki (GM: P = 0.024, d = 1.03; VM: P = 0.04, d = 0.964) ve %1 eğimdeki (GM: P = 0.024, d = 1.05; VM: P = 0.04, d = 0.934) koşu bandı koşusunun değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Ayrıca SOL kası için %2 eğimdeki koşu bandı koşusunun EMG tepe değeri, nispeten yavaş olan koşu hızında, %1 eğimdeki koşu bandı koşusunun EMG tepe değerinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($P = 0.011$, $d = -1.27$).



Şekil 4.2. Uyluk (A) ve alt bacak kasları (B) için pist ve koşu bandı koşuları sırasındaki EMG tepe (MIK %) değerlerimin kutu grafikleri. Dört koşul (B panelinin altı) farklı renklerle gösterilmiştir. X aksisi için * $P < 0.05$ (Holm düzeltmesi uygulanmış). C, Her veri noktası, pist koşusunun koşu bandı koşusundan (%0, %1 ve %2 eğimlerde) EMG aktivitesindeki (integral ve tepe) ortalama farkı (%) göstermektedir. Bu panelde diz ekstansörleri (quads), biceps femoris (BF) ve alt bacak kaslarının (shank) EMG genliklerinin koşullar arası yüzdesel farkı farklı renklerde ve iki farklı koşu hızında verilmiştir.

EMG aktiviteleri koşullar arasında karşılaştırıldığında etki boyutları (d) genellikle EMG tepe değerleri için EMG integrale kıyasla daha büyüktür (Şekil 4.3.). Integral parametresinin fonksiyonel olarak daha anlamlı olması ve veriyi temsil etmesi nedeniyle sonuçlar değerlendirilirken özellikle bu değişken üzerinde durulmuş, EMG tepe değerleri de bununla birlikte rapor edilmiştir. Pist koşusu ve koşu bandı koşuları EMG integral genliği yönünden karşılaştırıldığında büyük etki boyutları saptanmamıştır. Fakat, 48

karşılaştırmanın (8 kas $\times$ 3 koşu bandı eğimi $\times$ 2 koşu hızı) 7 'sinde (5 yavaş, 2 hızlı koşu hızı) orta etki boyutu bulunmuştur. EMG integral genliği yönünden en tutarlı farklılığa sahip kasın VM olduğu, bu kasın yavaş koşu hızında pist koşusu sırasında diğer üç eğimdeki koşu bandı koşusuna kıyasla EMG integralin daha yüksek olduğu, yüksek koşu hızında ise %0 eğimdeki koşu bandı koşusundan yüksek olduğu görülmüştür. Pist ve koşu bandı koşusu karşılaştırmalarında diğer üç orta etki boyutundan ikisi GM için yavaş koşu hızında %0 ve %1 eğimlerde, BF için hızlı koşuda %2 eğimde görülmüştür. Diğer yandan, RF, VL, SOL, TA ve PL kasları için pist ve koşu bandı koşusu arasında EMG integral yönünden etki boyutlarının çoğu çok küçük-küçük aralığında bulunmuştur. Bunun yanında, EMG integral verisinin ortalamasının %95 güven aralığı bootstrap yöntemiyle tüm kas ve koşullar için hesaplanmış ve rapor edilmiştir (Tablo 4.1 ve 4.2)

A EMG integral

		Koşu bandı					Koşu bandı			
		0%	1%	2%			0%	1%	2%	
2.92 m.s ⁻¹	Pist				4.58 m.s ⁻¹	Pist				Cohen's d büyük orta küçük çok küçük
	TA	0.32	0.42	0.32		TA	-0.04	0.06	-0.13	
	PL	0.49	0.34	0.054		PL	-0.05	-0.24	-0.28	
	GM	0.56	0.51	0.13		GM	0.29	-0.17	-0.15	
	SOL	0.45	0.47	0.33		SOL	0.43	0.27	0.18	
	RF	0.197	0.195	0.22		RF	0.04	-0.25	-0.41	
	VL	-0.02	-0.001	-0.03		VL	0.11	0.01	0.13	
	VM	0.55	0.60	0.67		VM	0.58	0.48	0.49	
	BF	-0.013	-0.018	-0.27		BF	-0.17	-0.24	0.56	

B EMG tepe

		Koşu bandı					Koşu bandı			
		0%	1%	2%			0%	1%	2%	
2.92 m.s ⁻¹	Pist				4.58 m.s ⁻¹	Pist				Cohen's d büyük orta küçük çok küçük
	TA	0.64	0.42	0.17		TA	0.12	0.16	0.08	
	PL	0.74	0.56	0.38		PL	0.71	0.54	0.34	
	GM	0.78	0.87	0.72		GM	1.0	1.1	0.79	
	SOL	0.72	0.86	0.51		SOL	0.92	0.75	0.67	
	RF	0.52	0.46	0.62		RF	0.71	0.70	0.53	
	VL	0.14	-0.01	0.004		VL	0.45	0.29	0.29	
	VM	0.50	0.57	0.62		VM	0.96	0.93	0.79	
	BF	-0.26	-0.02	-0.50		BF	0.26	0.35	0.04	

Şekil 4.3. Kutu içinde gösterilen tüm verilerle, EMG aktivitesi (A, EMG integral; B, EMG tepe) yönünden pist koşusunun koşu bandı koşusundan (%0, %1 ve %2 eğimlerde) farkının büyüklüğünü Cohen's d etki boyutu olarak her bir kas ve iki koşu hızı için göstermektedir. Etki boyutları büyük, orta, küçük ve çok küçük olarak kategorize edilmiş olup renge göre kodlanmıştır.

Tablo 4.1. 2.92 m.s⁻¹ koşu hızında EMG Integral verisi için 1000 tekrarlı bootstrap ile hesaplanmış ortalama, standart hata (SH) ve %95 güven aralığı (GA) değerleri.

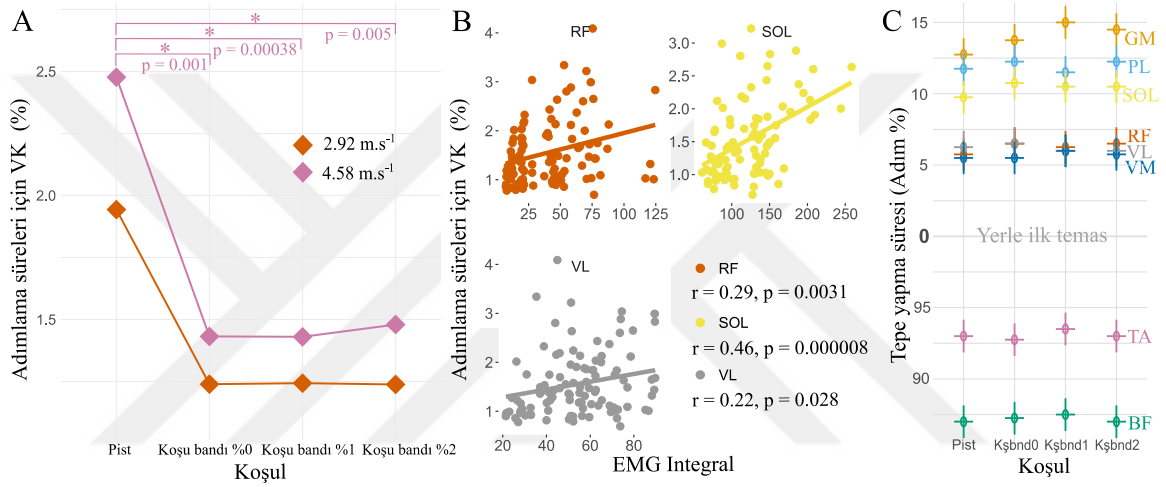
EMG Integral (nispi ölçüm birimi)		2.92 m.s ⁻¹			
		Pist	0% koşu bandı	1% koşu bandı	2% koşu bandı
<i>Tibialis Anterior</i>	Ortalama (SH)	85.7 (12.2)	80.4 (10.4)	78.7 (10)	80.5 (11)
	95% GA	62.5 - 110.2	60.2 - 101	59.1 - 98.2	59.1 - 102.4
<i>Peroneus Longus</i>	Ortalama (SH)	98.7 (10.6)	89.4 (10.5)	90.6 (12.7)	97.2 (13.1)
	95% GA	77.4 - 118.9	68.41 - 109.59	65.7 - 115.6	71.3 - 122.7
<i>Medial Gastrocnemius</i>	Ortalama (SH)	160 (20.1)	151 (17.9)	152 (19.4)	158 (19.5)
	95% GA	120 - 199	115 - 185.3	113.8 - 189.8	118.4 - 196.7
<i>Soleus</i>	Ortalama (SH)	126 (16.7)	109 (11.8)	111 (10.5)	114 (11.2)
	95% GA	93.4 - 158.9	85.5 - 131.9	90.7 - 131.8	91.9 - 135.4
<i>Rectus Femoris</i>	Ortalama (SH)	32.8 (6.2)	31.5 (5.6)	31.9 (5.3)	31.8 (5.6)
	95% GA	20.59 - 44.9	20.7 - 42.4	21.7 - 42.5	20.9 - 42.9
<i>Biceps Femoris</i>	Ortalama (SH)	67.4 (8.1)	69.3 (10.2)	71.3 (11.8)	72.3 (10.9)
	95% GA	51.5 - 83	49.7 - 89.6	48.8 - 95	51.5 - 94.2
<i>Vastus Lateralis</i>	Ortalama (SH)	49.6 (4.6)	49.8 (4.3)	49.7 (4.1)	49.9 (4.5)
	95% GA	40.6 - 58.4	41.5 - 58.3	41.7 - 57.6	40.6 - 58.3
<i>Vastus Medialis</i>	Ortalama (SH)	61.2 (10.1)	54 (9.2)	54.7 (9)	53.4 (8.6)
	95% GA	41.4 - 81.1	36.2 - 72.1	37 - 72.3	36 - 69.6

Tablo 4.2. 4.58 m.s⁻¹ koşu hızında EMG Integral verisi için 1000 tekrarlı bootstrap ile hesaplanmış ortalama, standart hata (SH) ve %95 güven aralığı (GA) değerleri.

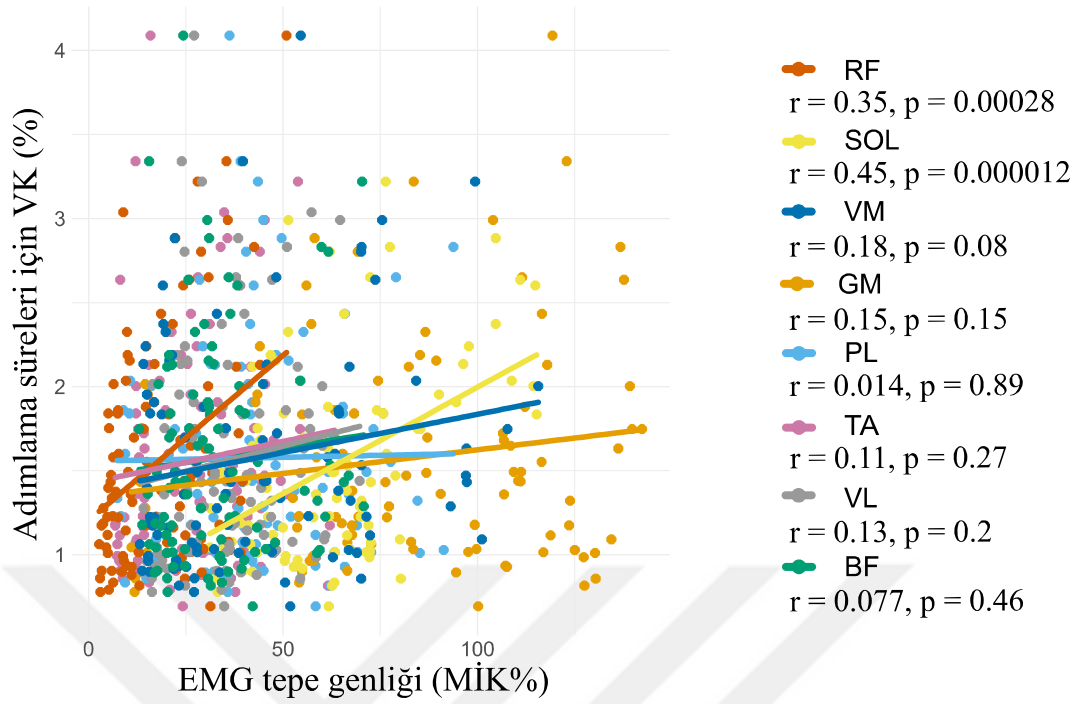
EMG Integral (nispi ölçüm birimi)		4.58 m.s ⁻¹			
		Pist	0% koşu bandı	1% koşu bandı	2% koşu bandı
<i>Tibialis Anterior</i>	Ortalama (SH)	108 (14.1)	109 (13.4)	106 (12.7)	110 (13.4)
	95% GA	80.1 - 135.3	83.6 - 136.1	81.5 - 131.4	84.4 - 137
<i>Peroneus Longus</i>	Ortalama (SH)	99.7 (12.9)	100 (13)	104 (14.1)	105 (13.9)
	95% GA	74.8 - 125.5	74.8 - 125.6	75 - 130.4	76.9 - 131.3
<i>Medial Gastrocnemius</i>	Ortalama (SH)	200 (24.8)	193 (21.9)	197 (22.9)	203 (25.8)
	95% GA	151.3 - 248.5	151 - 237	150.8 - 240.7	155.2 - 256.3
<i>Soleus</i>	Ortalama (SH)	138. (13.8)	123 (9.9)	130 (11)	132 (10.9)
	95% GA	110.9 - 165	103.5 - 142.1	108.5 - 151.8	110.5 - 153.3
<i>Rectus Femoris</i>	Ortalama (SH)	49.6 (8.6)	49.3 (8.5)	51.3 (9)	51.6 (9)
	95% GA	32.59 - 66.43	32.7 - 66	33.9 - 69.1	34.3 - 69.5
<i>Biceps Femoris</i>	Ortalama (SH)	94.2 (12.2)	97.1 (13.2)	99.1 (15.3)	104 (14)
	95% GA	70.3 - 118.3	70.9 - 122.8	68.9 - 128.8	76.9 - 132
<i>Vastus Lateralis</i>	Ortalama (SH)	59.7 (5.1)	58.8 (5.3)	59.6 (4.8)	58.6 (5.3)
	95% GA	49.4 - 69.3	48.5 - 69.1	50.2 - 68.9	48.2 - 68.9
<i>Vastus Medialis</i>	Ortalama (SH)	73.5 (12.7)	65.7 (11.7)	67.3 (12.9)	67.3 (12.2)
	95% GA	48.6 - 98.2	43.1 - 88.8	42.1 - 92.7	42.9 - 90.9

Adımlama sürelerinin VK 'sı pist koşusu sırasında %0, %1 ve %2 eğimlerdeki koşu bandı koşusuna kıyasla 4.58 m.s⁻¹ hızında anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Benzer oranda farklılıklar nispeten yavaş olan koşu hızında da gözlemlense de istatistiksel olarak anlamlı değildir (P = 0.052–0.06), fakat etki boyutları (d = 0.787–

0.870) orta ile büyük arasında değerler almıştır. Adımlama sürelerinin VK 'sı 4.58 m.s^{-1} ile 2.92 m.s^{-1} hızları arasında karşılaştırıldığında anlamlı farklılıklar pist koşusu ($P = 0.004$, $d = 0.974$) ve %0 eğimdeki koşu bandı koşusunda ($P = 0.036$, $d = 0.656$) gözlemlenirken, %1 ve %2 eğimdeki koşu bandı koşularında fark anlamlı değildir ($P = 0.104$ – 0.12 , $d = 0.464$ – 0.487) (Şekil 4.4.A). Adımlama sürelerinin VK 'sı ile RF ve SOL kaslarının EMG tepe genliği arasında; RF, SOL ve VL kaslarının da EMG integral genliği arasında anlamlı ilişki tespit edilmiştir (Şekil 4.4.B).



Şekil 4.4. A, Adımlama süreleri için varyans katsayılarının (VK) ortalaması dört koşul için verilmiştir. 4.58 m.s^{-1} hızında pist koşusunun adımlama süreleri için VK, koşu bandı koşusununkine kıyasla anlamlı olarak büyüktür, koşu bandı ve pist koşusun arasında nispeten yavaş olan koşu hızında, orta ve büyük etki boyutlarına (Cohen's d) rağmen farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P = 0.052$ – 0.06 ; $d = 0.79$ – 0.87). B, Adımlama sürelerinin VK 'sı ile EMG integral genliği arasında üç kas için doğrusal anlamlı ilişki bulunmuştur. C, Sekiz bacak kasının koşu adımlaması sırasında medyan EMG tepe genliğine ulaşma zamanları (%) dört farklı koşul için verilmiştir. Koşullar arasında hiçbir kasın tepe aktiviteye ulaşma zamanlarında anlamlı değişiklik görülmemiştir.



Şekil 4.5. Adımlama sürelerinin varyans katsayısı (VK) ile EMG tepe genliği arasındaki ilişki (Pearson's r). Analizler tüm koşullar (pist ve üç farklı eğimde koşu bandı koşulları) aynı havuzda toplanılarak yapılmıştır.

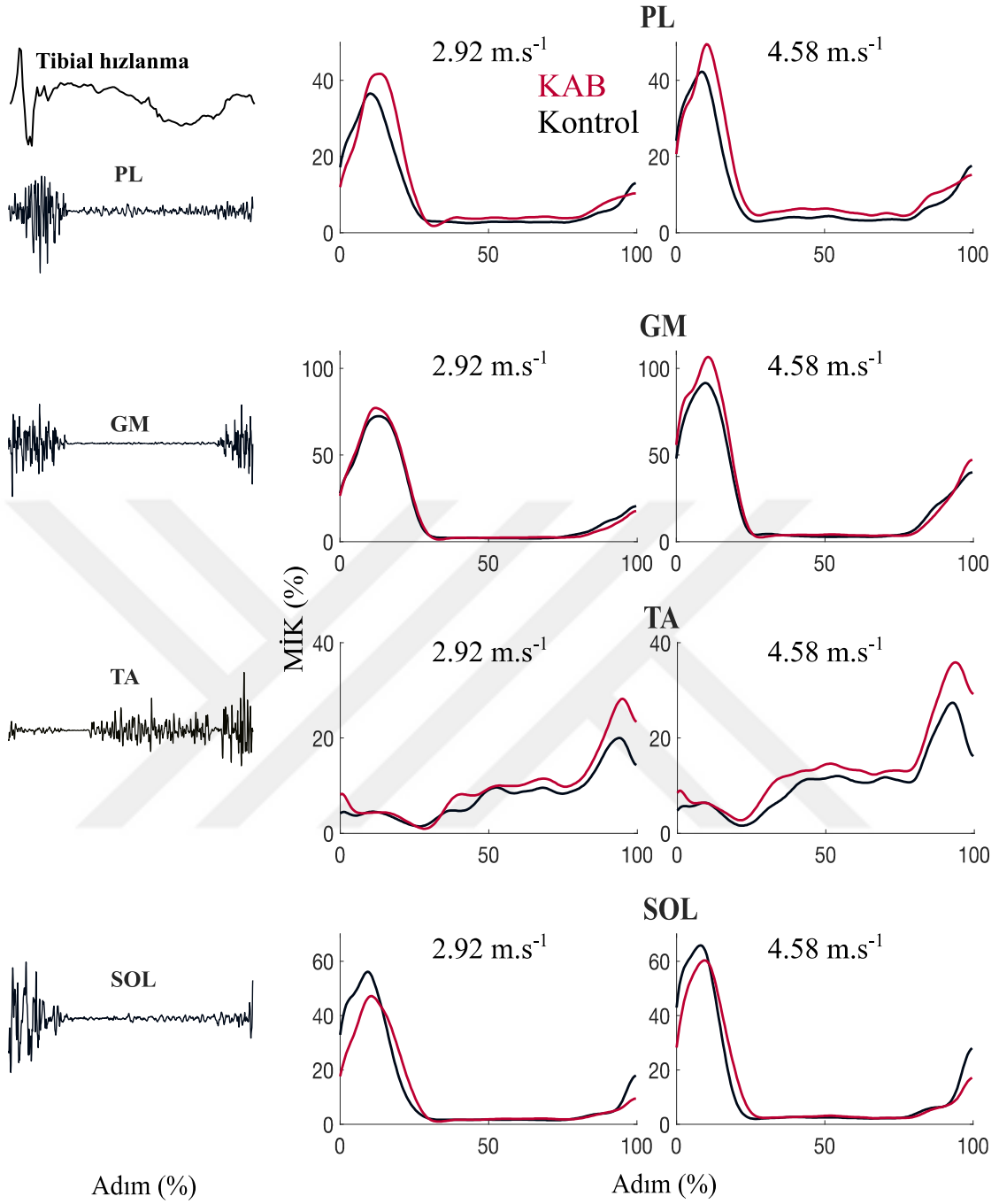
Çalışmadan elde edilen EMG tepe genliğinin zamanlaması, önceki rapor edilen koşu sırasındaki kas modülleri (sinerjileri) ile paraleldir (Şekil 4.4.C). Üç anterior uyluk kası (RF, VL ve VM) için EMG tepe genliğine, ayağın yere temasından kısa süre sonra ulaşılmıştır. Bu kaslar koşu adımlamasının yüklenme fazına katkıda bulunduktan sonra posterior alt bacak kasları koşu adımlamasının ileri yönde hareketlenme fazında EMG tepe genliğine ulaşmıştır. Sonrasında, savurma fazının sonlarında EMG tepe aktivitesi önce BF sonra TA kasları için gerçekleşmiştir. Alt bacak ileri yönde rotasyon yaparken uylukta geriye doğru hızlanmaya BF aktivitesinin katkı sağladığı ve TA kasının zeminle ayak arasındaki gerekli mesafenin sağlanmasında rol oynadığı gösterilmiştir (Şekil 2.2.; Şekil 4.1.B).

4.2.İkinci Bölüm

İki grup arasında yaş, kilo, boy, yağ yüzdesi, kemik mineral yoğunluğu ve bacak boyu bakımından anlamlı fark olmadığı Tablo 3.1'de gösterilmiştir ($p > 0.05$). Fakat erkek katılımcıların sayısı KAB grubunda (%50) kontrol grubuna (%73) göre daha azdır.

İki-yönlü mixed dizayn ANOVA sonuçları, ayak bileği stabilizör kaslarının EMG genliği (tepe ev integral) ve EMG tepe yapma süresi yönünden iki grup arasında anlamlı fark olmadığını, ayrıca grup $\times$ hız etkileşimin de anlamlı olmadığını göstermiştir. Şekil 4.5.'te iki farklı koşu hızında ayak bileği stabilizör kaslarının EMG profilleri gösterilmiştir. Tablo 4.3, iki grubu EMG genliği ve EMG tepe yapma süresi yönünden karşılaştırarak etki boyutlarını (Cohen's d) ve p (Holm düzelmesi yapılmış) değerlerini vermektedir.

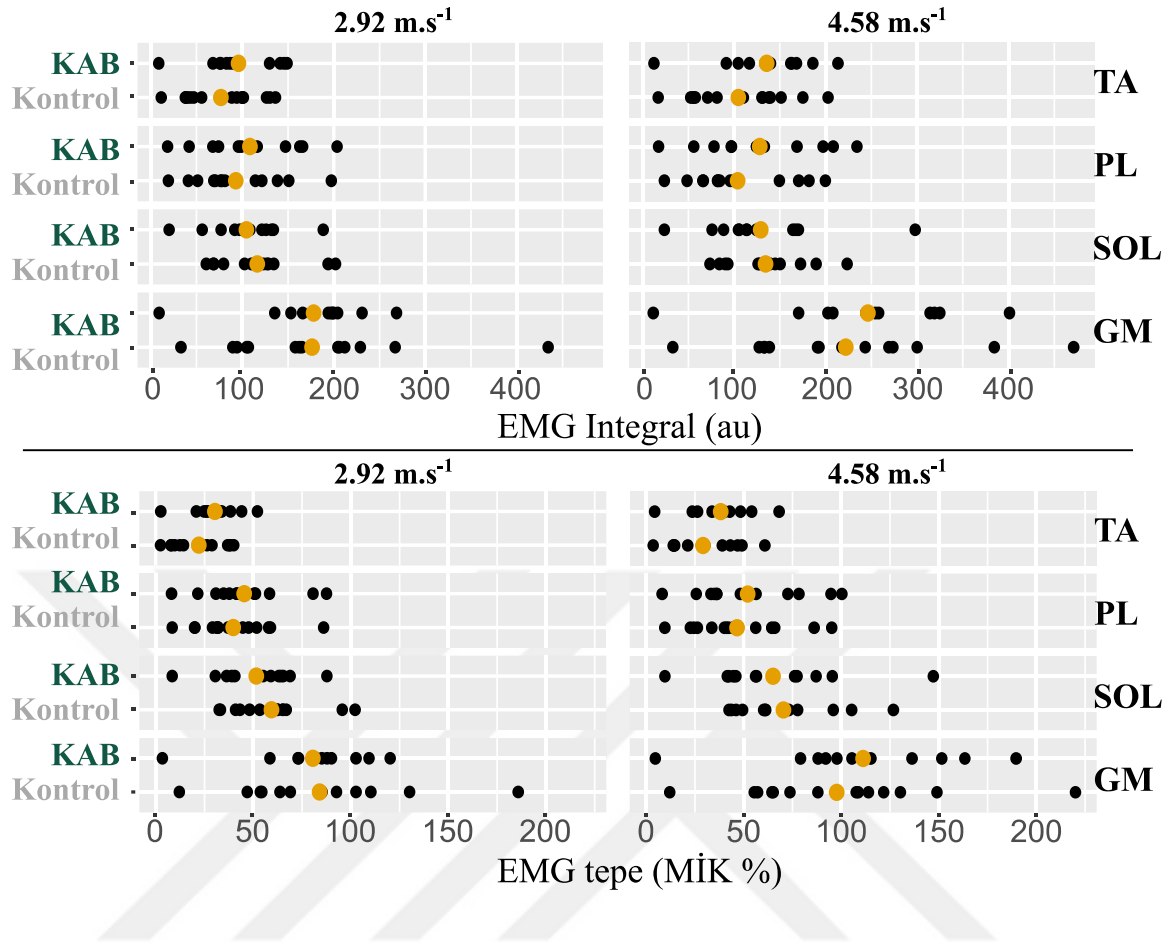




Şekil 4.6. Dört alt bacak kasının (peroneus longus, PL; tibialis anterior, TA; medial gastrocnemius, GM; ve soleus SOL) koşu adımlaması sırasındaki EMG kayıtları. Solda yer alan sütunda bir katılımcının işlenmemiş EMG sinyalleri ve tibial hızlanma verisi örnek olarak verilmiştir. Diğer sütunlarda kronik ayak bileği burkulması olan (KAB) ve olmayan (kontrol) katılımcıların dört kasi için iki farklı koşu hızındaki (2.92 and 4.58 m.s⁻¹) ortalama EMG profilinin grafikleri bulunmaktadır. Y aksisinin kaslar arasında değişiklik gösterdiği göz önünde bulundurulmalıdır. X aksisi, koşu adım döngüsünü (%) göstermekte ve %0 ile %100 noktaları ayağın yerle ilk temasını temsil etmektedir.

Tablo 4.3. EMG genliği (tepe [MİK %] ve integral) ve EMG tepe yapma süresi (adım %) verilerinin ortalama, standart hata (SH) ve %95 güven aralığı (GA). Çoklu karşılaştırmalarda p değerlerine Holm düzeltilmesi yapılmıştır. Büyük etki boyutunun (Cohen's d) görüldüğü tek değişken peroneus longus kası için tepe yapma süresidir.

EMG		2.92 m.s ⁻¹				4.58 m.s ⁻¹			
		Ortalama (SH)	95% GA	p	d	Ortalama (SH)	95% GA	p	d
<i>Tibialis Anterior</i>									
Tepe değeri	CAI	30.4 (3.8)	22.4-38.3	0.346	0.65	38.3 (4.9)	28.1-48.4	0.349	0.56
	Control	22.1 (3.3)	15.3-28.9			29.2 (4.2)	20.5-37.9		
Integral	CAI	95.8 (12.3)	70.4-121.3	0.494	0.47	135.6(16.2)	102.2-169	0.478	0.58
	Control	76.6 (10.5)	54.9-98.4			104.6(13.9)	76-133.2		
Tepe yapma süresi	CAI	95.4 (3.5)	88.1-102.6	0.937	0.58	94 (2.43)	89-99	0.937	0.51
	Control	88.6 (3)	82.4-94.8			89.9 (2.1)	85.6-94.2		
<i>Peroneus Longus</i>									
Tepe değeri	CAI	45.4 (6.1)	32.8-58	1	0.27	52.1 (7.7)	36.3-67.9	1	0.21
	Control	39.7 (5.7)	28.1-51.4			46.6 (7.1)	32-61.2		
Integral	CAI	108.3(14.6)	78.1-139	0.912	0.30	128 (16.8)	93.3-163	0.912	0.41
	Control	92.9 (13.6)	64.9-121			103.9(15.6)	71.7-136		
Tepe yapma süresi	CAI	14.5 (1.1)	12.3-16.7	0.509	0.46	12.5 (0.8)	10.9-14.1	0.062	0.99
	Control	12.8 (1)	10.7-14.8			9.8 (0.7)	8.3-11.3		
<i>Medial Gastrocnemius</i>									
Tepe değeri	CAI	80.5 (11.3)	57.2-104	1	-0.09	111.2(15.1)	79.9-143	1	0.27
	Control	84 (10)	63.3-105			97.7 (13.4)	70-125		
Integral	CAI	178 (25.9)	124-232	1	0.02	246 (32.9)	178-314	1	0.22
	Control	176 (23)	129-224			222 (29.1)	162-282		
Tepe yapma süresi	CAI	15 (1)	12.84-17.2	1	-0.15	10.2 (1.1)	7.9-12.5	1	-0.10
	Control	15.5 (0.9)	13.62-17.4			10.6 (1)	8.6-12.6		
<i>Soleus</i>									
Tepe değeri	CAI	51.5 (6.1)	38.8-64.3	1	-0.37	65 (8.8)	46.8-83.2	1	-0.18
	Control	59.3 (5.9)	47.1-71.6			70.4 (8.5)	52.9-87.9		
Integral	CAI	104 (12.5)	78.6-130	1	-0.27	129 (16.3)	95.5-163	1	-0.09
	Control	116 (12)	91.5-141			134 (15.6)	102.1-167		
Tepe yapma süresi	CAI	12.5 (0.8)	10.9-14.1	0.301	0.75	11 (0.6)	9.6-12.4	0.301	0.66
	Control	10.5 (0.7)	9-12.1			9.5 (0.6)	8.2-10.8		



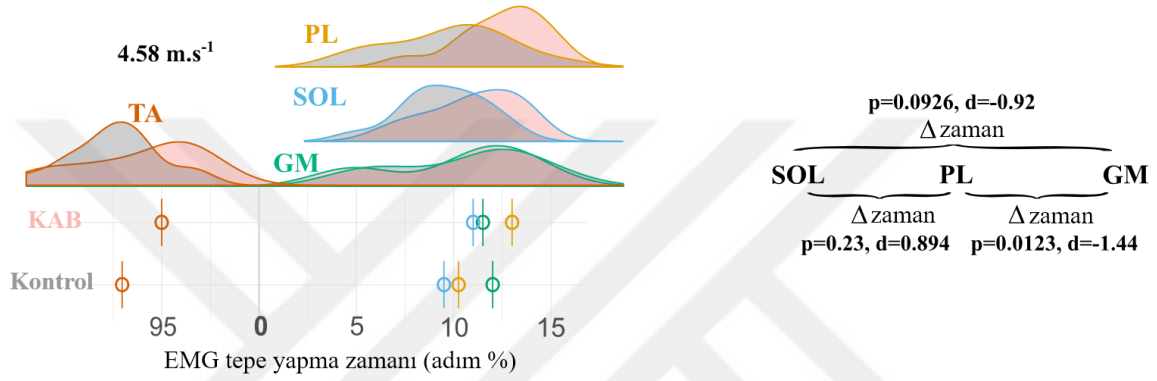
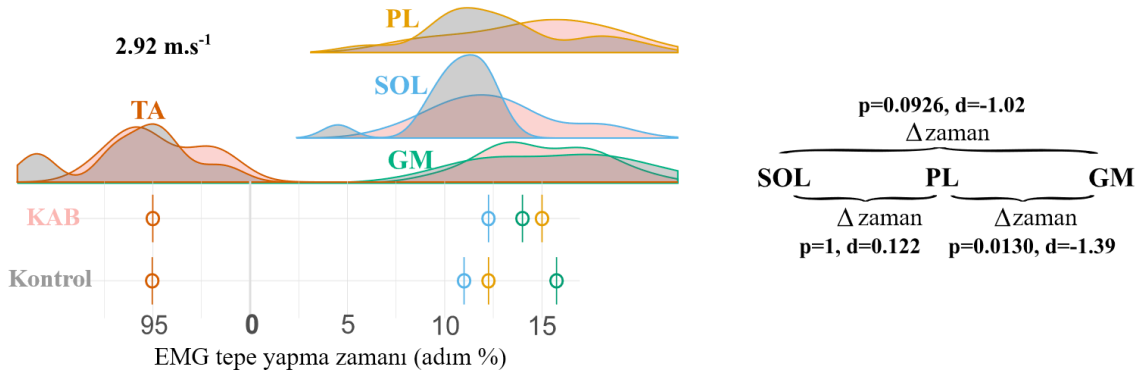
Şekil 4.7. Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB) ve olmayan (kontrol) katılımcıların koşu bandı koşusu sırasında iki farklı koşu hızında dört alt bacak kasından toplanan EMG integral (üst panel) ve EMG tepe (alt panel) verileri. Siyah noktalar her bir katılımcının ortalama EMG verisi olup, turuncu noktalar ise grup ve belirtilen kaslar için ortalama veridir. EMG genliği bakımından iki grup arasında hiçbir kas için anlamlı fark bulunmamıştır. Sol ve sağ sütunlar iki koşu hızını temsil etmektedir. Her panelde bulunan 8 satırda 4 kasın EMG genliği iki grup arasında karşılaştırılmaktadır.

TA ve SOL EMG tepe değerleri için koşu hızının iki grup için de anlamlı etkisi olduğu, GM EMG tepe değeri için ise koşu hızının yalnızca KAB grubu için anlamlı etkisi olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). KAB grubunda EMG integral, incelenen kasların dördü için de koşu hızıyla birlikte anlamlı artış göstermiştir ($p < 0.01$), kontrol grubundaysa bu artış yalnızca PL kasında gözlemlenmemiştir. Koşu hızının EMG tepe yapma süresine etkisi her iki grup için de GM kasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p = 0.001$), hızın PL kası EMG tepe yapma süresine etkisi ise yalnızca kontrol grubunda görülmüştür ($p = 0.0018$).

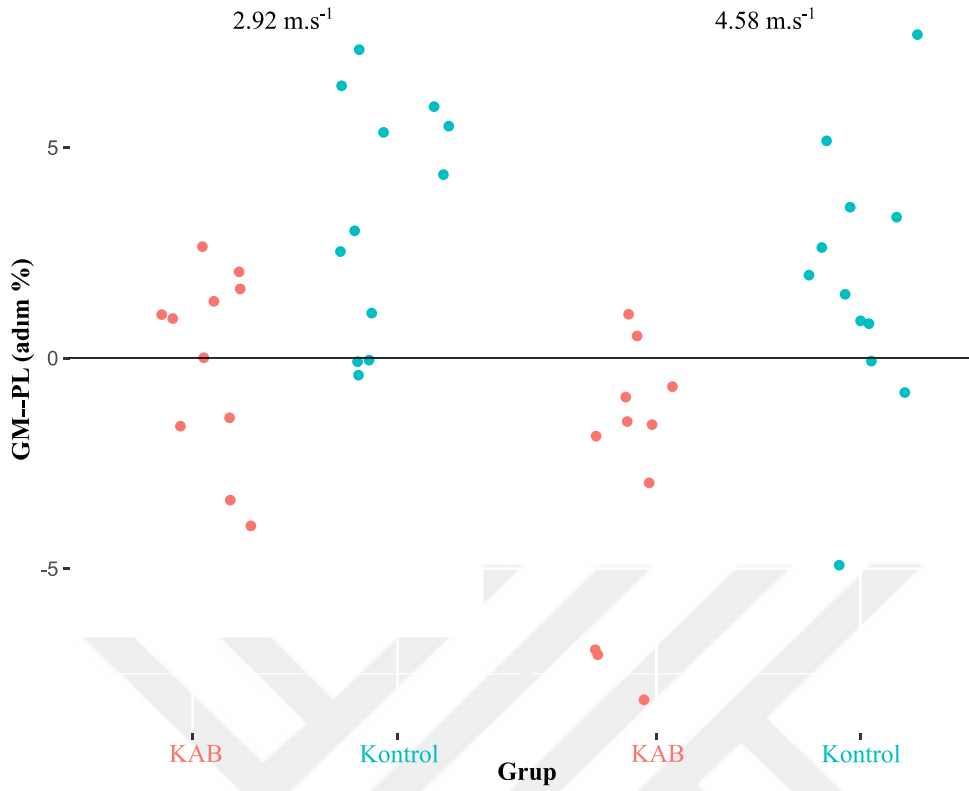
İki grup arasında EMG tepe yapma süresi bakımından incelenen dört kas için anlamlı fark bulunmamıştır. Fakat, iki grup karşılaştırıldığında PL için EMG tepe yapma

süresi için 4.58 m.s^{-1} koşu hızında büyük etki boyutu saptanmıştır (PL EMG tepe aktivitesi KAB grubu için adım döngüsünde daha geç bir zamanda oluşmuştur). EMG tepe yapma süresi TA ve SOL kaslarında orta etki boyutlarında olup, iki koşu hızında da KAB grubunda kontrole kıyasla için adım döngüsünde daha geç bir zamanda görülmüştür. İki grup arasında GM kası EMG tepe yapma süresi için etki boyutu çok küçüktür (Tablo 4.3).

Fakat, kas çiftleri arasında EMG tepe yapma sürelerindeki fark yönünden (diğer bir deyişle dört kas arasında EMG tepe yapma sırası) iki grup arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Şekil 4.8., iki grup için EMG tepe yapma sürelerinin medyan (adım %) değerlerini göstermektedir. Gruplar arasında iki koşu hızında da GM ve PL arasında EMG tepe yapma zamanları bakımından anlamlı farklılık bulunmuştur. Karşılaştırmalar, 4.58 m.s^{-1} koşu hızında KAB grubundaki katılımcılarının neredeyse tamamında PL'nin GM'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığını, diğer yandan kontrol grubundaki katılımcıların neredeyse tamamında GM'nin PL'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığını göstermiştir (Şekil 4.8.). GM-SOL ve PL-SOL çiftlerinin EMG tepe yapma sürelerinin farkı iki grup arasında anlamlı olmasa da karşılaştırmalar $\Delta \text{GM-SOL}$ için (kontrol grubu için fark daha büyük) her iki koşu hızında etki boyutunun büyük olduğunu göstermiştir. PL ve SOL için EMG tepe yapma sürelerinin farkı da 4.58 m.s^{-1} koşu hızında iki grup arasında karşılaştırıldığında etki boyutunun büyük olduğu ve $\Delta \text{PL-SOL}$ farkının KAB grubu için daha büyük olduğu görülmüştür (Şekil 4.8.).

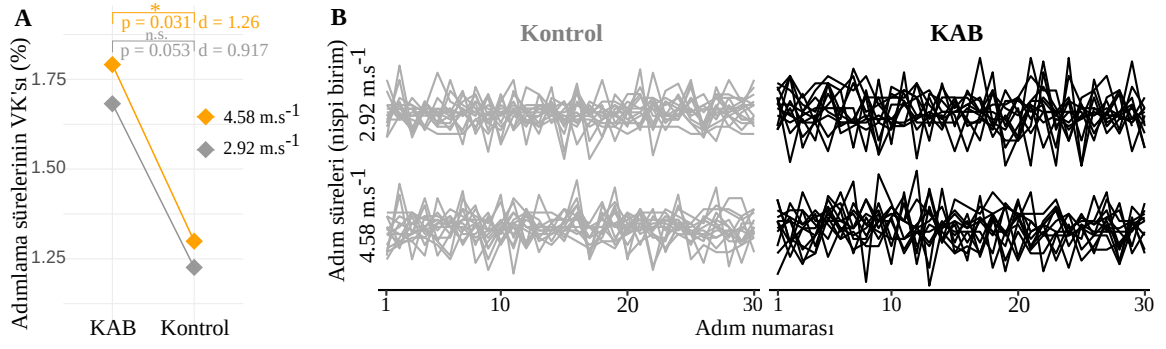


Şekil 4.8. Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB, kırmızı) ve olmayan (kontrol, gri) katılımcılardan oluşan iki grup için EMG tepe yapma sürelerinin medyan (adım %) değerleri. Yoğunluk grafiği, EMG tepe yapma sürelerinin dağılımını göstermektedir ve yumuşatılmış EMG verisi değildir. Dağılım bilgisinin altında, her kas (farklı renklerde), iki koşu hızı ve iki grup için EMG tepe yapma sürelerinin medyan (adım %) değerleri verilmiştir. Sol panellerde yer alan grafiklerde x aksisi, üzerinde bulunan yoğunluk grafiği ve medyan değerleri için koşu adım döngüsünün yüzdeleri göstermektedir (%0 = ayağın yerle ilk teması). Sağ panelde yer alan veriler, kas çiftlerinin EMG tepe yapma sürelerinin farklarını iki grup arasında karşılaştırmaktadır (p ve Cohen's d etki boyutu olarak).



Şekil 4.9. Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB, kırmızı) ve olmayan (kontrol, mavi) katılımcıların GM ve PL kaslarının EMG tepe yapma sürelerindeki farkı bireysel veri noktaları olarak verilmiştir. Nispeten hızlı olan koşu hızında (4.58m.s^{-1}) KAB grubundaki katılımcıların çoğunda PL'nin GM'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığı, diğer yandan kontrol grubundaki katılımcıların çoğunda GM'nin PL'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığı görülmektedir. İki grup arasında GM ve PL kaslarının EMG tepe yapma zamanlarının farkı nispeten yavaş olan koşu hızında (2.92m.s^{-1}) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Adımlama sürelerinin VK 'sı 4.58m.s^{-1} koşu hızı için KAB grubunda kontrol grubuna kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4.10.). Nispeten yavaş olan koşu hızında ise (2.98m.s^{-1}) büyük etki boyutuna rağmen anlamlı farklılık bulunmamıştır (p ve Cohen's d etki boyutu verileri Şekil 4.10.'de verilmiştir).



Şekil 4.10. A, Kronik ayak bileği burkulması olan (KAB) ve olmayan (kontrol) katılımcılardan oluşan gruplar için adımlama sürelerinin varyans katsayıları (VK %). Adımlama sürelerinin VK 'sı 4.58m.s⁻¹ koşu hızı için KAB grubunda kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek, 2.98 m.s⁻¹ hızında ise büyük etki boyutuna rağmen farklılık anlamlı değildir. B, İki farklı koşu hızında (satırlar) KAB ve kontrol gruplarındaki (sütunlar) bireylerin her biri için üst üste çizdirilmiş art arda 30 koşu adımlaması için adımlama süreleri verilmiştir.

5.TARTIŞMA ve SONUÇ

5.1.Birinci Bölüm

Bu çalışmanın ana bulguları: 1) Uyluk kasları için %1 eğimdeki koşu bandı ve alt bacak kasları için %2 eğimdeki koşu bandı ile pist koşusu benzer EMG genliği seviyelerine sahip olup; pist koşusu sırasındaki EMG genliği, %0 eğimdeki koşu bandı koşusu sırasındaki EMG genliğinden yüksektir. 2) Adımlama sürelerindeki değişkenlik pist koşusu sırasında daha yüksek olup bazı kasların aktivite seviyeleri ile de anlamlı pozitif ilişkilidir.

5.1.1.EMG Genliğindeki Farklılıklar

Quadriceps kasları, koşu (Hamner vd., 2010) ve hızlı yürüme (Liu vd., 2008) aktiviteleri sırasında yük verme fazına katkı sağlayan ana kaslardır (Şekil 2.2.; Şekil 4.1.B). Bu kaslar ve gluteus maximus alt-boyutsal bir kas modülü (sinerjisi) olarak hareket eder ve bu kas modülünün tepe aktivitesi pist koşusu sırasında koşu bandına koşusuna kıyasla anlamlı olarak daha yüksektir (Oliveira vd., 2016). Bu bulgularla aynı doğrultuda, bizim çalışmamızın sonuçları da quadriceps kaslarının (RF, VL ve VM) tepe EMG aktivitelerinin koşu bandı ve pist koşularının yere temas fazının başlarında (koşu adım döngüsünde %5 - %7) olduğunu göstermiştir (Şekil 4.1.B ve Şekil 4.4.C). Etki boyutları, RF ve VM kaslarının EMG tepe genliklerinin pist koşusu sırasında koşu bandı koşusuna kıyasla daha yüksek olduğuna işaret etmektedir.

Pist koşusunda bu kaslar için ayağın yere temasından kısa süre sonra görülen daha yüksek EMG aktiviteleri zeminin sıkılığından (ya da gevşeklik seviyesi) kaynaklanıyor olabilir (Wang vd., 2014). Zemin sıkılığındaki düşüşe uyum sağlamak için bacak sıkılığında artış olmaktadır. Nispeten az sıkılıkta bir zemin üzerindeyken bacak katılığında görülen bu artış daha düşük enerji masrafının ortaya çıkmasını sağlarken; aksine nispeten yüksek sıkılıkta bir zemin üzerinde bacak sıkılığı düşecek ve enerji masrafı artacaktır (örneğin koşu ya da sıçrama sırasında). Diğer bir deyişle bu durum, zemin tarafından sarf edilen mekanik iş yükünü artırmakta ve bacak tarafından sarf edilen mekanik iş yükünü düşürmektedir. Zemin sıkılığı değiştiğinde, toplam sıkılığın (bacak sıkılığı + zemin sıkılığı) aynı kalacağı göz önünde bulundurulmalıdır (Ferris ve Farley, 1997). Diğer yandan bizim çalışmamızın bulguları, pist koşusu sırasında kaydedilen EMG aktivite genliğinin %1-2 eğimlerdeki koşu bandı koşusu sırasında da

oluşturulabildiğine kanıt sağlamaktadır. Gelecekte yapılacak araştırmalarda, koşu bandı eğimi ayarlanarak pist koşusunun kas aktivite seviyeleri laboratuvar ortamında da tekrarlanabilir ve sporcular egzersiz rutinlerini planlarken çalışmamızın bulgularından yararlanabilirler.

RF kası için bir koşu adım döngüsünde ikinci bir EMG tepe aktivitesi görülmüş (adım döngüsünde ~%50) ve bu aktivitenin seviyesi koşu bandı koşusu sırasında daha yüksek bulunmuştur (özellikle %1 ve %2 eğimlerde). Bu EMG aktivitesi savurma fazının başında kalça fleksör kaslarının uyluğu ileri yönde hareket ettirmesi sırasında ortaya çıkmaktadır (Enoka, 2021). Dolayısıyla bu bulgu, özellikle $\geq$ %1 eğimdeki koşu bandı koşusu sırasında pist koşusuna kıyasla daha yüksek kalça fleksör aktivitesi olabileceğine işaret etmektedir.

Benzer şekilde BF kasında da bir koşu adım döngüsünde iki belirgin EMG tepe aktivitesi kaydedilmiştir; bunların ilkinde pist koşusu, ikincisinde ise koşu bandı koşusu için EMG genliğinin daha büyük olduğu görülmüştür. İkinci BF EMG tepe aktivitesi savurma fazının sonuna yakın gerçekleşmiştir. Bu faz sırasında hamstring kasları bacağın ileri yönde rotasyonunu kontrol etmektedir (Enoka, 2021). Genel anlamda çalışmamızın sonuçları uyluk kasları için EMG profillerinin pist ve koşu bandı koşusu arasında benzerlik gösterdiğini, fakat bu benzerliğin koşu bandı eğimi %1'e ayarlandığında en yüksek seviyede olduğunu göstermektedir (Jones ve Doust, 1996).

Adımlama fazına bağlı olarak dalgalanmaların gözlemlenebileceği (Tielke vd., 2019) hareket halindeki koşu bandı kemeri, üzerinde koşulduğunda kütle merkezinin ileri yönde hareketini kolaylaştırabilir ve dolayısıyla koşu bandı koşusu sırasında pist koşusuna kıyasla bacak kaslarında nispeten daha düşük bir EMG aktivitesi görülebilir (Baur vd., 2007). Fakat çalışmamızın sonuçları, EMG genliğinde oluşan bu farkın koşu bandı eğimi artırılarak kapatılabileceğini göstermiştir. Hesaplanan etki boyutları, alt bacak kaslarının EMG aktivitelerinin %2 eğimdeki koşu bandı ile pist koşusu arasında en yakın seviyede olduğuna işaret etmektedir (Şekil 4.3.; Tablo 4.1 ve 4.2). Birçok biyomekanik değişkenin düz ve yokuş (%57.7 eğime kadar) koşular sırasında benzer olduğu gösterilmiş olsa da (Whiting vd., 2020), bizim sonuçlarımız ileri yönde hareketlenme fazına katkı sağlayan kasların (GM, SOL ve PL gibi) EMG aktivite genliğinin koşu bandı eğimi ile birlikte artış gösterdiğine kanıt sağlamaktadır.

5.1.2.Adımlama Sürelerindeki Değişkenlik

Koşu bandı koşusunun pist koşusuna kıyasla daha düzenli (az değişken/düşük entrophy) dinamiklere sahip olması koşunun karakteristiklerini sınırlandırmaktadır (Lindsay vd., 2014). Buna paralel olarak çalışmamızın sonuçları, pist koşusunun adımlama sürelerindeki değişkenliğin koşu bandı koşusununkine göre daha yüksek olduğunu göstermektedir (Şekil 4.4.A). Ayrıca, adımlama sürelerindeki değişkenlik (VK %) ile RF, VL ve SOL kaslarının EMG integral genlikleri arasında anlamlı pozitif ilişki bulunmuştur (Şekil 4.4.B). İlişki analizi (Pearson's r) yalnızca pist koşusu (adımlama sürelerinin bu koşulda nispeten daha fazla değişken olduğunu hatırlayınız) için yapıldığında da adımlama sürelerindeki değişkenlik ile aynı kasların EMG integral genliği arasında ilişki tespit edilmiştir.

5.1.3.Sınırlılıklar

Çalışmamızın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Çalışmamıza koşu bandı üzerinde sınırlı deneyimi olun ve yalnızca rekreatif olarak aktif katılımcılar dahil edilmiştir. Ayrıca örneklemimiz küçük olup (n=13) kadın katılımcı sayısı yalnızca ikidir. Seçili bacak ve uyluk kaslarının EMG aktivitesinin kaydedilmiş ve bu veriler MİK sırasında elde edilen işlenmiş maksimal EMG aktivitesine normalize edilmiştir. Daha önce de rapor edildiği üzere (Kyröläinen vd., 2005), bazı kaslar için (GM ve SOL) koşu sırasında kaydedilen EMG tepe değerleri MİK sırasında ölçülenlerden daha yüksek çıkmıştır. Bu durum, alternatif bir genlik normalizasyon yönteminin daha uygun olabileceğini göstermektedir. Fakat çalışma dizaynımız katılımcıları kendi içerisinde karşılaştırdığı için bu sınırlılığın sonuçlarımıza etkisi yoktur. İncelenen hareketle eşleşen dinamik MİK aktiviteleri daha uygun bir normalizasyon yöntemi olarak değerlendirilebilir, fakat dinamik MİK aktiviteleri için uygun bir yaklaşım üzerinde uzlaşma bulunmamaktadır (Besomi vd., 2020). Son olarak, bu çalışmada koşu yapılan zeminlerin sıklığı ölçülmemiş fakat pist koşusu yapılan zeminin sıklığının koşu bandı zemininkinden daha fazla olduğu varsayılmıştır. Birçok çalışma, oksijen masrafının ve kas aktivasyonunun zemin sıklığıyla doğru ilişkili olduğunu göstermektedir (Smith vd., 2017; Wang vd., 2014).

5.1.4.Sonuç

Araştırmanın bu bölümünde pist koşusu ve üç eğimde koşu bandı koşusu sırasında seçili alt ekstremita kaslarının EMG aktiviteleri araştırılmıştır. Pist koşusu kas aktivite profilinin ≥ 1 koşu bandı eğiminde yapılan koşu ile benzer olacağı ve pist koşusunun adımlama sürelerindeki değişkenliğin koşu bandına göre yüksek olacağı yönündeki hipotezlerimiz doğrulanmıştır. Çalışmamızın sonuçları alt ekstremita kasları EMG profillerinin pist ve koşu bandı koşusu arasında benzerlik gösterdiğini, fakat bu benzerliğin koşu bandı eğimi 1° 'e ayarlandığında uyluk kasları için; 2° 'ye ayarlandığında alt bacak kasları için en yüksek seviyede olduğunu göstermiştir. Bu bulgular, sporcular için egzersiz programı planlanırken ya da deneysel araştırmalar değerlendirilirken faydalı olabilir. Ayrıca, adımlama sürelerindeki değişkenlik pist koşusu sırasında daha yüksek olup, bazı kasların EMG genliği ile de ilişkilidir. Bu sonuç adımlama sürelerindeki değişkenliğin hareketin ekonomisini etkiliyor olabileceğine dair ilk sağlam kanıt olsa da gelecekte yapılacak çalışmalar bu sonucu test etmelidir.

5.2.İkinci Bölüm

Çalışmanın bu bölümünün ana bulguları: ayak bileği stabilizör kaslarının EMG aktivite genliğinin, KAB olan ve olmayan katılımcılardan oluşan iki grup için benzer olduğu görülmüş, fakat istatistiksel olarak anlamlı olmasa da TA, PL ve SOL kaslarının EMG tepe yapma zamanları bakımından iki grup karşılaştırıldığında orta ile büyük arasında etki boyutları bulunmuştur. Diğer bir önemli bulgu, iki grubun özellikle nispeten hızlı olan koşu sırasında kasların EMG tepe seviyesine ulaşma sıralarında belirgin bir farklılık olduğudur. Ayrıca KAB olan bireylerde koşu adımlama sürelerindeki değişkenliğin anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür ve benzer bir sonuç Springer ve Gottlieb (2017) tarafından yürüme için de rapor edilmiştir.

5.2.1.EMG Genliğindeki Farklılıklar

PL ve kalf kasları büyük oranda koşu döngüsünün yere temas fazında aktif olup bu kasların normalize edilmiş EMG genlikleri iki koşu hızında da gruplar arasında benzer seviyelerdedir. Koldenhoven vd. (2022) da PL, GM, TA ve gluteus maximus kaslarının nispeten yavaş bir koşu hızında (2.68 m.s^{-1}) KAB olan katılımcılarla ayak bileği burkulması geçirmiş fakat instabilite kronikleşmemiş katılımcılar (bu popülasyon için

genellikle “coper” terimi kullanılmaktadır) arasında benzer EMG aktivite seviyelerine sahip olduğunu göstermiştir. Diğer yandan bu araştırmacılar iki grup arasında ayak bileği kinematik değişkenleri yönünden bazı farklılıklar olduğunu bulmuştur. Bu sonuçlar, koşu sırasında PL ve kalf kaslarının EMG genliğinin KAB olan ve olmayan bireyler arasında benzer olduğuna işaret etmektedir. Fakat, PL için EMG integral genliği KAB olan bireylerden oluşan grupta yavaştan hızlı koşuya geçişte (2.92 m.s^{-1} vs. 4.58 m.s^{-1}) anlamlı olarak artarken (%18.2), kontrol grubundaki artış istatistiksel olarak anlamlı değildir (%11.8). Diğer bir çalışma da benzer olarak sağlıklı bireylerde koşu hızında bir artışa (2.25 m.s^{-1} ’den 4.5 m.s^{-1} ’a) rağmen PL EMG aktivasyon seviyesinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmadığını göstermiştir (Gazendam ve Hof., 2007). KAB olan bireylerde ise hız artışıyla birlikte PL EMG aktivasyonunun anlamlı derecede artması, bu popülasyondaki bireylerin nispeten hızlı olan koşullarda PL kasına olan gereksiniminin arttığına işaret etmektedir. Böyle bir strateji, ayak bileğinde aşırı plantar fleksiyona (aynı zamanda zemin temas fazının sonunda görülen inversiyonla birlikte) neden olabilir ve bunun sonucunda ayak bileğini burkulmalara daha açık hale getirebilir. Bunun yanında, bu stratejinin PL ve TA kasları arasındaki koordinasyonu da etkileyebileceği ve dolayısıyla inversiyona bağlı ayak bileği burkulması riskini artırabileceği muhtemeldir. PL EMG genliğinin KAB olan bireylerde koşu hızındaki artışla birlikte neden yükseldiği net olmasa da bu aktivasyon profili KAB popülasyonunda gözlemlenen fazla plantar fleksiyon halindeki ayak bileği konumlandırmasını doğrulamaktadır (Moisan vd., 2017).

TA EMG genliğinde KAB olan ve olmayan bireyler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve etki boyutlarının küçük ile orta arasında olduğu bulunmuştur. Ayrıca, hızdaki artışla (2.92 m.s^{-1} ’den 4.58 m.s^{-1} ’e) birlikte KAB (~%30) ve kontrol (~%27) gruplarının TA EMG integral genliği benzer oranlarda artış göstermiştir. TA kasının EMG aktivite profili daha önceki çalışmaların bulgularıyla paralellik göstermektedir (Cappellini vd., 2006). Benzer şekilde, Koldenhoven vd. (2022) da TA EMG aktivasyon seviyesinin nispeten yavaş bir koşu hızında (2.68 m.s^{-1}) KAB olan katılımcılarla ayak bileği burkulması geçirmiş fakat instabilite kronikleşmemiş katılımcılar arasında benzer seviyelerde olduğunu göstermiştir. Diğer bir çalışma da TA EMG genliklerinin KAB olan ve olmayan katılımcılar arasında benzer olduğu rapor edilmiş olsa da (Lin vd., 2011) bahsedilen çalışmada koşu hızının ne olduğu ve standardize edilip edilmediği bildirilmemiş ayrıca kas aktiviteleri yalnızca ayağın yere temasının 200 ms öncesi ve sonrası için incelenmiştir. Tüm bu sonuçlar göz önünde

bulundurulduğunda ya çalışmaların içerdiği görevler (koşu) iki grup arasındaki TA EMG aktivite farkını ortaya çıkarmak için yeterince zorlayıcı değildir ya da ortaya çıkarılacak bir fark bulunmamaktadır (Delahunt vd., 2006; Levin vd., 2015).

5.2.2. Maksimum EMG Aktivitesinin Zamanlaması ve Sıralaması

Bu çalışmayla birlikte ilk kez bir KAB popülasyonunda alt bacak kaslarının EMG tepe yapma zamanları incelenmiştir. PL EMG tepe yapma süresi 4.58 m.s^{-1} koşu hızında iki grup arasında karşılaştırıldığında büyük etki boyutları saptanmış olsa da fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.06$). KAB grubunda PL EMG tepe yapma zamanının kontrol grubuna kıyasla daha geç olmasındaki muhtemel sebep kısmen ayak bileği kinematiğindeki değişiklikler (örneğin artan arka ayak inversiyonu ve plantar fleksiyonu) olabilir (Drewes vd., 2009a; Chinn vd., 2013; Deschamps vd., 2016; Moisan vd., 2017). Çalışmamızda yalnızca 60 s koşular sırasında katılımcının yaklaşık 30 adım döngüsü için toplanan verilerin analiz edildiği göz önünde bulundurulmalı ve EMG tepe yapma süreleri yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamış olsa da bir antrenman seansında atılan binlerce koşu adımıyla beraber fonksiyonel anlamda önemli bir fark oluşturabilir.

İncelenen ayak bileği. Stabilizör kaslarının EMG tepe yapma sıralaması iki grup arasında belirgin şekilde farklılık göstermiştir. Nispeten hızlı olan koşu (4.58 m.s^{-1}) sırasında PL EMG tepe aktivitesi KAB grubu katılımcılarının çoğunda GM EMG tepe aktivitesinden sonra, diğer yandan kontrol grubundaki katılımcıların çoğunda ise GM'nin PL'den sonra EMG tepe aktivitesine ulaştığı görülmektedir. İki grup arasında GM ve PL kaslarının EMG tepe yapma zamanlarının farkı nispeten yavaş olan koşu hızında (2.92 m.s^{-1}) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil 4.8.). PL kasının KAB olan katılımcıların çoğunda en son EMG tepe aktivitesine ulaşan kas olmasında muhtemel bir sebep: bu kasta düşmüş olan kortiko-motor uyarılabilirlik nedeniyle görülebilecek sinir-kassal kontroldeki azalma olabilir (Nanbancha vd., 2019).

Ayrıca SOL genellikle EMG tepe genliğine ulaşan ilk kas olmuş ve 4.58 m.s^{-1} koşu hızında SOL ile PL kaslarının EMG tepe aktivite zamanları arasındaki fark, kontrol grubu için yalnızca ortalama %0.125 (koşu adımlama döngüsü) olup KAB olan katılımcılarda ise bu periyot daha uzundur (ortalama %1.55; koşu adımlama döngüsü). Fakat, büyük etki boyutuna rağmen gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Ayrıca, GM ve SOL EMG tepe aktivite zamanları arasındaki periyot KAB grubuna kıyasla kontrol grubunda daha uzundur. Benzer şekilde büyük etki boyutuna rağmen GM ile SOL EMG tepe zamanlarının farkı iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı değildir. EMG aktivite zamanlarında görülen bu farklılıkların 1 dakikayla sınırlandırılmayan uzun süreli koşular sırasında daha belirgin olabileceği düşünülmektedir. Fakat, ayak bileğinde bandaj varken ve yokken, gerçek zamanlı EMG dönütleri sağlanarak koşuların gerçekleştirilmesi uygun bir rehabilitasyon stratejisi olabilir. Ayak bileği aşırı inversiyonunu düşürmek amacıyla benzer yöntemler (koşu adımlamalarına dair dönütlerin görsel olarak sağlandığı) kullanıldığında KAB olan bireylerin yürüme kinematiklerinin gelişme gösterdiği bilinmektedir (Koldenhoven vd., 2021).

5.2.3. Adımlama Sürelerindeki Değişkenlik

Adımlama sürelerindeki değişkenliğin 4.58 m.s^{-1} koşu hızında kontrol grubuna kıyasla KAB olan katılımcılarda anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur. Benzer olarak, Springer ve Gottlieb (2017) koşu bandı üzerinde hızlı yürüme sırasında kontrol grubu katılımcılarına kıyasla KAB olan katılımcının adımlama sürelerindeki değişkenliğin anlamlı olarak daha fazla olduğunu göstermiştir. Ayrıca görüş engellendiğinde, kontrol grubuna kıyasla KAB olan katılımcıların adımlama değişkenliği daha da artış göstermektedir (Song vd., 2022). Yürüme kinematiklerindeki değişkenlik genellikle merkezi sinir sistemindeki adaptasyonlara atfedilmektedir (Peterson ve Horak, 2016; Springer ve Gottlieb, 2017). Ve de daha yüksek seviyelerde adımlama sürelerindeki değişkenlik ileri yaştaki yetişkinlerde ve sinir hastalıkları olan bireylerde görülmektedir (Henmi vd., 2009; Moon vd., 2016; Peterson ve Horak, 2016). Çalışmamızın sonuçlarına göre KAB olan katılımcılarda gözlemlenen adımlama sürelerindeki değişkenlik, bu popülasyondaki bireylerde koşu adımlamaları sırasında artan istemli kontrol (corticospinal) ve azalan otomatik kontrol olduğuna işaret ediyor olabilir.

Birçok faktör, istemli kontrol seviyesinde artışa sebep olabilir. Bunlara uzuvların uzaydaki yerine yönelik bozulan algı (proprioception), artan ağrı/acı, aşırı fiziksel efor, merkezi sinir sisteminde hasar, bozulan görü ve destek araçlarının kullanımı örnek verilebilir (Clark, 2015; Song vd., 2022). Otomatik ve istemli kontrol arasındaki denge genellikle çift-görev aktiviteleri sırasında (Springer ve Gottlieb, 2017) ya da

neuroimaging teknikleri kullanılarak ölçülmektedir (Hanakawa, 2006). Örneğin bilişsel bir test uygulanırken aynı zamanda yürümek bir çift-görev aktivitesidir. Fakat KAB olan bireylerde daha karmaşık çift-görev aktiviteleri test edilerek kontrol katılımcılarına kıyasla adım sürelerindeki değişkenlik araştırılmalıdır (Springer ve Gottlieb, 2017). Bulgular KAB olan bireylerin sağlıklı kontrollere kıyasla yürüme ve koşu sırasında daha çok istemli kontrole ihtiyaç duyduklarına işaret etmektedir. Bizim çalışmamızın sonuçları KAB olan bireylerin değişmiş bir hareket organizasyona sahip olduğuna (Hass vd., 2010) dair delillere katkı sağlasa da, bu popülasyonun çift-görev performans kapasiteleri ve yürüme/koşma sırasındaki otomatik kontrol düzeylerini araştırmış olan çalışmaların sayısı nispeten yetersizdir.

5.2.4.Sınırlılıklar

Çalışmamızın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Yalnızca dört alt bacak kasının EMG aktiviteleri kaydedilmiş ve bu veriler MİK sırasında elde edilen işlenmiş maksimal EMG aktivitesine normalize edilmiştir. Normalize edilmiş EMG genliklerinin oldukça heterojen olduğu görülmüş ve koşu sırasında kaydedilen GM ve SOL EMG tepe değerleri MİK sırasında ölçülenlerden daha yüksek çıkmıştır (Konrad, 2006). Bu durum, alternatif bir genlik normalizasyon yönteminin daha uygun olabileceğini göstermektedir. Örneğin, incelenen hareketle (bu çalışma için koşu) eşleşen dinamik MİK aktiviteleri daha uygun bir normalizasyon yöntemi olarak değerlendirilebilir, fakat dinamik MİK aktiviteleri için uygun bir yaklaşım üzerinde uzlaşma bulunmamaktadır (Besomi vd., 2020).

5.2.5.Sonuç

İki farklı koşu hızında gerçekleştirilen koşu bandı koşusu sırasında ayak bileği stabilizör kasları için EMG genliği ve EMG tepe yapma süreleri KAB olan ve olmayan katılımcılar için benzer seviyelerdedir. Fakat koşu hızındaki artışla birlikte PL kası EMG genliği yalnızca KAB olan bireylerde artış göstermektedir. Ayrıca, bazı kasların EMG tepe genliğine ulaşma sırası gruplar arasında belirgin şekilde farklıdır. Koşu sırasında adımlama sürelerindeki değişkenlik KAB olan bireylerde kontrollere kıyasla daha yüksektir. Bu çalışmada yalnızca 1 dakikalık koşular sırasında kaydedilen EMG verileri analiz edilmiş olup, KAB popülasyonunda daha uzun sürelerde ve zorlayıcı koşullarda gerçekleştirilen koşular sırasında ayak bileği stabilizör kaslarının EMG profillerinin araştırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKÇA

- Arber, S. and Costa, R. M. (2018). Connecting neuronal circuits for movement. *Science*, 360, 1403–1404.
- Arnold, B.L, Wright, C.J, Ross, S.E. (2011). Functional ankle instability and health-related quality of life. *J Athl Train.*, 46(6), 634–641.
- Bailey, J., Mata, T., Mercer, J.A. (2017). Is the relationship between stridelenlength, frequency, and velocity influenced by running on a treadmill or overground?, *Int J Exerc Sci.*, 10(7), 1067–75.
- Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., Gollhofer, A., Mayer, F. (2007). Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinet Exerc Sci.*, 15 (3), 165–71.
- Bavdek, R., Zdolšek, A., Strojnik, V., Dolenc, A. (2018). Peroneal muscle activity during different types of walking. *J Foot Ankle Res.*, 11 (1), 1–9. DOI:10.1186/s13047-018-0291-0.
- Beauchamp, J.A., Pearcey, G.E.P., Khurram, O.U., Chardon, M., Wang, C., Powers, R. K., Dewald, J.P.A., Heckman, C. (2023). A geometric approach to quantifying the neuromodulatory effects of persistent inward currents on single motor unit discharge patterns. *Journal of Neural Engineering.*, 20(1), 016034. DOI: 10.1088/1741-2552/acb1d7
- Besomi, M., Hodges, P.W., Clancy, E.A., Dieën, J.V., Hug, F. et al. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 53, 102438. DOI: 10.1016/j.jelekin.2020.102438
- Besomi, M., Hodges, P.W., Van, Dieën, J., Carson, R.G., Clancy, E.A., Disselhorst-Klug, C., ... and Wrigley, T. (2019). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Electrode selection matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology.*, 48, 128-144. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.07.008
- Bigouette, J., Simon, J., Liu, K., Docherty, C.L. (2016). Altered vertical ground reaction forces in participants with chronic ankle instability while running. *J Athl Train.*, 51 (9), 682–687. DOI: 10.4085/1062-6050-51.11.11

- Brockett, C.L., Chapman, G.J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma.*, 30 (3), 232-238. DOI: 10.1016/j.mporth.2016.04.015.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E., Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol.*, 95(6):3426-37. DOI: 10.1152/jn.00081.2006.
- Chinn, L., Dicharry, J., Hertel, J. (2013). Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Physical Therapy in Sport.*, 14 (4), 232-239. DOI: 10.1016/j.ptsp.2012.10.001
- Christakos, C.N. (1982). A study of the muscle force waveform using a population stochastic model of skeletal muscle. *Biol Cybern.*, 44, 91–106.
- Clark, D.J. (2015). Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in Human Neuroscience.* 5 (9), 246. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00246
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychol Bull.*, 112 (1), 155–9.
- Criss, C.R., Melton, M.S., Ulloa, S.A., Simon, J.E., Clark, B.C., France, C.R., Grooms, D.R. (2021). Rupture, reconstruction, and rehabilitation: A multi-disciplinary review of mechanisms for central nervous system adaptations following anterior cruciate ligament injury. *Knee*, 30, 78-89. DOI: 10.1016/j.knee.2021.03.009.
- Criswell, E. (2011). Cram's Introduction to Surface Electromyography. 2nd ed. Sudbury (MA): Jones and Bartlett.
- Dai, S., Carroll, D.D., Watson, KB., Paul, P., Carlson, S.A., Fulton, J.E. (2015). Participation in types of physical activities among US adults—National Health and Nutrition Examination Survey 1999–2006. *J Phys Act Health.*, 12, S128-S140.
- Darendeli, A., Vitiello, D., Billat, V.L., Diker, G., and Cuğ, M. (2021). Comparison of different exercise testing modalities to determine maximal aerobic speed in amateur soccer players, *Science and Sports*, 36 (2), 105-111, DOI: 10.1016/j.scispo.2020.09.006.

- Delahunt, E., Monaghan, K., Caulfield, B. (2006). Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med.*, 34, 1970–1976.
- da Silva, E.S., Kram, R., Hoogkamer, W. (2022). The metabolic cost of emulated aerodynamic drag forces in marathon running. *J Appl Physiol.*, 133 (3), 766-776. DOI: 10.1152/jappphysiol.00086.2022.
- Deschamps, K., Dingenen, B., Pans, F., Van Bavel, I., Matricali, G.A., Staes, F. (2016). Effect of taping on foot kinematics in persons with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19 (7), 541-546. DOI: 10.1016/j.jsams.2015.07.015
- Dicharry, J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. (2010). *Clin Sports Med.*, 29(3):347– 64. DOI: 10.1016/j.csm.2010.03.013
- Dingenen, B., Barton, C., Janssen, T., Benoit, A., Malliaras, P. (2018). Test retest reliability of two-dimensional video analysis during running. *Phys Ther Sport.*, 33, 40–7. DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.06.009
- Drewes, L.K., McKeon, P.O., Kerrigan, D.C., Hertel, J. (2009a). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12 (6), 685-687. DOI: 10.1016/j.jsams.2008.07.003
- Drewes, L.K., McKeon, P.O., Paolini, G., et al. (2009b). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18 (3), 375-388. DOI:10.1123/jsr.18.3.375
- Duchateau, J., Enoka, R.M. (2022). Distribution of motor unit properties across human muscles. *Journal of Applied Physiology*, 132 (1), 1-13. DOI: 10.1152/jappphysiol.00290.2021
- Enoka, R.M., and Duchateau, J. (2016). Physiology of muscle activation and force generation. *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*, 1-29, DOI: 10.1002/9781119082934.ch01

- Enoka, R.M., and Fuglevand, A.J. (2001). Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle & Nerve*, 24 (1), 4-17. DOI: 10.1002/1097-4598(200101)24:1<4::aid-mus13>3.0.co;2-f
- Enoka, R.M. (2019). Physiological validation of the decomposition of surface EMG signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 46, 70-83. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.03.010
- Enoka, R.M. (2021). The motor unit and muscle action. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. *Principles of Neural Science*. 6th ed. New York: McGraw-Hill;. pp. 737–60.
- Farina, D., Merletti, R., Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol.*, 96 (4), 1486-95. DOI: 10.1152/jappphysiol.01070.2003. PMID: 15016793.
- Feger, M.A., Donovan, L., Hart, JM., Hertel, J. (2015). Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. *J Athl Train.*, 50 (4), 350–357. DOI: 10.4085/1062-6050-50.2.06
- Ferris, D.P., Farley, C.T. (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *J Appl Physiol.*, 82 (1), 15–22. DOI: 10.1152/jappl.1997.82.1.15
- Firminger, C.R., Vernillo, G., Savoldelli, A., Stefanyshyn, D.J., Millet, G.Y., Edwards, W.B. (2018). Joint kinematics and ground reaction forces in overground versus treadmill graded running. *Gait and Posture*, 63, 109–13. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.04.042
- Fleshman, J.W., Munson, J.B., Sybert, G.W., Friedman, W.A. (1981). Rheobase, input resistance, motor-unit type in medial gastrocnemius motoneurons in the cat. *J Neurophysiol.*, 46, 1326–1338. DOI: 10.1152/jn.1981.46.6.1326
- Forssberg, H., Grillner, S., & Halbertsma, J. (1980). The locomotion of the spinal cat. 1. Coordination within a hindlimb. *Acta Physiologica Scandinavica*, 108, 269-281.
- Fu, W.J., Fang, Y., Liu, D.M.S., Wang, L., Ren, S.C., Liu, Y. (2015). Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running. *J Sport Health Sci.*, 4 (4), 384–90. DOI: 10.1016/j.jshs.2015.09.001.

- Gazendam, M.G., Hof, A.L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture*, 25 (4), 604-14. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.06.013.
- Gribble, P.A., Delahunt, E., Bleakly, C.M., et al. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium, *J Athl Train.*, 49 (1), 121–127. DOI: 10.2519/jospt.2013.0303
- Grillner, S. and El Manira, A. (2020). Current principles of motor control, with special reference to vertebrate locomotion. *Physiol Rev.*, 100, 271–320.
- Hamner, S.R., Seth, A., Delp, S.L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech.*, 43 (14), 2709–16. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Hanakawa, T. (2006). Neuroimaging of standing and walking: special emphasis on Parkinsonian gait. *Parkinsonism & Related Disorders.*, 12 (2), S70-S75. DOI: 10.1016/j.parkreldis.2006.05.009
- Hass, C.J., Bishop, M.D., Doidge, D., Wikstrom, E.A. (2010). Chronic Ankle Instability Alters Central Organization of Movement. *The American Journal of Sports Medicine*, 38 (4), 829-834. DOI: 10.1177/0363546509351562
- Heaney, N., Williams, M, Lorenzen C, Kemp J. (2009). Comparison of a YOYO IR1 test and a VO2max test as a determination of training speeds and evaluation of aerobic power. Australian Strength and Conditioning Association International Conference on Applied Strength and Conditioning. Australia, Poster Presentation 7, 18 (S1).
- Heckman, C.J., Enoka, R.M. (2004). Physiology of the motor neuron and the motor unit. *Handbook of clinical neurophysiology*, 4, 119-147. Elsevier.
- Heckman, C.J., Enoka, R.M. (2012). Motor Unit. *Compr Physiol.*, 2, 2629-2682. DOI: 10.1002/cphy.c100087
- Henmi, O., Shiba, Y., Saito, T., Tsuruta, H., Takeuchi, A., et al. (2009.) Spectral Analysis of Gait Variability of Stride Interval Time Series: Comparison of Young, Elderly

- and Parkinson's Disease Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 21 (2), 105-111. DOI: 10.1589/jpts.21.105.
- Hertel, J., Corbett, R.O. (2019). An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.*, 54 (6), 572–588. DOI: 10.4085/1062-6050-344-18
- Hopkins, J.T., Coglianese, M., Glasgow, P., Reese, S., Seeley, M.K. 2012. “Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability”, *J Electromyogr. Kinesiol.*, 22; 280–285.
- Houston, M.N., Hoch, J.M., Hoch, M.C. (2015). Patient-reported outcome measures in individuals with chronic ankle instability: a systematic review. *J Athl Train.*, 50 (10), 1019–1033. DOI: 10.4085/1062-6050-50.9.01
- Hug, F., Avrillon, S., Del Vecchio, A., Casolo, A., Ibanez, J., Nuccio, S., Rossato, J., Holobar, A., and Farina, D. (2021). Analysis of motor unit spike trains estimated from high-density surface electromyography is highly reliable across operators. *Journal of Electromyography and Kinesiology.*, 58, 102548. DOI: 10.1016/j.jelekin.2021.102548
- Jones, A., & Doust, J.A. 1996. 1% grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of Sport Sciences*, 14 (4), 8.
- Jones, A.M., Kirby, B.S., Clark, I.E., Rice, H.M., Fulkerson, E., Wylie, L.J., Wilkerson, D.P., Vanhatalo, A. Wilkins, B.W. (2021). Physiological demands of running at 2-hour marathon race pace. *Journal of Applied Physiology*, 130 (2), 369-379.
- Kanda, K., & Desmedt, J. E. (1983). Cutaneous facilitation of large motor units and motor control of human fingers in precision grip. Motor control mechanisms in health and disease. *Adv Neurol.*, 39, 253-261.
- Kassambara, A. (2021). Rstatix: pipe-friendly framework for basic statistical tests. R package version 0.7.0.
- Kautzky, K., Feger, M.A., Hart, J.M., Hertel, J. (2015). Surface electromyography variability measures during walking: effects of chronic ankle instability and prophylactic bracing. *Athl Train and Sports Health Care.*, 7 (1), 14–22.

- Koldenhoven, R.M., Feger, M.A., Fraser, J.J., Saliba, S., Hertel, J. (2016). Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24 (4), 1060-70. DOI: 10.1007/s00167-016-4015-3.
- Koldenhoven, R.M., Jaffri, A.H., DeJong, A.F., Abel, M., Hart, J., Saliba, S., Hertel, J. (2021). Gait biofeedback and impairment-based rehabilitation for chronic ankle instability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 31 (1), 193-204. DOI: 10.1111/sms.13823
- Konrad, P. The ABC of EMG: A practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version of 1.4 March 2006. Noraxon U.S.A. Inc. 2006 (accessed on June 2, 2022): 1–61. <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- Kyröläinen, H., Avela, J., Komi, P.V. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *J Sports Sci.*, 23 (10), 1101–9.
- Lafortune, M.A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24 (10), 877-886. DOI: 10.1016/0021-9290(91)90166-K.
- Lee, D.C., Brellenthin, A.G., Thompson, P.D., Sui, X., Lee, I.M., Lavie, C.J. (2017). Running as a Key Lifestyle Medicine for Longevity. *Prog Cardiovasc Dis.*, 60 (1), 45-55. DOI: 10.1016/j.pcad.2017.03.005.
- Léger, L., Boucher, R. (1980). An indirect continuous running multistage field test, Université de Montreal Track Test. *Can J Appl Sport Sci.*, 5, 77-84.
- Léger, L., Mercier, D., Gadoury, C., Lambert, J. (1988). The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *J Sports Sci.*, 6, 93-101.
- Levin, O., Vanwanseele, B., Thijsen, J.R., Helsen, W.F., Staes, F.F., Duysens, J. (2015). Proactive and reactive neuromuscular control in subjects with chronic ankle instability: evidence from a pilot study on landing. *Gait & Posture.*, 41 (1), 106-111. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.09.005

- Lin, C.F., Chen, C.Y., Lin C.W. (2011). Dynamic Ankle Control in Athletes With Ankle Instability During Sports Maneuvers. *The American Journal of Sports Medicine*, 39 (9), 2007-2015. DOI: 10.1177/0363546511406868
- Lindén, H., Petersen, P.C., Vestergaard, M., Berg, R.W. (2022). Movement is governed by rotational neural dynamics in spinal motor networks. *Nature*, 610 (7932), 526-531. DOI: 10.1038/s41586-022-05293-w.
- Lindsay, T.R., Noakes, T.D., McGregor, S.J. (2014). Effect of treadmill versus overground running on the structure of variability of stride timing. *Percept Mot Skills*, 118 (2), 331-46.
- Li, S., Xue, J.J., Hong, P., Song, C., He, Z.H. (2020). Comparison of energy expenditure and substrate metabolism during overground and motorized treadmill running in Chinese middle-aged women. *Sci Rep.*, 10 (1), 1815.
- Liu, M.Q., Anderson, F.C., Schwartz, M.H., Delp, S.L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J Biomech.*, 41 (15), 3243–52. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.031
- Marder, E., and Calabrese, R. (1996). Principles of rhythmic motor pattern production. *Physiological Reviews*, 76, 687–717. DOI: 10.1152/physrev.1996.76.3.687
- Mazzo, M.R., Holobar, A., Enoka, R.M. (2022). Association between effective neural drive to the triceps surae and fluctuations in plantar-flexion torque during submaximal isometric contractions. *Experimental Physiology*, 107: 489– 507. DOI: 10.1113/EP090228
- Mendez-Rebolledo, G., Guzmán-Venegas, R., Valencia, O., Watanabe, K. (2021). Contribution of the peroneus longus neuromuscular compartments to eversion and plantarflexion of the ankle. *PLoS One.*, 16 (4), e0250159. DOI: 10.1371/journal.pone.0250159.
- McCrea, D.A. and Rybak, I.A. (2008). Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Res Rev.*, 57, 134–146.

- McLeod, M.M., Gribble, P.A., Pietrosimone, B.G. (2015). Chronic Ankle Instability and Neural Excitability of the Lower Extremity. *J Athl Train.*, 50 (8), 847-53. DOI: 10.4085/1062-6050-50.4.06.
- Migel, K., Wikstrom, E. (2020). Gait biomechanics following taping and bracing in patients with chronic ankle instability: a critically appraised topic. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29 (3), 373-376. DOI: 10.1123/jsr.2019-0030
- Moisan, G., Descarreaux, M., Cantin, V. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait and Posture*, 52, 381-399. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.037.
- Montgomery, G., Abt, G., Dobson, C., Smith, T., Ditroilo, M. (2016). Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait and Posture*, 49, 120-126. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.06.037
- Moon, Y., Sung, J., An, R., Hernandez, M.E., Sosnoff, J.J. (2016). Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis. *Hum Mov Sci.*, 47, 197-208. DOI: 10.1016/j.humov.2016.03.010.
- Nanbancha, A., Tretriluxana, J., Limroongreungrat, W., Sinsurin, K. (2019). Decreased supraspinal control and neuromuscular function controlling the ankle joint in athletes with chronic ankle instability. *Eur J Appl Physiol.*, 119 (9), 2041-2052. DOI: 10.1007/s00421-019-04191-w.
- Needle, A.R., Palmer, J.A., Kesar, T.M., Binder-Macleod, S.A., Swanik, C.B. (2013). Brain regulation of muscle tone in healthy and functionally unstable ankles. *J Sport Rehabil.*, 22 (3), 202-211. DOI: 10.1123/jsr.22.3.202
- Nicola, T.L., Jewison, D.J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clin Sports Med.*, 31 (2), 187-201. DOI: 10.1016/j.csm.2011.10.001.
- Nigg, B.M., De Boer, R.W., Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc.*, 27 (1), 98–105. DOI: 10.1249/00005768-199501000-00018

- Noehren, B., Manal, K., Davis, I. (2010). Improving between-day kinematic reliability using a marker placement device. *J Orthop Res.*, 28 (11), 1405–10. DOI: 10.1002/jor.21172
- Nordin, M., and Frankel, V.H. (2001). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins.
- Nyska, M., Shabat, S., Simkin, A., Neeb, M., Matan, Y., Mann, G. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *Br J Sports Med.*, 37 (6), 495-7. DOI: 10.1136/bjsm.37.6.495.
- Oliveira, A.S., Gizzi, L., Ketabi, S., Farina, D., Kersting, U.G. (2016). Modular control of treadmill vs overground running. *PLoS One.*, 11 (4), e0153307.
- Perreault, E.J., Day, S.J., Hulliger, M., Heckman, C.J., Sandercock, T.G. (2003). Summation of forces from multiple motor units in the cat soleus muscle. *J Neurophysiol.*, 89, 738–744.
- Peterson, D.S., Horak, F.B. (2016). Neural control of walking in people with Parkinsonism. *Physiology*, 31 (2), 95-107. DOI: 10.1152/physiol.00034.2015.
- Procter, P., Paul, J.P. (1982). Ankle joint biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 15 (9), 627-634. DOI: 10.1016/0021-9290(82)90017-3
- Roos, K.G., Kerr, Z.Y., Mauntel, T.C., Djoko, A., Dompier, T.P., Wikstrom, E.A. (2017). The epidemiology of lateral ligament complex ankle sprains in National Collegiate Athletic Association sports. *Am J Sports Med.*, 45 (1), 201–209.
- Saito, A., Tomita, A., Ando, R., Watanabe, K., Akima, H. (2018). Muscle synergies are consistent across level and uphill treadmill running. *Sci Rep.*, 8 (1), 5979.
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D.A., Wrigley, T.V., Starr, R., Bennell, K.L. (2001). A comparison of overground and treadmill running formeasuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvichip complex. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16 (8), 667-80. DOI: 10.1016/S0268-0033(01)00061-4.
- Selles, R.W., Formanoy, M.A., Bussmann, J.B., Janssens, P.J., Stam, H.J. (2005). Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers;

- development and validation in transtibial amputees and controls. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 13 (1), 81-8. DOI: 10.1109/TNSRE.2004.843176.
- Sherrington, C.S. (1907). On reciprocal innervation of antagonistic muscles. - tenth note. *Proc R Soc B*, 79, 337-49. DOI: 10.1098/rspb.1907.0026
- Smith, J.A.H., McKerrow, A.D., Kohn, T.A. (2017). Metabolic cost of running is greater on a treadmill with a stiffer running platform. *J Sports Sci.*, 35 (16), 1592–7. DOI: 10.1080/02640414.2016.1225974
- Song, K., Jason, R.F., and Wikstrom, E. (2022). Optical flow balance perturbations alter gait kinematics and variability in chronic ankle instability patients. *Gait and Posture*, 92, 271-276. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.12.001
- Souza, K.M., Lucas, R.D., Grossl, T., Costa, V.P. Guglielmo, L. A., Denadai, B.S. (2014). Performance prediction of endurance runners through laboratory and track tests. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, 16 (4), 466-474.
- Springer, S., Gottlieb, U. (2017). Effects of dual-task and walking speed on gait variability in people with chronic ankle instability: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.*, 21, 18 (1), 316. DOI: 10.1186/s12891-017-1675-1.
- Swenson, D.M., Collins, C.L., Fields, S.K., Comstock, R.D. (2013). Epidemiology of US high school sports-related ligamentous ankle injuries, 2005/06 to 2010/11. *Clin J Sport Med.*, 23 (3), 190–196.
- Tielke, A.W., Ahn, J., Lee, H. (2019). Non-ideal behavior of a treadmill depends on gait phase, speed, and weight. *Sci Rep.*, 9 (1), 12755.
- Tucker, K.J., Türker, K.S. (2007). Triceps surae stretch and voluntary contraction alters maximal M-wave magnitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17; 203–211. DOI: 10.1016/j.jelekin.2005.12.006
- Türker, K.S. (1993). Electromyography: Some methodological problems and issues. *Physical Therapy*, 73 (10), DOI: 10.1093/ptj/73.10.698
- Van Hooren, B., Fuller, J.T., Buckley, J.D. et al. (2020). Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and

- Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Med.*, 50, 785–813. DOI: 10.1007/s40279-019-01237-z
- Valderrabano, V., Hintermann, B., Horisberger, M., Fung, T.S. (2006). Ligamentous posttraumatic ankle osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*. 34 (4), 612-620. DOI:10.1177/0363546505281813
- Van Ingen Schenau, G.J. (1980). Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med Sci Sports Exerc.*, 12 (4), 257-61. DOI: 10.1249/00005 768-198024000-00005.
- Wang L, Hong Y, Li JX. Muscular activity of lower extremity muscles running on treadmill compared with different overground surfaces. *Am J Sports Sci Med*. 2014;2(4):161–5.
- Ward, S., Pearce, A.J., Pietrosimone, B., Bennell, K., Clark, R., Bryant, A.L. (2015). Neuromuscular deficits after peripheral joint injury: a neurophysiological hypothesis. *Muscle Nerve*, 51 (3), 327–332. DOI: 10.1002/mus.24463
- Westad, C., Westgaard, R.H., and De Luca, C.J. (2003). Motor unit recruitment and derecruitment induced by brief increase in contraction amplitude of the human trapezius muscle. *The Journal of Physiology*, 552, 645-656. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2003.00645.x
- Whiting, C.S., Allen, S.P., Brill, J.W., Kram, R. (2020). Steep (30°) uphill walking vs. running: COM movements, stride kinematics, and leg muscle excitations. *Eur J Appl Physiol.*, 120 (10), 2147–57.
- Williams, P.A. and Kilgour, R.D. (1993). Cardiovascular responses to facial cooling during low and moderate intensity exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 67, 53-58.
- Willy, R.W., Halsey, L., Hayek, A., Johnson, H., Willson, J.D. (2016). Patellofemoral joint and achilles tendon loads during overground and treadmill running. *J Orthop Sports Phys Ther*, 46 (8), 664–72. DOI: 10.2519/jospt.2016.6494.
- Wood, S.J., Slater, C.R. (2001). Safety factor at the neuromuscular junction. *Prog Neurobiol*, 64, 393-429, DOI: 10.1016/s0301-0082(00)00055-1

ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı : Abdulkerim DARENDELİ
Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim ve Mesleki Geçmişi:

- Yüksek Lisans: 2019, Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı.
- Lisans: 2017, Cumhuriyet Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Beden Eğitimi ve Spor Öğretmenliği.
- Lise: 2013, Sivas Anadolu İmam Hatip Lisesi.
- 2019, Araştırma Görevlisi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu
- 2020, Araştırma Görevlisi (görevlendirme), Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- 2022, Araştırmacı (TÜBİTAK destekli), University of Colorado Boulder, Department of Integrative Physiology

Yayınları ve Bilimsel Faaliyetleri:

Makaleler

- Darendeli A, Ertan H, Cuğ M, Wikstrom E, Enoka RM. Comparison of EMG activity in shank muscles between individuals with and without chronic ankle instability when running on a treadmill. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2023;70:102773. DOI: 10.1016/j.jelekin.2023.102773
- Darendeli A, Ertan H, Enoka RM. Comparison of EMG Activity in Leg Muscles between Overground and Treadmill Running. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2023; 55(3):517-524. DOI: 10.1249/MSS.0000000000003055
- Dirik HB, Darendeli A, Ertan H. The new wireless EEG device Mentalab Explore is a valid and reliable system for the measurement of resting state EEG spectral features. Brain Research. 2023;1798(148164). DOI: 10.1016/j.brainres.2022.148164

- Diker G, Darendeli A, Chamari K, et al. Recovery time variation during sprint interval training impacts amateur soccer players adaptations – a pilot study. *Biology of Sport*. 2023;40(2):417-424. DOI: 10.5114/biol sport.2023.116008
- Darendeli A, Vitiello D, Billat V, Diker G, Cuğ M. Comparison of different exercise testing modalities to determine maximal aerobic speed in amateur soccer players. *Science & Sports*, 2021; 36(2): 105-111. DOI: 10.1016/j.scispo.2020.09.006
- Diker G, Müniroğlu S, Ön S, Özkamçı H, Darendeli A. The relationship between sprint performance and both lower and upper extremity explosive strength in young soccer players. *Pedagogy of Physical Culture and Sports*. 2021;25(1):10-4. DOI: 10.15561/26649837.2021.0102
- Darendeli A. Maximal aerobic speed: an overview and methodological considerations. *Türkiye Klinikleri J Sports Sci*, 2020; 12(3): 446-56. DOI: 10.5336/sportsci.2020-75681
- Darendeli A, Diker G, Çınar Z. Athlete sleep behavior questionnaire – turkish version: study of validity and reliability. *Journal of Turkish Sleep Medicine*, 2019; 1:43-48. DOI: 10.4274/jtsm.galenos.2019.58076

Bildiriler

- Darendeli A, Enoka RM. EMG Activity in Leg Muscles When Running Overground and on a Treadmill. *Mid-South Biomechanics Conference*, February 16-17, 2023.
- Ertan H, Harput G, Darendeli A. ELSA - Kinesiological EMG Workshop. *Congress on Movement & Motor Control* (invited speaker), May 21-24 2021.
- Darendeli A. Predicting Velocity Associated With Maximal Oxygen Uptake Through Time Trials (Maksimal Oksijen Tüketimi ile İlişkili Hızın Zaman-Mesafe Testleri ile Belirlenmesi). *17th International Sport Sciences Congress*, November 13-16 2019. PB168.
- Darendeli A, Yıldız S. Maladaptive Sleep Behaviors in Elite Athletes: From Pillow to Medal Stand (Elit Sporcularda Uyku Davranışı Bozuklukları: Yastıktan Kürsüye). *17th International Sport Sciences Congress*, November 13-16 2019. PB169.

- Diker G, Yurtsizoglu Z, Ozkamcı H, Darendeli A. In Soccer Players Examination of Seasonal Changes of Blood Lactate Recovery After an Increasing Intense Load 15th International Sport Sciences Congress, November 15-18 2017. PB663.
- Darendeli A, Diker G, Ozgul F, Şener F. Analysis of The Relationship Between Some Physical and Physiological Characteristics Used in Determining Wushu Performance Success. 4th International Sport Science Tourism and Recreation Student Congress, April 21-23 2017.
- Sener F, Diker G, Ozgul F, Darendeli A. Evaluation of Relationship Between Success, Balance and Flexibility Performances in Wushu. 4th International Sport Science Tourism and Recreation Student Congress, April 21-23 2017.

Ödülleri:

- TÜBİTAK, 1002- Programme. Application number: 220S821. Project title: Pist Koşusunun Koşu Bandı Benzeşim Eğiminin Modellenmesi. (Start date: 03/15/2021; Project no: B.14.2.TBT.0.06.03.02-161-436).
- TÜBİTAK, 1002- Programme. Application number: 321S019. Project title: Koparma Tekniğinin Biyomekanik Analizinde Cinsiyet Faktörü: Yer Tepki Kuvveti, Kas Aktivasyonu ve Bar Kinematiklerinin Karşılaştırılması. (Start date: 02/01/2022; Project no: B.14.2.TBT.0.06.03.02-161-436).
- TÜBİTAK, 2214-A-International Research Fellowship Programme (for PhD students). Application number: 1059B142100617. Project title: Lower Body Muscular Activity Patterns During Running At Different Settings. (Start date: 03/15/2022; Project no: 53325897-115.02-152823). United States of America, University of Colorado at Boulder.

Mesleki Birlik/Dernek/Kuruluş Üyelikleri:

- International MotoNeuron Society