

**TC.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KAYAN PLATFORMDA YAPILAN FONKSİYONEL
EGZERSİZLERİN UYLUK KAS AKTİVASYONU VE ALT
EKSTREMİTE DÜZGÜNLÜĞÜNE ETKİSİ**

Fzt. Çiğdem DEMİR

**Spor Fizyoterapistliği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA
2021**

**TC.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KAYAN PLATFORMDA YAPILAN FONKSİYONEL
EGZERSİZLERİN UYLUK KAS AKTİVASYONU VE ALT
EKSTREMİTE DÜZGÜNLÜĞÜNE ETKİSİ**

Fzt. Çiğdem DEMİR

**Spor Fizyoterapistliği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Gülcan HARPUT**

ANKARA

2021

ONAY SAYFASI

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KAYAN PLATFORMDA YAPILAN FONKSİYONEL EGZERSİZLERİN
UYLUK KAS AKTİVASYONU VE ALT EKSTREMİTE DÜZGÜNLÜĞÜNE
ETKİSİ

Öğrenci: Çiğdem DEMİR

Danışman: Doç. Dr. Gülcan HARPUR

Bu tez çalışması 14.07.2021 tarihinde jürimiz tarafından "Spor Fizyoterapistliği Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Nevin Ergun*
Sanko Üniversitesi

Tez Danışmanı: *Doç. Dr. Gülcan HARPUR*
Hacettepe Üniversitesi

Üye: *Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY*
Hacettepe Üniversitesi

Üye: *Prof. Dr. İrem DÜZGÜN*
Hacettepe Üniversitesi

Üye: *Prof. Dr. Hayri ERTAN*
Eskişehir Teknik Üniversitesi

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

09 Eylül 2021

Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma izni Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

16/07/2021

Çiğdem DEMİR

i

¹“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın önerisi** ve **enstitü anabilim dalının uygun görüşü** üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metallerin kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın önerisi** ve **enstitü anabilim dalının uygun görüşü** üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı** ile altı ay aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin uygun görüşü** üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7. 2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanın önerisi** ve **enstitü anabilim dalının uygun görüşü** üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Gülcan Harput danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Fzt. Çiğdem Demir

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans sürecimin ilk gününden itibaren asla bitmeyen sabrı ile yolumu aydınlatan, hayallerimi gerçekleştirme yolunda hep elimden tutan, her zaman örnek aldığım ve birlikte çalışmaktan onur duyduğum, her adımında beni destekleyen ve değerimi hep hissettiren, bir danışmandan çok daha fazlası, sevgili tez danışmanım Doç. Dr. Gülcan HARPUT'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, hem akademik hem de klinik hayatından ilham aldığım değerli hocam Sayın Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca her türlü konuda bana kapılarını açan, her zaman desteğini hissettiğim değerli hocam Sayın Prof. Dr. İrem DÜZGÜN'e,

Tez savunma sınavımdaki kıymetli yorum ve katkılarından dolayı değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Nevin ERGUN, Sayın Prof. Dr. Hayri ERTAN, Sayın Doç. Dr. Hande Güney DENİZ ve Sayın Doç. Dr. Nihan KAFA'ya,

Yüksek lisans sürecim boyunca her sorumu cevaplayan, fikir ve önerilerini benimle paylaşan, elini hep omzumda hissettiğim Doç. Dr. Elif TURGUT'a,

Kariyerime ilk adımlarımı attığım günden beri beni hep güler yüzle dinleyen, yardım eden, hem hocam hem de abim olarak her zaman desteğini hissettiğim Dr. Fzt. Burak ULUSOY'a,

Her üniteye indiğimde bana güler güzle yardımcı olan Hacettepe Sporcu Sağlığı Ünitesinin sevgili hocalarıma,

Tezimin her anında yanımda olan, benimle emek veren sevgili arkadaşım Fzt. Onur ÇELİK başta olmak üzere tüm dostlarıma,

Bana her türlü desteği veren, her zaman yanımda olan ve tezim boyunca beni motive eden, ekip olarak çalışmaktan gurur duyduğum Dr. Fzt. Murat DALKILINÇ, Fzt. Oğuzhan YILDIRIM ve Fzt. Berkan Cem AÇAR ile tüm çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman arkamda olan, beni hep motive eden, yapamayacağımı düşündüğüm anlarda bile beni hep destekleyen, beni benden çok düşünen canım aileme,

Sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürler...

ÖZET

Demir Ç. Kayan platformda yapılan fonksiyonel egzersizlerin uyluk kas aktivasyonu ve alt ekstremite düzgünlüğüne etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spor Fizyoterapistliği Programı Yüksek Lisans Tezi. Ankara. 2021. Bu çalışmanın amacı kayan platform üzerinde yapılan alt ekstremite fonksiyonel egzersizler sırasındaki kuadriseps ve hamstring kas aktivasyon seviyelerinin ve alt ekstremite düzgünlüğünün araştırılması ve normal zeminle karşılaştırılmasıydı. Çalışmaya 15 erkek, 15 kadın olmak üzere 30 sağlıklı fiziksel aktif birey (Yaş: $23,83 \pm 2,84$ yıl, beden kütle indeksi: $21,75 \pm 1,72$ kg/m^2) dahil edildi. Tek bacak çömelme ve hamle egzersizleri öne, yana ve arkaya uzanma olacak şekilde yapıldı ve vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST) kas aktivasyon seviyeleri yüzeysel elektromiyografiyle ölçüldü. Egzersizler normal zeminde ve kayan platformda rastgele olacak şekilde yapıldı. Egzersizlerin fazları (gidiş, bekleme ve dönüş) video kamera ile analiz edildi. Egzersizlerin bekleme fazındaki kalça ve diz fleksiyon açıları ve oranları 2 boyutlu hareket analizi ile değerlendirildi. Tüm egzersizlerde dominant VM ve VL kas aktivasyon seviyeleri, gidiş ve dönüş fazlarında kayan platformda daha yüksekti ($p < 0,05$). BF kas aktivasyon seviyesi, kayan platformda öne çömelmede bekleme fazında daha yüksekti ($p = 0,013$). Arkaya çömelme kayan platformda yapıldığında BF ve ST kas aktivasyon seviyesi dönüş fazında daha yüksekti ($p < 0,05$). Öne ve arkaya hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında dominant BF aktivasyon seviyesi dönüş fazında daha yüksekti ($p < 0,05$). Öne hamle, arkaya hamle ve öne çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında kalça/diz fleksiyon oranların 1'e daha yakın olduğu görüldü ($p < 0,05$). Tek bacak çömelme ve hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında daha fazla kuadriseps-hamstring kas aktivasyonu sağlamaktadır. Bu nedenle, diz kaslarının egzersiz eğitimlerinde kayan platformlar etkili bir şekilde kullanılabilir. Öne yapılan çömelme ve hamle egzersizleri sagittal düzlemde kalça ve diz fleksiyon açısı dengesini sağlamak için önerilebilir.

Anahtar kelimeler: Elektromiyografi, hareket analizi, hamle, çömelme, kayan platform

ABSTRACT

Demir C. The effect of functional exercises performed on sliding platform on thigh muscle activation and lower extremity alignment. Hacettepe University Graduate School of Health Sciences, Sport Physiotherapy Master's Degree Thesis, Ankara, 2021. The aim of this study was to investigate quadriceps and hamstring muscle activation levels and lower extremity alignment during lower extremity functional exercises on a sliding platform and compare them with normal ground. Thirty physically active healthy individuals (15 female, 15 male) (Age: 23.83 ± 2.84 , body mass index: 21.75 ± 1.72) were included in the study. Single leg squat and lunge exercises were performed with anterior, lateral, and posterior reaching. Muscle activation levels of vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST) were measured by surface electromyography. The exercises were performed randomly on the normal ground and on the sliding platform. The phases of the exercises (reaching, waiting, returning) were analyzed with a video camera. Hip-knee flexion angles and ratios in the waiting phase of the exercises were evaluated with 2D motion analysis. Dominant VM and VL muscle activation levels in all exercises were higher on the sliding platform during the reaching and returning phases ($p < 0.05$). Dominant VM and VL muscle activation levels were higher in the sliding platform in reaching and returning phases of all exercises ($p < 0.05$). BF muscle activation level was higher in the waiting phase in front squat on the sliding platform ($p = 0.013$). BF and ST muscle activation levels were higher in the returning phase in the back squat on the sliding platform ($p < 0.05$). Dominant BF activation was higher in the returning phase in the front and back lunge on the sliding platform ($p < 0.05$). Hip/knee flexion ratios were found to be closer to 1 when the front lunge, back lunge and front squat exercises were performed on a sliding platform ($p < 0.05$). Single leg squats and lunges provide more quadriceps-hamstring muscle activation when performed on a sliding platform. Therefore, sliding platforms can be used effectively in exercise training of the knee muscles. Front squat and lunge exercises can be recommended to provide hip and knee flexion angle balance in the sagittal plane.

Keywords: Electromyography, motion analysis, squat, lunge, slideboard.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kalça Eklemi Artrokinematiği, Kasları ve Fonksiyonları	3
2.1.1. Kalça Eklemi Artrokinematiği	3
2.1.2. Kalça Eklemi Kasları ve Fonksiyonları	4
2.2. Diz Eklemi Artrokinematiği, Kasları ve Fonksiyonları	11
2.2.1. Diz Eklemi Artrokinematiği	11
2.2.2. Diz Eklemi Kasları ve Fonksiyonları	12
2.3. Fonksiyonel Egzersizler	15
2.3.1. Kinetik Halka Konsepti	16
2.3.2. Açık Kinetik Halka	16
2.3.3. Kapalı Kinetik Halka	17
2.3.4. Ko-Kontraksiyon	18
2.4. Kayan Platform	20
2.5. Yüzeysel Elektromiyografi	22
2.5.1. Yüzeysel Elektromiyografi Kullanım Amaçları	23
2.5.2. Yüzeysel Elektromiyografi Kullanımı Avantaj ve Dezavantajları	24
2.5.3. Kas kasılması sırasında EMG (109)	25
2.5.4. Yüzeysel Elektromiyografi Uygulamaları	26
2.6. İki Boyutlu Hareket Analizi	27
2.7. Kalça ve Diz Fleksiyon Açılımları Klinik Önemi	28
3. BİREYLER ve YÖNTEM	30
3.1. Bireyler	30

3.2. Yöntem	30
3.2.1. Demografik Bilgiler	31
3.2.2. Yüzeysel Elektromiyografi Ölçümleri	31
3.2.3. YEMG Ölçüm Yöntemi	31
3.2.4. Kayan Platform (Slideboard)	34
3.2.5. Fonksiyonel Egzersizler	34
3.2.6. Elektromiyografi Analizleri	42
3.2.7. Hareket Analizi	43
3.3. İstatistiksel Analiz	45
4. BULGULAR	46
4.1. Demografik Bilgiler	46
4.2. Kas Aktivasyon Seviyeleri	46
4.3. Farklı Zeminlerde Yapılan Egzersizlerde Kalça ve Diz Fleksiyon Açılıarı	69
5. TARTIŞMA	74
5.1. Kas Aktivasyon Seviyeleri	74
5.2. Kalça ve Diz Fleksiyon Açılıarı	81
5.3. Limitasyonlar	83
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	84
7. KAYNAKLAR	87
8. EKLER	98
EK-1. Etik Kurul Onayı	
EK-2. Katılımcılardan Alınan Aydınlatılmış Onam	
EK-3. Değerlendirme Formu	
EK-4. Görseller İçin İzin Metni	
EK-5. Tezin Bildirisi	
EK-6. Dijital Makbuz	
EK-7. Orjinallik Ekran Çıktısı	
9. ÖZGEÇMİŞ	107

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
<	: küçüktür
>	: büyüktür
°	: Derece
2D	: İki boyutlu
3D	: Üç boyutlu
AKH	: Açık Kinetik Halka
BF	: Biceps Femoris
cm	: santimetre
DF	: Diz Fleksiyon
EMG	: Elektromiyografi
H/K	: Hamstring/Kuadriseps Oranı
kg	: kilogram
KF	: Kalça Fleksiyon
KF/DF	: Kalça ve Diz Fleksiyon Oranı
KKH	: Kapalı Kinetik Halka
max	: maksimum
MİİK	: Maksimum İstemli İzometrik Kontraksiyon
min	: minimum
ORT	: Ortalama
SKK	: Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı
SÖH	: Standart Ölçüm Hatası
SS	: Standart Sapma
ST	: Semitendinosus
VL	: Vastus Lateralis
VM	: Vastus Medialis
YDT	: Yıldız Denge Testi
YEMG	: Yüzeysel Elektromiyografi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kalça fleksör kasları (İliopsoas, Sartorius, Tensor Fasya Lata, Rektus Femoris, Pektineus)(35).	5
2.2. Kalça ekstansör kasları (Gluteus Maksimus, Addüktör Magnus, Biseps Femoris (uzun başı), Semitendinosus ve Semimembranosus) (35).	6
2.3. Kalça addüktör kasları (Pektineus, Addüktör Longus, Grasilis, Addüktör Brevis ve Addüktör Magnus)(35).	7
2.4. Kalça abdüktör kasları (Gluteus Medius, Gluteus Minimus, Piriformis) (35).	9
2.5. Kalça eksternal rotatörleri (Piriformis, Gemellus İnférieur, Gemellus Superior, Obturator İnternus) (35).	10
2.6. Diz ekstansör kasları (Rektus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis ve Vastus İntermedius) (35).	13
2.7. Diz fleksör kasları (Semimembranosus, Semitendinosus ve Biseps Femoris) (35).	15
2.8. Kayan platform ve çorapları.	22
2.9. Yüzeyel EMG Kullanım Alanları.	23
2.10. Yüzeyel EMG Kullanım Amaçları	24
3.1. VM, VL, BF ve ST elektrot ve amplifikatör yerleşimleri.	32
3.2. Kuadriseps kası MİİK ölçüm pozisyonu.	33
3.3. Hamstring kası MİİK ölçüm pozisyonu.	33
3.4. Normal zeminde yapılan öne hamle egzersizi.	35
3.5. Kayan platformda yapılan öne hamle egzersizi.	35
3.6. Normal zeminde yapılan yana hamle egzersizi.	36
3.7. Kayan platformda yapılan yana hamle egzersizi.	37
3.8. Normal zeminde yapılan arkaya hamle egzersizi.	37
3.9. Kayan platformda yapılan arkaya hamle egzersizi.	38
3.10. Normal zeminde yapılan öne çömelme egzersizi.	39
3.11. Kayan platformda yapılan öne çömelme egzersizi.	39
3.12. Normal zeminde yapılan yana çömelme egzersizi.	40
3.13. Kayan platformda yapılan yana çömelme egzersizi.	41

3.14. Normal zeminde yapılan arkaya çömelme egzersizi.	41
3.15. Kayan platformda yapılan arkaya çömelme egzersizi.	42
3.16. Egzersizler sırasında EMG kayıt ekranı	43
3.17. Kalça-Diz fleksiyon ölçümü sırasındaki uygulama ana ekranı.	44
4.1. Öne hamle egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.	51
4.2. Yana hamle egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.	54
4.3. Arkaya hamle egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.	57
4.4. Öne çömelme egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.	60
4.5. Yana çömelme egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.	63
4.6. Arkaya çömelme egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.	66
4.7. Egzersizler sırasındaki KF/DF oranlarının platformlar arası farkı.	73

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Açık ve kapalı kinetik halka hareketlerin karakteristik özelliklerinin karşılaştırılması.	18
2.2. Yüzeysel EMG'nin kullanım avantaj ve dezavantajları.	25
4.1. Çalışmaya katılan bireylerin demografik bilgileri.	46
4.2. Öne Hamle, Yana Hamle ve Arkaya Hamle Egzersizinde Tekrarlar arası Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı ile Standart Ölçüm Hatası değerleri.	47
4.3. Öne Çömelme, Yana Çömelme ve Arkaya Çömelme Egzersizinde Tekrarlar arası Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı ile Standart Ölçüm Hatası değerleri.	48
4.4. Öne hamle egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları	50
4.5. Yana hamle egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.	53
4.6. Arkaya hamle egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.	56
4.7. Öne çömelme egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.	59
4.8. Yana çömelme egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.	62
4.9. Arkaya çömelme egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.	65
4.10. Egzersizler Sırasında Platformlar arası Dominant Ekstremit e Hamstring/Kuadriseps Kas Aktivasyon Seviyeleri Oranları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.	68

- 4.11. Egzersizler Sırasında Platformlar arası Non-dominant Ekstremit**
Hamstring/Kuadriseps Kas Aktivasyon Seviyeleri Oranları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları. 69
- 4.12. Öne Hamle Egzersizinde Tekrarlar arası Kalça ve Diz Fleksiyon Açıları**
Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı ile Standart Ölçüm Hatası değerleri. 70
- 4.13. Egzersizlerin farklı platformlardaki kalça fleksiyon açıları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve t-testi analizi sonuçları.** 71
- 4.14. Egzersizlerin farklı platformlardaki diz fleksiyon açıları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve t-testi analizi sonuçları.** 72
- 4.15. Egzersizlerin farklı platformlardaki kalça-diz fleksiyon oranları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve t-testi analizi sonuçları.** 73

1. GİRİŞ

Birden fazla eklem dahil olduğu kapalı kinetik halka (KKH) egzersizleri, alt ekstremitte fonksiyonel egzersiz eğitiminde ve rehabilitasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır (1). Fonksiyonel egzersizler optimal fiziksel kondisyonun korunması, kas hacmi ve kuvvetinde artış sağlanmasının temellerindedir. Bununla birlikte sporcu performansının artırılmasında ve olası yaralanmaların önlenmesinde de büyük rol oynamaktadır (2). En çok tercih edilen fonksiyonel egzersizler arasında çömelme ve hamle egzersizleri yer almaktadır. Birincil olarak diz eklemi çevresi kasları aktive eden bu egzersizler, kalça ve ayak bileği eklemi çevresi kasları da çalıştırmaktadır (2-4). KKH egzersizlerinin, eklem çevresindeki kasların ko-aktivasyonunu arttırdığı ve dinamik eklem stabilitesinin gelişmesinde önemli rol oynadığı bilinmektedir. Diz ekleminde hamstring/kuadriseps ko-aktivasyonu, ön çapraz bağ gibi statik stabilizatörlere etkileyen stresleri karşılamada etkilidir (5-7). Değişen kuadriseps/hamstring ko-aktivasyon oranının ön çapraz bağ ve hamstring yaralanması gibi alt ekstremitte yaralanmalarına neden olabileceği literatürde belirtilmiştir (8-10). Yüzeysel elektromiyografi (YEMG), fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında kas fonksiyonunu analiz etmek için, değerlendirme ve tedavi aracı olarak kullanılmaktadır. YEMG ile eklem stabilitesinde görev alan kasların hangi egzersizde veya aktivitede hangi oranda çalıştığı değerlendirilebilmektedir (11). Böylece, YEMG ölçümlerinden alınan bilgilerle kas aktivasyon seviyeleri belirlenip, egzersiz progresyonu, yaralanmaya özel egzersiz planlaması ya da performansı geliştirmeye yönelik egzersiz seçimi yapılabilmektedir.

Fonksiyonel aktiviteler sırasında görülen hatalı hareket paternleri alt ekstremitte yaralanma riskinde artışla ilişkilidir. Özellikle diz ve kalça eklemi etkileyen bu hareketler yaralanma mekanizmalarının altında yatan temel faktör olarak belirtilmektedir (12, 13). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda sagittal düzlemde gövde ve alt ekstremitte hareketlerinin diz yaralanmalarının gelişiminde önemli rol oynadığı öne sürülmüştür. Kalça-diz fleksiyon oranı, artan diz ve/veya kalçada aşırı yüklenme ile ilişkilidir ve patellar tendinopati ve diğer yaralanmalar için potansiyel bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir (14).

KKH egzersizlerinin progresyonunda farklı denge platformları ve kayan zeminler kullanılmaktadır (7, 15-17). Stabil olmayan zeminlerin daha fazla kas

aktivasyonu sağladığı literatürde belirtilmiştir (18-20). Bu platformlar ile denge sağlamak amacı ile proprioseptif girdi ve kas aktivasyon seviyeleri artırılarak eklem dinamik stabilitesinin geliştirilmesi hedeflenmektedir. Kayan platformda yapılan egzersizler, kalça ve bacak kaslarını aktive etmek ve kuvvetlendirmek için kullanılan egzersiz çeşitleridir (16). Bunun yanında, aerobik kapasiteyi geliştirmek amaçlı da kullanılabilir. Literatür incelendiğinde kayan platformda yapılan egzersizler sırasında kas aktivasyon seviyelerini inceleyen çalışmaların yetersiz olduğu, yapılan çalışmaların sıklıkla aerobik egzersiz eğitimi üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür.

Kas endüransını ve kuvvetini geliştirmek için egzersiz programlarında sıklıkla yer alan kayan platformlarda yapılan egzersizler sırasında kas aktivasyonu ve alt ekstremitte dizilimini araştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışma ile kayan platformda yapılan fonksiyonel egzersizler sırasındaki kas aktivasyonu ve alt ekstremitte düzgünlüğü, sabit zeminle yapılan egzersizlerle kıyaslanması ve egzersiz seçimi konusunda literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

Çalışmamızın hipotezleri:

H0- Kayan platform ve normal zeminde yapılan fonksiyonel egzersizler kıyaslandığında, uyluk kas aktivasyon seviyeleri ve alt ekstremitte düzgünlüğü arasında fark yoktur.

H1- Kayan platform ve normal zeminde yapılan fonksiyonel egzersizler kıyaslandığında, uyluk kas aktivasyon seviyeleri ve alt ekstremitte düzgünlüğü arasında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kalça Eklemi Artrokinematığı, Kasları ve Fonksiyonları

2.1.1. Kalça Eklemi Artrokinematığı

Kalça eklemi, femur başı ile pelvisin asetabulumu arasında top-soket türü bir eklemdir. Kalça ekleminin sagittal (fleksiyon-ekstansiyon), frontal (abdüksiyon-addüksiyon) ve transvers (internal-eksternal rotasyon) düzlemlerde hareketi bulunmaktadır. Sagittal düzlemde 0-140° fleksiyon ve 0-15° ekstansiyon hareketi yapmaktadır. Frontal düzlemde kalça 0° ekstansiyondayken 0-30° abdüksiyon ve 0-25° addüksiyon hareketleri gözlenmektedir. Kalça ekleminin fleksiyon pozisyonunda iken 0-90° eksternal rotasyon ve 0-70° internal rotasyon eklem hareket açıklığı bulunmaktadır. Yumuşak doku, kalça ekstansiyonda iken rotasyonu limitlediği için daha az rotasyonel hareket açığı çıkmaktadır (21, 22).

Asetabulum üzerinde femur başının kayma hareketi, eklem yüzeyi hareketi olarak tanımlanmaktadır. Femur başı ile asetabulum arasında uyumsuzluk varsa, bu kayma hareketi eklem yüzeyine paralel ya da teğet olmayabilir ve eklem kıkırdağı anormal şekilde sıkıştırılmış olur. Femur ile asetabulum arasındaki bu uyum, optimal kas-uzunluk ilişkisi nedeni ile çevre kasların aktivasyonunu da etkilemektedir (21, 23).

Kalça eklemi birincil olarak yük taşıma ve ambulasyondan sorumludur. Kalça hareketleri sırasında sferik femur başı, femur başındaki kalın eklem kartilajı, yüksek kuvvet oluşturma yeteneğine sahip kaslar ve süngerimsi kemik dokuları kalçaya etkileyen parçalayıcı kuvvetleri hafifletmede görevlidir (24). Bunun yanında, kalça ligamentleri de kalça stabilizasyonuna katkıda bulunur. Son derece güçlü olan iliofemoral ve pubofemoral ligamentler eklem kapsülünü önden, iskiofemoral ligament ise eklem kapsülünü arkadan destekler. Bu ligamentlerdeki gerilim, kişinin oturma pozisyonundan ayakta durma pozisyonuna geçmesi gibi kalça ekstansiyonu sırasında femur başının kalça ekleminde sentralizasyonunu sağlar. Eklem kapsülü içindeki ligamentum teres ise femur başını doğrudan kalça eklemine bağlar (25).

Kalça ekleminin hareket aralığı, bireylerin günlük yaşam aktiviteleri sırasında gerekli olan hareket açıklığını anlamamıza yardımcı olur. Üç düzlemde hareket aralığını ölçen ve günlük yaşam aktivitelerini içeren bir çalışmaya göre ayakkabı

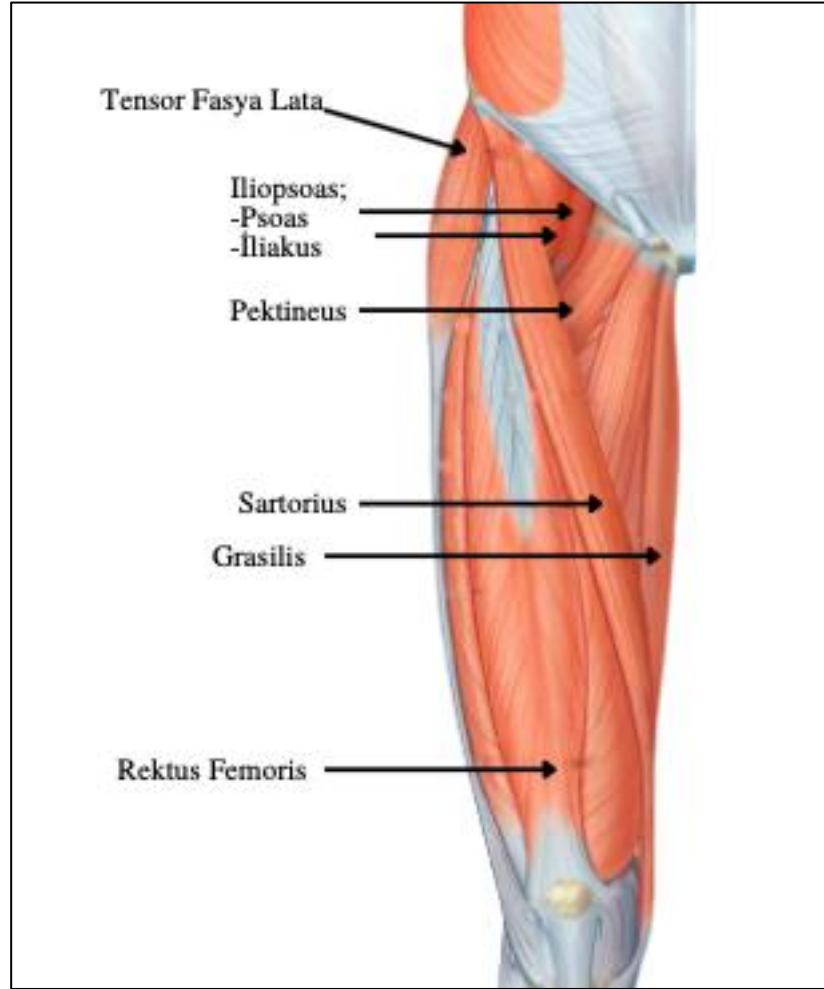
bağlamak, yerden bir cisim almak amacıyla çömelmek gibi görevlerde sagittal düzlemde maksimal kalça fleksiyonu hareketi gerekmektedir (26). Bu tür günlük yaşam aktivitelerini normal bir şekilde gerçekleştirmek için en az 120° kalça fleksiyonu ile birlikte yaklaşık 20° kalça dış rotasyonu gerekmektedir. Belirtilen bu hareket açıklıklarının yaş, hareket hızı, sandalye ve merdiven yüksekliği gibi çevresel faktörlerden etkilendiği gözlenmektedir (27).

2.1.2. Kalça Eklemi Kasları ve Fonksiyonları

Kalça Fleksörleri

Primer kalça fleksörleri; İliopsoas, Sartorius, Tensor Fasya Lata, Rektus Femoris, Pektineus olarak sayılabilir. En önemli kalça fleksör kaslarından birisi İliopsoas'dır. Bu kas Psoas Majör, Psoas Minör ve İliakus kaslarından oluşmaktadır (Şekil 2.1.). 12. torakal omurga, 5. lumbal omurga, iliak krista ön yüzü ve sakrum ön yüzünden başlayan bu üç kas, femurun küçük torakanteri üzerinde birleşerek sonlanır. Anatomik bölgesi nedeniyle bu kaslar sadece kalça fleksiyonundan değil, lumbal bölge stabilitesinden ve gövde fleksiyonundan da sorumludur (28). İliopsoas kas uzunluğu, mekanik olarak lumbal lordoza da sebep olabilmektedir (29). Sartorius kası, vücudumuzdaki en uzun kاستır. Spina iliaka anterior superiordan başlar ve tibianın medial proksimalinde sonlanır. Fleksiyon ile birlikte kalçanın abduksiyon ve eksternal rotasyonunda da rol alır (30). Tensor Fasya Lata, spina iliaka anterior superiordan başlar ve iliak krista anteriorunda sonlanır. Kalça ile birlikte diz eklemine de hareket ve lateral stabilizasyonunda da görev alır. Kalça abduksiyon ve internal rotasyonunda da role sahiptir (31). Rektus Femoris kası, spina iliaka anterior superiordan başlayıp Kuadriseps kasının diğer parçaları ile birlikte patellar tendonu oluşturarak tibiada sonlanır. Total kalça fleksör izometrik torkunun 1/3'ünden sorumludur (24).

Femur sabitken kalça fleksör kas kontraksiyonu anterior pelvik tilte neden olur. Bu da klinik olarak artmış lumbal lordoza sebep olur (32). Artmış lordoz, eklemlere etkiyen kompresif yükü arttırıp bel ağrısına neden olabilmektedir. Kalça fleksörlerinin en önemli sinerjisti Rektus Abdominis kas kontraksiyonu, lumbal lordoz ve anterior pelvik tilti azaltır (24).

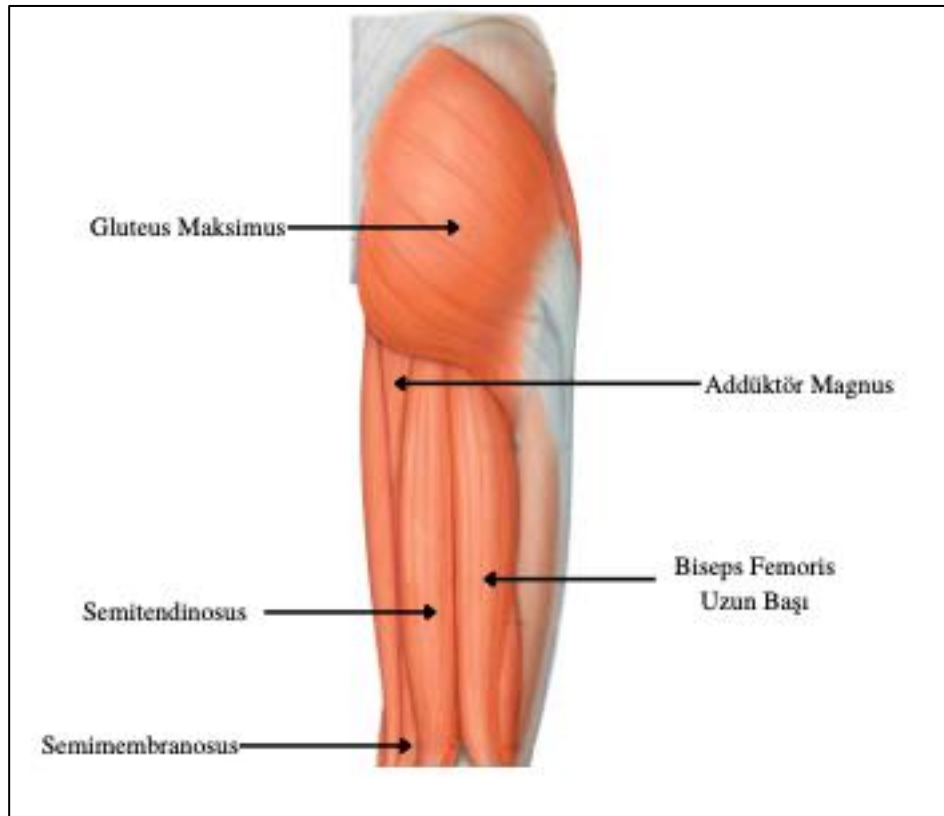


Şekil 2.1. Kalça fleksör kasları (İliopsoas, Sartorius, Tensor Fasya Lata, Rektus Femoris, Pektineus)(33).

Kalça Ekstansörleri

Primer kalça ekstansör kasları; Gluteus Maksimus, Addüktör Magnus (posterior başı), Biceps Femoris (uzun başı), Semitendinosus ve Semimembranosus kaslarıdır (Şekil 2.2.). Gluteus Maksimus, ilium posterior yüzeyi, koksiks ve çevre fasyal dokulardan başlar ve Tensor Fasya Lata ile birlikte iliotalyal bantla birleşerek femurda gluteal çıkıntıda sonlanır. Ekstansiyon ile birlikte kalçanın birincil eksternal rotator kasıdır. Hamstring kasları (Biceps Femoris, Semitendinosus ve Semimembranosus) iskiyal çıkıntının posteriorundan başlar ve tibia (Semitendinosus ve Semimembranosus) ile fibulanın (Biceps Femoris) proksimalinde sonlanır. Bu kaslar, kalça ekstansiyonu ve diz fleksiyonunda görevlidir (34). Kesit alanı en büyük olan birincil ekstansör kas Gluteus Maksimustur. Kasların oluşturduğu kalça ekstansiyon

torku tırmanma ve çömelmeden ayağa kalkma gibi fleksiyon pozisyonundan öne ve yukarıya hızlı ivmelenme gerektiren durumlarda kullanılır. 50° üzeri kalça fleksiyonunda, addüktör kaslar da ekstansör görevi görmektedir. 75° kalça fleksiyonunda, Hamstring ve Addüktör Magnus kas grubu total kalça ekstansiyon torkunun %90'ını oluşturmaktadır. Kalan tork ise Gluteus Maksimus tarafından oluşturulmaktadır. Lumbal bölge relatif olarak sabitken, kalça ekstansör ve abdominal kaslar kuvvet çifti olarak çalışarak pelvis posterior tiltini sağlamaktadır. Bununla birlikte vücudun öne eğilmesini de kontrol ederler. Gövdede öne eğilme miktarı arttıkça özellikle Hamstring kaslarının aktivasyonu artmakta ve Gluteus Maksimus kas aktivasyonu azalmaktadır (35, 36).



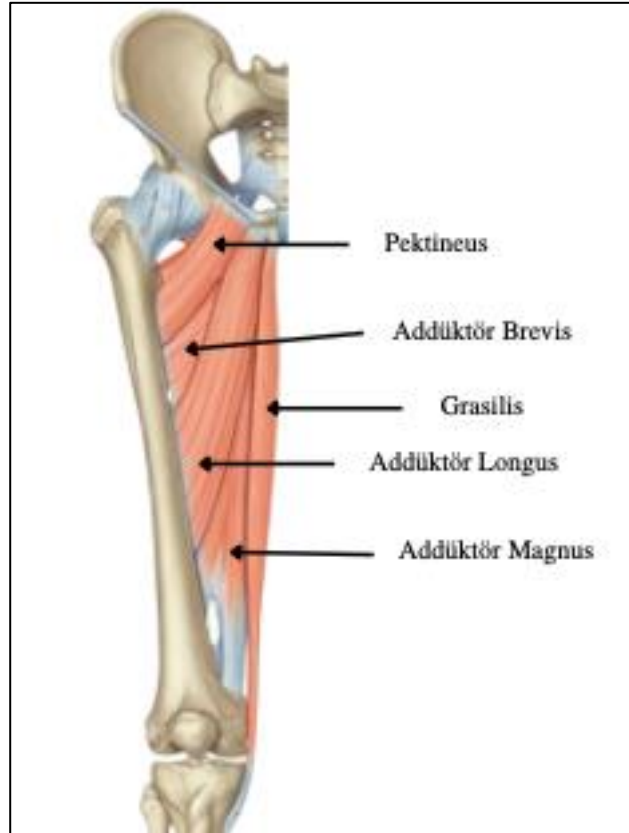
Şekil 2.2. Kalça ekstansör kasları (Gluteus Maksimus, Addüktör Magnus, Biseps Femoris (uzun başı), Semitendinosus ve Semimembranosus) (33).

Kalça Addüktörleri

Kalçanın birincil addüktör kasları; Pektineus, Addüktör Longus, Gracilis, Addüktör Brevis ve Addüktör Magnus'tur. Topografik olarak addüktör kaslar 3 katmanda incelenmektedir (Şekil 2.3.). Pektineus, Addüktör Longus ve Gracilis

yüzeyel katmanda yer almaktadır. Proksimalde pubis inferior yüzeyinden başlayan bu kaslar, femur posteriorunda (Pektineus, Addüktör Longus) ve tibianın pes anserinus bölgesinde sonlanırlar. Üçgen şeklindeki Addüktör Brevis, orta katmanda yer almaktadır. Addüktör Brevis, pubis inferior yüzeyinden başlar ve femur posteriorunda proksimal 1/3'ünde sonlanır. Büyük ve üçgen şekilli Addüktör Magnus, derin katmanda yer almaktadır. Pubis ile iskiyal çıkıntıdan başlayan bu kas, femur posterior ve femurun addüktör tüberkülünde sonlanmaktadır (24).

Addüktör kas grubu, kalçanın 3 düzlemdeki hareketinde de tork üretmektedir (37). Kalça pozisyonuna bakmaksızın, Addüktör Magnus'un posterior lifleri, kalça ekstansiyonunda önemli rol almaktadır. Diğer addüktör kaslar ise kalça pozisyonunda bağlı olarak fleksiyon ya da ekstansiyonunda rol almaktadır. Kalça tam fleksiyonda iken, addüktörler mekanik olarak ekstansörlere yardım ederler. Kalça tam ekstansiyonda iken ise mekanik olarak fleksörlere yardım ederler. Bu fonksiyon, addüktör kas yaralanmalarının sıklığını açıklayabilir (24).

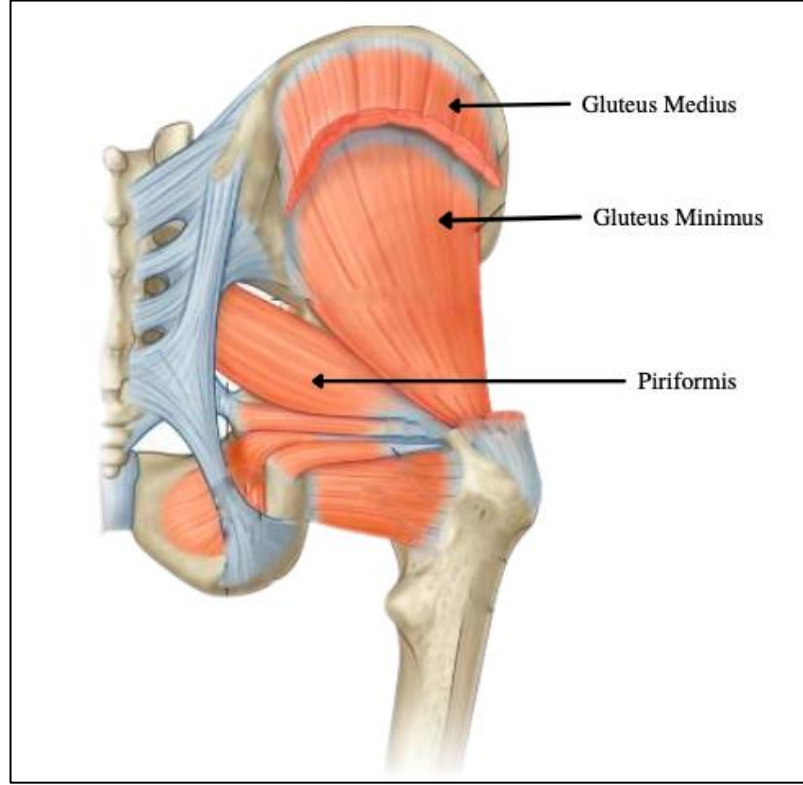


Şekil 2.3. Kalça addüktör kasları (Pektineus, Addüktör Longus, Gracilis, Addüktör Brevis ve Addüktör Magnus)(33).

Kalça Abdüktörleri

Gluteus Medius, Gluteus Minimus ve Tensor Fasya Lata, kalçanın birincil abdüktörleridir (Şekil 2.4.) (34, 38). Piriformis ve Sartorius kasları da ikincil abdüktörleri olarak bilinmektedir. Gluteus Medius üçgen şekilli bir kastır. İlium dış yüzeyinden başlar ve femurun büyük torakanterinin dış yüzeyinde sonlanır. Gluteus Medius kalça abdüktör kaslarının en büyüğüdür ve toplam abdüktör kesit alanının yaklaşık % 60'ını kaplar (38). Yapılan anatomik ve elektromiyografik çalışmalar, Gluteus Medius kasının 3 ayrı anatomik ve fonksiyonel parçadan oluştuğunu göstermektedir: ön, orta ve arka (39). Tüm parçalar abdüksiyona katılsa da, anatomik konumlarından dolayı ön lifler iç rotasyonda, arka lifler de dış rotasyonda görev almaktadır (40). Gluteus Minimus, Gluteus Medius'un ön-alt kısmında yer almaktadır. İlium ön yüzünden başlayıp femurun büyük torakanterinin ön yüzünde sonlanmaktadır (41). Gluteus Minimus toplam abdüktör kesit alanının yaklaşık % 20'sini kaplar (38). Tensor Fasya Lata, üç birincil abdüktör kasın en küçüğüdür ve toplam abdüktör kesit alanının yaklaşık %11'ini kaplamaktadır.

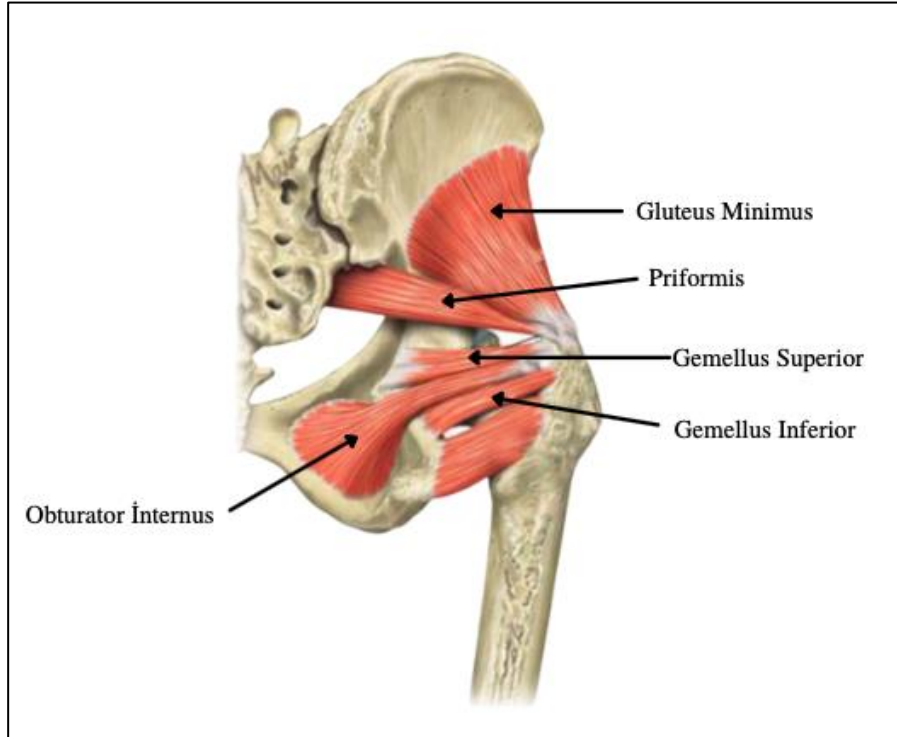
Kalça abdüktör kasların oluşturduğu tork, frontal düzlemdeki hareketin kontrolü, yürüyüş sırasında pelvis-femur kinematiği için önemlidir. Duruş fazında kalça abdüktörleri, relatif sabit olan femur üzerindeki pelvisin stabilizasyonunu sağlarlar (24, 42). Kalça abdüktör kaslarının frontal düzlemdeki stabilizasyon görevi, yürümenin önemli bir bileşenidir. Duruş sırasında kalça abdüktörlerinin ürettiği güç, kalçada üretilen kompresif kuvvetin çoğunluğunu oluşturmaktadır.



Şekil 2.4. Kalça abdükör kasları (Gluteus Medius, Gluteus Minimus, Piriformis) (33).

Kalça Eksternal Rotatörleri

Kalçanın birincil eksternal rotatörleri Gluteus Maksimus ve Sartorius ile pelvisten orijin alan ve büyük trokanter ile proksimal femurun arka yüzü boyunca uzanan bir grup küçük kas grubu tarafından yapılır (Şekil 2.5.). Bu kaslar Piriformis, Gemellus İnférieur, Gemellus Superior, Obturator İnternus ve Obturator Eksternus'tur. Bu kaslar sakrum ve asetabulumdan başlayıp femurun büyük torakanteri ve arka yüzünde sonlanmaktadır (43). Kısa rotatör kaslar kalça posteriorundaki horizontal yerleşimleri nedeniyle eksternal rotasyon torku oluşturma becerileri yüksektir. Bununla birlikte kalça eklemine posterior stabilizasyonundan da sorumludur (44). Femur sabitken bu kas grubunun kontraksiyonu pelvisteki rotasyonu sağlamaktadır. Kalça eksternal rotatörleri, alt ekstremitte fonksiyonel hareketleri sırasında diz eklemi pozisyonunun ve düzgünlüğünün sağlanması için önemli bir role sahiptir. Yetersiz kalça eksternal rotatör aktivitesi diz valgus açısında artışa neden olmaktadır (24).



Şekil 2.5. Kalça eksternal rotatörleri (Piriformis, Gemellus İnfierior, Gemellus Superior, Obturator İternus) (33).

Kalça İnternal Rotatörleri

Kalçada birincil olarak internal rotasyon yaptıran kas bulunmamaktadır. Fakat Gluteus Minimus ön lifleri, Gluteus Medius, Tensor Fasya Lata, Addüktör Brevis, Pektineus, Medial Hamstring kasları ve ikincil kalça addüktör kasları vücut anatomik pozisyonda iken internal rotasyon torqu oluşturabilme yeteneğine sahiptir. Kalça fleksiyonu arttıkça, internal rotatör kaslarının torqu oluşturma potansiyeli önemli ölçüde artar. Örneğin, Gluteus Medius kasının anterior parçasının moment kolu, 0 ile 90° kalça fleksiyonu arasında 8 kat artar. Piriformis gibi eksternal rotasyon yaptıran kaslar da 90° üzeri kalça fleksiyonunda, kalça internal rotasyonunu arttırabilir. Bu değişiklikler sağlıklı bireylerde kalça fleksiyonda iken neden daha fazla internal rotasyon torquunun olduğunu açıklar (45). Addüktör kasların çoğu, vücut anatomik pozisyonda iken kalçada az da olsa internal rotasyon torqu da üretmektedir (34). Pelvik-femoral açıdan bakıldığında internal rotatörler küçük ama önemli bir işlev görürler. Duruş fazında kalça internal rotatörler pelvisi yatay düzlemde, nispeten sabit

bir femur üzerinde hareket ettirir. Bu nedenle karşı ekstremitedeki adım uzunluğunun belirlenmesinde etkilidir (46).

2.2. Diz Eklemi Artrokinematığı, Kasları ve Fonksiyonları

2.2.1. Diz Eklemi Artrokinematığı

Diz eklemi, lateral ve medial tibiofemoral eklem ve patellofemoral eklemden meydana gelmektedir. Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, horizontal düzlemde internal ve eksternal rotasyon olmak üzere iki düzlemde aktif hareketi bulunmaktadır. Bu hareketler koşma, yürüme ve ayağa kalkma gibi fonksiyonel aktiviteler sırasında diğer alt ekstremit eklemleriyle birlikte açığa çıkar. Bunun nedeninin de diz kaslarının kalça ya da ayak bileği eklemlerini de kat etmesinden dolayı olduğu düşünülmektedir (44). Diz eklemi stabilitesi, birincil olarak kemik dokulardan ziyade çevre yumuşak dokulardan sağlanmaktadır. Femoral kondiller, tibianın neredeyse düz yüzeyleri ile eklem yapar ve geniş bir ligamentöz kapsül ile büyük ve kuvvetli kaslar tarafından diz eklem stabilizasyonu sağlanır (24).

Tibiofemoral eklemde 3 düzlemde hareket görülmektedir, fakat açık arayla en fazla hareket sagittal düzlemde. Bu düzlemde 0-140° aralığında fleksiyon eklem hareketi görülmektedir (21). Transvers düzlemdeki internal ve eksternal rotasyon hareketi, dizin sagittal düzlemdeki hareketinden etkilenmektedir. Diz tam ekstansiyon pozisyonunda iken femoral ve tibial kondiller tarafından rotasyonel hareketler limitlenmektedir. Bu durumun temel nedeni, medial femoral kondilin, lateral femoral kondilinden uzun olmasıdır. Diz fleksiyonu arttıkça, rotasyonel hareket açıklığı da artmaktadır. Bu hareket açıklığı, 90° diz fleksiyonunda maksimum seviyeye ulaşır. Bu pozisyonda, 0-45° arasında eksternal rotasyon, 0-30° arası internal rotasyon gözlenir. Diz fleksiyonu 90° üzerinde çıktıkça rotasyonel hareket açıklığı azalır (47). Dizin tam ekstansiyonda kilitlenmesi için tibiada yaklaşık 10° eksternal rotasyon gereklidir. Bu rotasyonel hareket “*screw-home*” mekanizması olarak adlandırılır ve ekstansiyon hareketinin son 30°’inde gözlenir. Bu rotasyon fleksiyon ve ekstansiyon ile birlikte gözleendiği için “birleşik rotasyon” olarak adlandırılır ve bağımsız olarak gerçekleştirilemez (48, 49).

2.2.2. Diz Eklemi Kasları ve Fonksiyonları

Diz Ekstansör Kaslar

Kuadriseps Femoris, Rektus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis ve Vastus İntermedius kaslarından oluşan, dizin en büyük ve güçlü ekstansör kasıdır (Şekil 2.6.). Büyük Vastus grubu kasları diz ekstansör torkunun %80'ini oluştururken, Rektus Femoris kası bu torkun kalan %20'sini oluşturmaktadır (50). Vastus grubu kaslarının kontraksiyonu yalnızca diz ekstansiyonu sağlarken, Rektus Femoris kası hem diz ekstansiyonunda hem de kalça fleksiyonunda rol oynamaktadır. Kuadriseps kasının tüm parçaları birleşerek patella üzerine yapışan kuadriseps tendonunu oluştururlar. Kuadriseps tendonu patella üzerinde ilerleyerek tuberositas tibiada sonlanan patellar tendonu oluşturur. Kuadriseps kası ve tendonu, patella ve patellar tendon diz ekstansör mekanizması olarak adlandırılmaktadır (24, 49).

Rektus Femoris, spina iliaca anterior superior yakınından origo alırken Vastus kasları ise femurun geniş bir kısmından, özellikle antero-lateral gövde ve linea asperadan origo alır (49).

Vastus Medialis kası iki farklı yönde uzanan lif demetlerinden oluşur. Daha oblik liflerin olduğu kısmı (Vastus Medialis Oblikus) patellaya Kuadriseps tendon medialinden, 50-55°'lik bir açı ile yapışırken geri kalan daha longitudinal lifler (Vastus Medialis Longus) patellaya Kuadriseps tendon medialinden 15-18°'lik bir açıyla yapışır (51). Bu iki demet, patella üzerinde iki farklı kuvvet çizgisi oluşturur. Vastus Medialis Oblikus, kesitsel olarak %30'luk yer kaplasa da diz fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında patella stabilizasyonu ve sentralizasyonu için çok önemli role sahiptir (52).

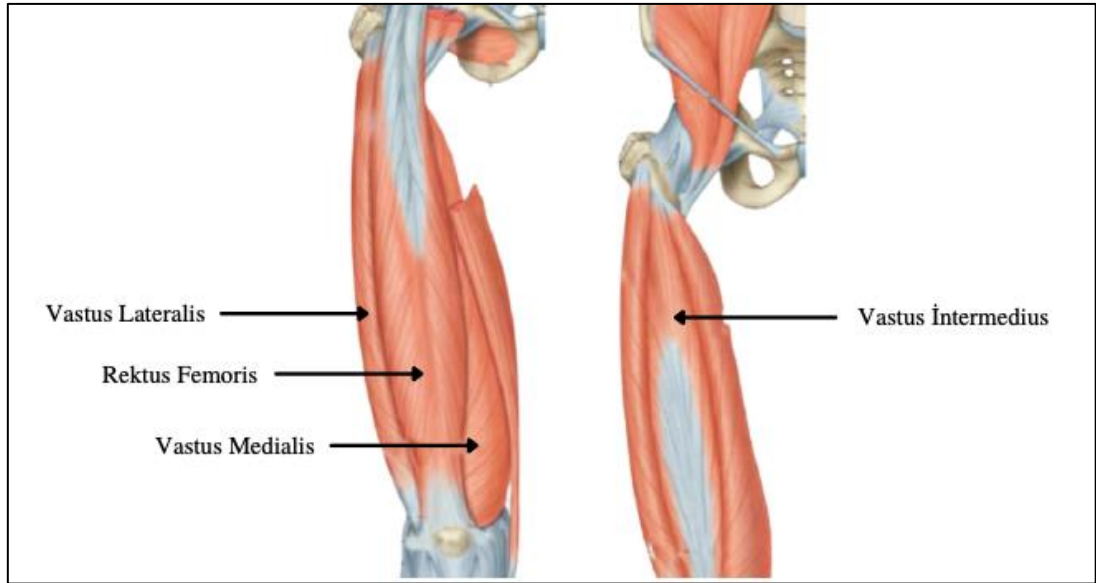
Kuadriseps kasının en derindeki parçası olan Vastus İntermedius, Rektus Femoris kasının altında yer almaktadır. Bu kas proksimalde distal femurun anterior kısmına, distalde diz eklem kapsülü anterioruna yapışmaktadır. Diz ekstansiyonu sırasında eklem kapsülü ve sinoviyal membranı proksimale çeker.

Fonksiyonel olarak patella, kuadriseps tendonunu anteriora çekerek diz ekstansör mekanizmasının moment kolunu arttırır. Bu sayede Kuadriseps kasının kuvvet oluşturma potansiyelini arttırmış olur. Dizdeki maksimal ekstansör torku 45-60° diz fleksiyonunda oluşmaktadır (50, 53, 54). Bununla birlikte, 30-80° arası diz

fleksiyonunda total diz ekstansör torkunun %90'ı görülür. Bu 50°'lik yüksek tork oluşturma potansiyeli yüksek adım alma ya da sportif aktiviteler sırasında sıklıkla görülen çömelme pozisyonunu koruma gibi aktivitelerde kullanılmaktadır (55).

Patellofemoral eklem kompresyon kuvveti merdiven çıkarken vücut ağırlığının 3,3, derin çömelme sırasında ise vücut ağırlığının 7,8'ine ulaşabilmektedir. Eklem etkiyen bu büyük yükler, Kuadriseps kasının ürettiği kuvveti yansıtmaktadır (56).

İzometrik, konsentrik ve eksentrik kontraksiyon fonksiyonları düşünüldüğünde Kuadriseps Femoris kası, diz eklemi için önemli role sahiptir. Kuadriseps kası, izometrik kontraksiyonu ile diz eklemine stabilizasyonunu ve eklem dış etkenlerden korunmasını sağlar. Eksentrik kontraksiyonu ile durma ya da oturma gibi hareketlerde vücut kütle merkezinin yere yaklaşma hızının kontrolünde görev alır. Eksentrik kontraksiyon, dizde şok absorpsiyonunu da sağlar. Yürüyüşün topuk teması fazında posteriorda kalan yer reaksiyon kuvvetine karşı Kuadriseps kası eksentrik kasılarak diz fleksiyonunu kontrol eder. Kuadriseps kasının bu görevi özellikle sıçrama, koşma, yüksek bir basamaktan inme gibi diz eklemine etkiyen kuvvetlerin fazla olduğu aktiviteler sırasında önemli bir rol oynar. Kuadriseps kasının konsentrik kasılması diz ekstansiyon torku oluşturur. Bu kasılma türü sıklıkla yokuş yukarı yürüme/koşma, sıçrama ya da oturma pozisyonundan kalkış sırasında kullanılır (49).



Şekil 2.6. Diz ekstansör kasları (Rektus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis ve Vastus İntermedius) (33).

Diz Fleksör ve Rotatörleri

İstisna olan Gastroknemius kası dışında, diz eklemi posteriorundan geçen tüm kaslar dize fleksiyon ya da rotasyon yaptırmaktadır. Fleksör/Rotatör grup kasları; Hamstring, Sartorius, Gracilis ve Popliteus kaslarından oluşmaktadır (Şekil 2.7.). Tüm kaslarını femoral sinirin inerve ettiği diz ekstansör kaslarının aksine, fleksör/rotator kaslarını femoral, obturator ve siyatik olmak üzere 3 farklı inerve eden sinir bulunmaktadır (49).

Hamstring kas grubu (Semimembranosus, Semitendinosus ve Biceps Femoris uzun başı) proksimalde tuberositas iskiiden, Biceps Femoris kısa başı ise femurda linea aspera lateralinden başlamaktadır. Distalde ise diz eklemi üzerinden geçerek fibula ya da tibiada sonlanır. Semimembranosus tibiyanın medial kondilinin posterioruna yapışır. Distal sonlanma noktasına medial kollateral ligament, menisküsler ve Popliteus kası da dahil edilebilir. Semitendinosus kası tibiyanın anteromedial yüzeyine yapışır. Biceps Femoris kası ise fibular kollateral ligamentin de sonlanma noktası olan fibula başına yapışır.

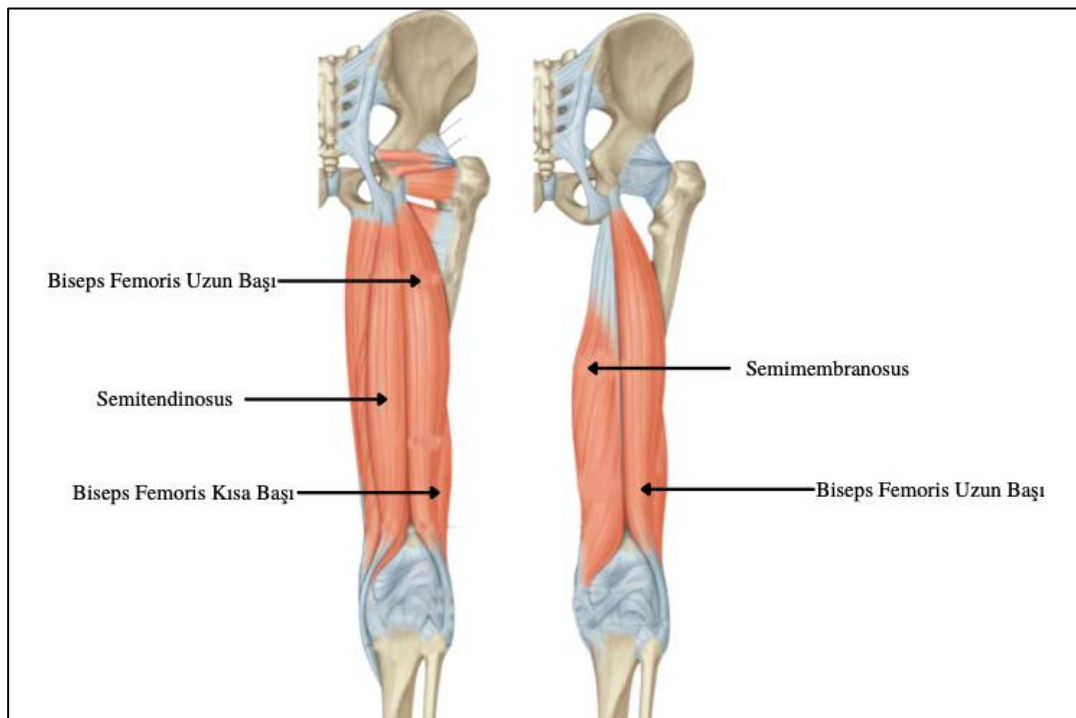
Biceps Femoris kası kısa başı dışındaki Hamstring kas grubu kasları hem diz hem de kalça ekleminden geçmektedir. Medial Hamstring kas grubu (Semitendinosus ve Semimembranosus) diz fleksiyonu ile dizin internal rotasyonunda görev almaktadır. Biceps Femoris ise diz fleksiyonu ile birlikte dizin eksternal rotasyonunda görev almaktadır.

Kalça kaslarından olan Sartorius ve Gracilis kasları dizin medial kenarından geçerek Semitendinosus kasının bitişiğine yapışır. Bu üç kasın tendonu (Sartorius, Gracilis ve Semitendinosus) birlikte pes anserinus olarak bilinen dokuyu oluşturur ve internal rotator görevi yapar. Pes anserinus kasları dizin medial stabilizasyonunda görev alır. Medial kollateral ligament ile birlikte diz ekleminin eksternal rotasyonu ile valgus stresine karşı koyar (57).

Popliteus kası, popliteal fossa içinde, Gastroknemius kasının derininde bulunan üçgen şekilli bir kاستır. Güçlü interkapsüler tendonu olan bu kas, lateral kollateral ligament ile lateral menisküs arasına, femurun lateral kondili proksimaline yapışır. Dize kapsül ile tutunan tek kاستır. Posterior kapsülden çıktıktan sonra tibia posterioruna geniş bir şekilde yapışır. Diz kilit mekanizmasında önemli rol alır. Diz

tam ekstansiyon pozisyonundan fleksiyon pozisyonuna geçerken tibiaya internal rotasyon yaptırarak diz kilidini açan tek kastır (49).

Hamstring kas grubunun en önemli fonksiyonu, günlük aktiviteler sırasında tibianın kontrolünü sağlamasıdır. Eksentrik aktivasyonu ile dizi tam ekstansiyon sırasındaki ani stresten korur. Hamstring kas grubu maksimal internal rotasyon torkunu 45° diz fleksiyonunda göstermektedir. Maksimal fleksiyon torkunu ise ekstansiyon pozisyonunda açığa çıkarmaktadır. Maksimal fleksiyon torku, diz fleksiyon açısı arttıkça aşamalı olarak azalır (58).



Şekil 2.7. Diz fleksör kasları (Semimembranosus, Semitendinosus ve Biseps Femoris) (33).

2.3. Fonksiyonel Egzersizler

Fonksiyonel egzersizler, günlük yaşam aktivitelerine benzeyen hareket paternlerinden oluşan egzersizlerdir. Fonksiyonel egzersizlerin amacı sensori-motor kontrolü geliştirerek eklemin dinamik stabilizasyonunu sağlamaktır. Fonksiyonel egzersizler kapalı ve açık kinetik halka egzersizlerinin kombinasyonlarından oluşmaktadır. Eklem stabilitesini geliştirmek için daha çok kapalı kinetik halka

egzersizleri tercih edilirken, eklemin kuvvet açığa çıkarma kapasitesini geliştirmek için ise açık kinetik halka egzersizleri önerilmektedir. (59-61).

2.3.1. Kinetik Halka Konsepti

Kinetik halka, insan hareketini tanımlamak için kullanılan bir mühendislik terimidir ve Alman mühendis Franz Reuleaux (1829-1905) tarafından tanımlanmıştır. Başlangıçlı mühendislik alanında olmasına rağmen fizyoterapi ve rehabilitasyon, spor hekimliği, spor bilimleri ve protez-ortez gibi çok çeşitli alanlarda da sıklıkla kullanılmaktadır (62). Mühendislik alanında tanımlanan kinetik halka terimi Steindler tarafından spora özgü aktiviteler ve egzersiz de dahil olmak üzere insan hareketlerine entegre edilmiştir (63). Steindler, ekstremitelerin “üst üste binen rijit segmentler” olarak düşünülmesini önermiş ve kinetik halkayı “karmaşık bir motor birimi oluşturan art arda düzenlenmiş eklemlerin birleşimi” olarak tanımlamıştır (63). Kinetik halka ilkesi, vücudu sıralı olarak aktive olan bir dizi segment olarak tanımlamaktadır. Steindler, zamanla kinetik halka kavramını, distal segmentin yüklenmesine bağlı olarak açık ya da kapalı olarak sınıflandırmıştır (63). Rehabilitasyonda kullanılan birçok egzersiz açık ya da kapalı kinetik halka egzersizi olarak kategorize edilmektedir (64).

2.3.2. Açık Kinetik Halka

Açık kinetik halka (AKH), ekstremitenin distal yönünün sabitlenmediği ve uzayda serbest sonlandığı bir egzersiz veya hareket modelidir. Ekstremitte hareketi sadece hareket eden eklemin distalinde gerçekleşir. AKH'ye bir örnek, yürüyüşün sallanma fazı sırasında ayağın hareketi ya da eli sallamak olarak gösterilebilir. Steindler, açık kinetik zinciri, terminal segmentin serbestçe hareket edebildiği, ardışık olarak düzenlenmiş eklemlerin bir kombinasyonu olarak tanımlamıştır (63). Oturma pozisyonunda yapılan diz ekstansiyonu, açık kinetik halkayı tanımlamakta en sık kullanılan egzersizdir (64, 65).

Tipik olarak, açık kinetik halka egzersizleri, eklemdaki rotasyonel stres modeli ile karakterize edilir. Oturarak yapılan diz ekstansiyon egzersizinde, dizde proksimal tibianın distal femur boyunca rotasyonu, rotasyonel strese örnek olarak gösterilebilir.

Tibial rotasyonda, yuvarlanma veya translasyon gibi diğer yardımcı hareketler meydana gelirken, ekleme uygulanan birincil stres rotasyoneldir. Ek olarak, açık kinetik halka egzersizlerinde, hareket bir ana ekseninde meydana gelmektedir (64, 66). İzole kas kuvvetlendirme egzersizlerinde çoğunlukla açık kinetik halka pozisyonları kullanılmaktadır. Fakat açık kinetik halkada yapılan egzersizlerin fonksiyonel performansı geliştirmede etkisinin az olmasından dolayı, kapalı kinetik halka egzersizleri son zamanlarda fonksiyonu geliştirmek için daha çok tercih edilmeye başlanmıştır.

2.3.3. Kapalı Kinetik Halka

Kapalı kinetik halka (KKH), ekstremitenin distalinin sabit veya hareketli bir nesneye sabitlendiği bir egzersiz veya hareket modelidir. Steindler tarafından önerilen KKH egzersizi veya aktivitesinin tanımı, distal segmentin serbest hareketini kısıtlayan "önemli ölçüde" dış dirençle karşılaştığı bir durum veya ortam olarak yapılmıştır. Bir KKH sisteminde, segmentlerden birine uygulanan kuvvet, diğer tüm segmentlerde (kinetik halka) öngörülebilir bir şekilde hareket üretmektedir (64).

Alt ekstremitenin KKH egzersizlerine birincil örnekler çömelme ve hamle egzersizleridir. Bu egzersizler sırasında ayaklar yere sabitlenir ve kişinin vücut ağırlığının bir sonucu olarak yüzeyde önemli bir direnç ortaya çıkar. Çömelme, tibiofemoral ekleme lineer bir stres paterni oluşturur. Bu patern, distal segmentin ağırlık taşıması ve aproksimasyonu ile aksiyal eklem yüklemesi ile sonuçlanır. Bu hareket, kalça, diz, ayak bileği eklemlerinde meydana gelir. KKH egzersizleri, kullanılan eklemleri oluşturan her iki segmentin aynı anda hareketi ile oluşmaktadır. Bu eş zamanlı ve segmental hareket, kinetik bağlantı sistemindeki eklemler boyunca hareketlerin stabilizasyonu ve kontrolü için gerekli olan kas ko-kontraksiyonunda artışa neden olur (65-67) Açık ve kapalı kinetik halka konseptleri arasındaki farklar Tablo 2.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Açık ve kapalı kinetik halka hareketlerin karakteristik özelliklerinin karşılaştırılması.

	Açık Kinetik Halka	Kapalı Kinetik Halka
Stres paterni	Rotasyonel	Lineer
Eklem hareket eksen sayısı	Bir primer eksen	Çoklu eksen
Eklem hareket segmentleri	Bir sabit, bir hareketli	Tüm segmentler birlikte hareket eder
Hareket eden eklem sayısı	İzole eklem hareketi	Çoklu eklem hareketi
Hareket düzlemi	Tek düzlemde	Üç düzlemde
Kas aktivasyonları	İzole kas ya da kas grubu, minimal kas ko-kontraksiyonu	Yüksek derece kas ko-kontraksiyonu
Hareket paterni	Fonksiyonel olmayan hareket paternleri	Fonksiyonel hareket paternleri

2.3.4. Ko-Kontraksiyon

Kasların birlikte aktivasyonu (ko-aktivasyon ya da ko-kontraksiyon), eklem stabilitesini sağlamak için eklemi çevreleyen agonist ve antagonist kasların birlikte kasılması anlamına gelmektedir. Motor hareketler sırasında eklem stabilizasyonunun sağlanması için ko-kontraksiyon gereklidir (68). Bunun nedeni her iki kas ya da kas gruplarının aynı anda kasılmasıyla ekleme kompresyona neden olmasıdır. Bu hareket sayesinde eklem daha sert ve daha stabil hale gelebilmektedir. Bu stabilizasyon mekanizması, eklem etkiyen beklenmedik yükler için de önemlidir (68). Bu mekanizma hareket ve diğer günlük yaşam aktiviteleri sırasında diz eklemi stabilitesinin korunmasının ayrılmaz bir parçasıdır ve bu mekanizmanın diz eklemi muskulotendinöz ve ligamentöz birimlerinden kaynaklanan propriyoseptif yollar ile modüle edildiği düşünülmektedir (69). Bu propriyoseptif yollar, agonist ve antagonist kaslara giden nöral iletiyi düzenleyerek eklem stabilizasyonunda koruyucu bir rol oynar. Diz ekstansörlerinin istemli kasılması sırasında hamstringlerin, eklem açısı ve bağ yükündeki değişikliklere yanıt olarak kasıldığı öne sürülmüştür. Bu ko-aktivasyon sayesinde eklem stabilitesi korunur, eklem yüzeyleri üzerindeki basınç dağılımı dengelenir ve ligamentöz hasar önlenir (70, 71).

AKH egzersizleri belirli bir eklemden izole hareketle sonuçlanır ve seçilen kasya da kas grupları için izole kuvvet artışı istendiğinde etkilidir. Buna karşılık, KKH egzersizleri, agonist ve antagonist kas gruplarının birlikte kasılmasına (ko-kontraksiyon) neden olur. Bu biyomekanik fark, izole kas zayıflığı ortadan kaldırıldığında KKH egzersizlerini faydalı kılar. KKH egzersizlerinin diğer faydaları arasında; erken proksimal stabilitenin sağlanması, ambulasyon için daha stabil bir temel oluşturulması, propriyosepsiyon, nöromusküler kontrol ve eklem fonksiyonel stabilitesinin iyileştirilmesi olarak sayılabilir (72, 73).

KKH egzersizleri, AKH egzersizlerine göre klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Rehabilitasyon, sportif performans ve yaralanmalardan önleme programlarında en sık kullanılan egzersizler arasında çömelme ve hamle egzersizleri yer almaktadır. Birincil olarak diz eklemi çevresi kasları aktive eden bu egzersizler, kalça ve ayak bileği eklemi çevresi kasları da aktive etmektedir (4).

KKH ve AKH egzersizlerinin etkinliği alt ekstremitede en çok ön çapraz bağ yaralanmaları ve patellofemoral ağrıda araştırılmıştır. Ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu sonrası rehabilitasyonda kullanılan KKH egzersizlerinin güvenilir, efektif ve iyileşen greft dokusunda daha az yüklenmeye neden olduğu ve daha az patellofemoral ağrıya neden olduğu gösterilmiştir (74-76). AKH egzersizi olarak yapılan diz ekstansiyon egzersizinin de cerrahi sonrası erken dönemde (<6 hafta) iyileşmekte olan grefte çok stres uyguladığı için tercih edilmemesi gerektiği belirtilmektedir (77). Bu nedenle, yaralanmaya veya cerrahi sonrası erken dönemde KKH egzersizleri daha çok önerilmektedir. Güvenilir diz fleksiyon aralıklarında (0°-30°, 0°-45°, 0°-60°) yapılan KKH egzersizleri Kuadriseps, Hamstring ve Gastroknemius kaslarında ko-kontraksiyonu sağlayarak tibia ve fibula arasındaki makaslanma kuvvetlerini azaltır, eklem kompresyonunu arttırarak eklem stabilitesinin gelişmesine yardımcı olmaktadır (74, 77). Escamilla ve ark. (78), hamle egzersizi sırasına ön çapraz bağ üzerindeki gerilim kuvvetinin düşük olduğunu ve rehabilitasyonda kullanımının güvenli olduğunu belirtmişlerdir.

Patellofemoral ağrı rehabilitasyonunda açık ve kapalı kinetik halka egzersizlerinin farklı etkileri olduğu literatürde belirtilmiştir (79-83). AKH egzersizleri Kuadriseps kasılmasını izole ederken KKH egzersizleri Hamstring ve Kuadriseps kaslarında ko-kontraksiyon üretmektedir. Biyomekanik analizler, AKHE

ile kıyaslandığında, KKHE'nin daha az diz fleksiyonu sırasında patellofemoral temas stresinin daha az olduğunu göstermiştir. Moghadam ve ark. (80) AKH ve KKH egzersizlerinin ağrıyı azaltmada etkin olduğunu fakat AKH egzersizlerinin daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Kaya ve ark. (79) ise düşük eklem reaksiyon kuvvetleri nedeniyle patellofemoral ağrı sendromu olan hastalarda 0-40° diz fleksiyonu ile yapılan KKH egzersizlerinin AKH egzersizlerinden daha iyi tolere edildiği sonucuna varmışlardır. Wood ve ark. (81) yaptıkları çalışmada 90°'ye kadar diz fleksiyonu ile yapılan çömelme ve hamle egzersizlerinin bu popülasyonda güvenle kullanılabilceğini belirtmiştir. Emamvirdi ve ark. (82) yaptıkları çalışmada, tek bacak çömelme ve hamle egzersizlerinin patellofemoral ağrı rehabilitasyonunda kullanıldığında ağrıyı azalttığı ve fonksiyonel performansı arttırdığını belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde, AKH ve KKH egzersizlerinin birlikte kullanımı önerilmektedir.

KKH egzersizlerinin zorluk derecesini arttırmak için farklı platformlar kullanılmaktadır (7, 15-17). Bu platformlar ile denge ve proprioseptif girdiyi arttırarak kas-kontraksiyonunu geliştirerek eklem dinamik stabilitesinin geliştirilmesi hedeflenmektedir. Bunun yanında, kasların aktivasyon seviyelerini arttırarak kasların enduransını ve kuvvetini arttırmak için de kullanılabilirlerdir.

2.4. Kayan Platform

Kayan platform (slideboard), bir ana platform ve yanlarındaki durdurma aparatlarından oluşan, egzersiz yapmak için kullanılan bir platformdur. Ana platformun üst ve alt yüzeyi farklı olup, üst yüzeyi giyilebilen çorapları ile sürtünmeyi azaltıp kolayca hareketi sağlarken; alt yüzeyi kaydırmaz taban ile yere sabitlemektedir (84). Platform, yaklaşık 2 metre uzunluğunda ve 60 cm genişliğindedir. Platformun iki ucunda bulunan durdurma aparatları, bireyin durmasına ve kendini itmesine izin verir (Şekil 2.8.) (16).

Kayan platformlar ilk olarak olimpik paten sporcuları tarafından 1950'lerde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Günümüzde fitness antrenmanlarında, özellikle alt ekstremité kas kuvvetlendirme amacıyla yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (85). Olimpik hız patencileri, artistik patenciler, hokey oyuncularını ve kayakçılar antrenman yaparken kayan platformu etkin bir şekilde saha dışı ekipmanı olarak kullanmışlardır.

Fakat kayan platformlar, tenis ve basketbol gibi frontal düzlemde kesme hareketi içeren sporlarda da kuvvetlendirme ve rehabilitasyon programlarında kullanılmaktadır (86). Kayan platformda yapılan egzersizler, alt ekstremitte kas kuvvetini, dayanıklılığını, propriyosepsiyonunu, çevikliğini, dengesini, vücut kompozisyonunu ve kardiyorespiratuar endüransı geliştirmek için kullanılan çok yönlü KKH egzersizlerinden oluşmaktadır (16, 84).

Kayan platform egzersiz eğitimi birincil olarak aerobik egzersiz çeşidi olarak kullanılmaktadır. Diğer aerobik egzersizlerinden farklı olarak eğitim frontal düzlemde gerçekleşir. Kayma hareketi itiş, kayma ve iniş (*push-off/glide/landing*) olarak 3 faza ayrılır.

Kayan platform egzersizine verilen akut fizyolojik yanıtları değerlendiren bir çalışmada, kayma oranının, platform uzunluğunun, vücut ağırlığının ve bacak uzunluğunun, harcanan enerji ile ilişkili önemli değişkenler olduğunu göstermiştir (87). Williford ve ark (88), yaptıkları çalışmada 10 haftalık kayan platform aerobik egzersiz eğitiminin maksimum oksijen tüketimi oranını %14 oranında arttırdığı ve kardiyovasküler fitness için kullanılabilir bir modalite olduğunu belirtmişlerdir. Patellar tendon otogrefti ile ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu geçiren bireylerde, ev egzersizlerine eklenen kayan platform egzersizlerinin diz ekstansiyon kuvvetini arttırdığı görülmüş ve ev egzersiz programına eklenmesi önerilmiştir (86). Yapılan olgu sunumu çalışmalarında hamstring yaralanması, kalça instabilitesi ve arka çapraz bağ yaralanması gibi patolojilerde de kayan platformda yapılan egzersizlerin rehabilitasyon programlarına dahil edilmesi önerilmektedir (89-92). Fakat literatürde kayan platform üzerinde yapılan egzersizlerin kas aktivasyonu ve kuvveti üzerine etkisini gösteren çalışma sayısı limitli olduğundan, kanıta dayalı egzersiz protokollerinin oluşturulması zor olmaktadır.



Şekil 2.8. Kayan platform ve çorapları.

Alt ekstremitte biyomekaniği değerlendirilmesinde fonksiyonel testler (yıldız denge testi, tek bacak çömelme testi, basamak inme testi, ağırlık aktarmalı hamle testi), kuvvet platformları, yürüyüş analizi, sıçrama testleri (tek bacak sıçrama, dikey sıçrama, yana sıçrama), iki ya da üç boyutlu hareket analizleri, kas aktivasyon değerlendirilmesi (elektromiyografi) kullanılmaktadır (93-98).

2.5. Yüzeysel Elektromiyografi

Elektromiyografi (EMG), kas fibril membranlarındaki fizyolojik değişimler sonucunda oluşan miyoelektrik sinyalleri geliştiren, kaydeden ve analiz eden bir teknik olarak tanımlanmaktadır (11, 99). Elektromiyografi, kasların oluşturduğu elektrik potansiyellerinin sorgulanmasını ve bu sayede kas fonksiyonunun incelenmesini sağlar (99).

Statik koşullarda yapay bir eksternal elektriksel stimülasyona bağlı kas tepkisinin analiz edildiği klasik nörolojik EMG'den farklı olarak kinezyolojik EMG'nin odak noktası postüral duruşlar, fonksiyonel hareketler, çalışma koşulları ve tedavi yaklaşımları kapsamında kasların nöromüsküler aktivasyonunun incelenmesi olarak tanımlanabilir. EMG, kas kasılmasının yoğunluğunun ve hızının

ölçeklenmesine ve dolayısıyla eklemler üzerine uygulanan kuvvetlerin ölçülmesi için bir pencere sağlar (100).

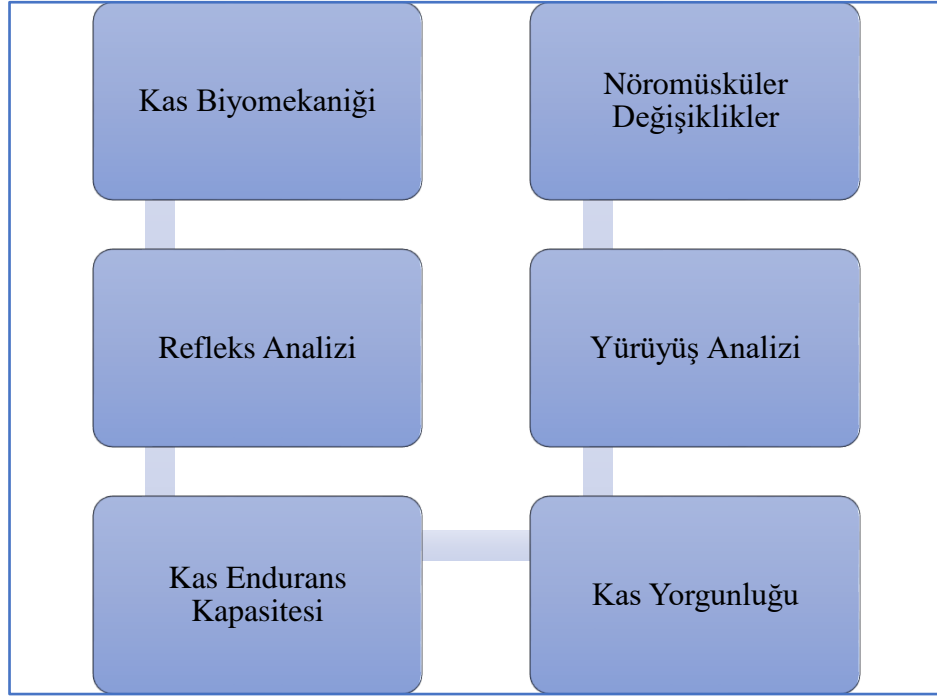
Spor bilimi, nörofizyoloji ve rehabilitasyon gibi çeşitli bilim dallarında non-invaziv nöromüsküler değerlendirmeler için hem araştırma hem de klinik uygulamalarda kullanılır. Kinezyolojik EMG temel biyomekanik ve fizyolojik çalışmaların yanı sıra araştırma, spor eğitimi, fizyoterapi ve rehabilitasyon, çalışma koşullarının araştırılması ve endüstriyel ürünler konularında da bir değerlendirme aracı olarak kullanılmaktadır (Şekil 2.9.) (11). Yüzeysel elektromiyografi, farklı egzersizler sırasındaki kas aktivitesinin karşılaştırılmasında, kas aktivasyon koordinasyonu, zamanlaması ve kas yorgunluğunu değerlendirmek için kullanılan bir tekniktir.



Şekil 2.9. Yüzeysel EMG Kullanım Alanları.

2.5.1. Yüzeysel Elektromiyografi Kullanım Amaçları

Yüzeysel EMG çeşitli alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında kas fonksiyonlarının incelenmesi amacı ile kullanılmaktadır. EMG kullanım amaçları Şekil 2.10'da gösterilmiştir (11, 101-103).



Şekil 2.10. Yüzeysel EMG Kullanım Amaçları

2.5.2. Yüzeysel Elektromiyografi Kullanımı Avantaj ve Dezavantajları

Yüzeysel EMG kullanımı avantaj ve dezavantajları Tablo 2.2.'da gösterilmiştir (11, 104-108).

Tablo 2.2. Yüzeysel EMG'nin kullanım avantaj ve dezavantajları.

Yüzeysel EMG	
Avantajları	Dezavantajları
<ul style="list-style-type: none"> • Girişimsel olmayan basit ve güvenli bir yöntemdir. • Kassal performans ölçmeye yardımcı olur. • Kas fonksiyon ve disfonksiyonlarının incelenmesini sağlar. • Sportif aktiviteleri geliştirmede analiz olarak kullanılır. • Antrenman ve tedavi programlarına doküman sağlar. • Cerrahi öncesi ve sonrasında karar vermeye yardımcı olur. • Rehabilitasyon takibi süresince nitel veriler sağlar. 	<ul style="list-style-type: none"> • EMG kas kuvveti hakkında kesin bilgi veremez. • Kasın sadece küçük bir kısmı hakkında bilgi verir. Nöromüsküler sistemin geniş ve kompleks olması, EMG ile elde edilen bilgiyi limitler. • “<i>Fizyolojik Cross-Talk</i>”: Sinyal alınan kasın komşu kaslardan da sinyal alması olarak tanımlanır. Tipik olarak genel sinyal içeriğinin %10-15’ini geçmez. • Dinamik hareketler sırasında sinyalin alındığı yer ile asıl sinyal kaynağının yerinin değişmesi okunan EMG değerini değiştirebilir.

2.5.3. Kas kasılması sırasında EMG (109)

1. EMG aktivasyonu izometrik kasılma sırasında en fazladır.
2. İzometrik kasılmaya kıyasla konsentrik kasılmada %20 daha az yük taşınır. Kasın boyunun kısılması için enerji harcanır. Bu nedenle, EMG aktivasyonu izometrik kasılmaya kıyasla konsentrik kasılmada daha azdır.
3. Aynı aktivite sırasında, eksentrik kasılma sırasındaki EMG aktivasyonu konsentrik ve izometrik kasılmaya göre azdır. Kas eksentrik olarak kasıldığında konsentrik kasılmaya göre daha az enerji harcanır.

4. Kapalı kinetik halka egzersizi sırasındaki kasın EMG aktivasyonu açık kinetik halka egzersizine göre daha fazladır. Örneğin, rektus femoris kasının çömelme sırasındaki kas aktivasyonu, dirençsiz diz ekstansiyonu sırasındaki kas aktivasyonundan daha fazladır.

2.5.4. Yüzeysel Elektromiyografi Uygulamaları

Kaslar doğaları gereği, yalnızca refleks tabanlı veya merkezi sinir sistemi tarafından yönlendirilen komutları alırlar. Bir kasa ait EMG kayıtları tek başına asla "neden" sorusuna cevap veremez. EMG analizleri ile birlikte yapılan kinetik/kinematik ve antropometrik ölçümler ile birlikte analiz edildiğinde biyomekanik sorulara daha anlamlı cevap verilmesini sağlayacaktır. Yüzeysel EMG ile kasın aktif ya da pasif olma durumu, az ya da çok aktif olma durumu, ne kadar ve ne zaman aktif olduğu, kasın yorulup yorulmadığı değerlendirilebilmektedir. EMG ölçümlerinin kas kuvveti hakkında bilgi veremediği gibi, kas kuvveti değerleri de kasın ne kadar aktif olduğu hakkında bilgi vermemektedir (11).

EMG kullanımının diğer bir önemli parametresi de EMG sinyali içindeki zamanlama özellikleridir. En sık kullanılan ölçümlerden biri, kasta ateşlenme meydana gelene kadar geçen süre ve başlangıçtan pik aktivasyon seviyesine ulaşma zamanıdır. Başka bir analiz sınıfı ise kasların hangi sırayla ateşlenmeye başlamasıdır. Herhangi bir hareket için gevşemiş pozisyondan başlayarak hareket yapıldığında “kas ateşlenme sırası” bulunabilmektedir.

Alt ekstremitte egzersizleri sırasında ilgili kasların ne zaman, ne kadar ve hangi şiddette aktive olduğu belirlenerek rehabilitasyon programları oluşturma, yaralanma önleyici egzersiz programları oluşturma ve egzersiz progresyonunda kullanılabilir (110-115). Harput ve ark. (116) ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu geçirmiş bireylerin sağlıklı bireylerle kıyaslandığında tek bacak çömelme egzersizi sırasında daha az Gluteus Medius kas aktivasyonu fakat benzer Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyonu gösterdiğini bulmuştur. McCurdy ve ark. (117) iki bacak ve tek bacak çömelme egzersizlerini kıyaslamış ve tek bacak çömelme egzersizinde daha yüksek gluteus medius ve hamstring kas aktivasyonu olduğunu bulmuşlardır. Caterisano ve ark. (118) yaptıkları çalışmada çömelme derinliği arttıkça Gluteus Maksimus kas

aktivasyonunun arttığını, fakat kuadriseps ve hamstring kaslarının aktivasyon seviyelerinin değişmediğini göstermişlerdir. Muyor ve ark. (2) yaptıkları çalışmada, hamle egzersizinin yandan merdiven çıkma egzersizine göre daha yüksek kuadriseps kas aktivasyonu olduğunu göstermişlerdir. Harput ve ark. (113) abdominal kas aktivasyonu ile birlikte yapılan düz bacak kaldırma, duvarda tek bacak çömelme ve öne hamle egzersizlerinin daha fazla VM ve VL kas aktivasyonu sağladığını göstermişlerdir. Childs ve ark. (119) diz osteoartriti olan bireylerin olmayanlarla karşılaştırıldığında VL, ST, Tibialis Anterior ve Medial Gastroknemius kaslarının 1,5 kat daha uzun süre aktif olduğunu bildirmişlerdir.

EMG ile kas aktivasyon seviyesi çıktılarına bakılarak kas kuvvetlendirme egzersiz programları oluşturmak için EMG eşik seviye kullanılmaktadır. Bir kas, maksimum istemli izometrik kasılma sırasındaki kas aktivasyon seviyesinin %40-60 üzerinde kasılırsa o egzersiz kuvvetlendirme için kullanılabilir (120). Bu seviyenin altında kalan (<%40) egzersizler ise o kasın aktivasyonunu arttırmak amaçlı kuvvetlendirme programlarının başlangıcında ısınma amaçlı kullanılabilir. Bunun yanında, yaralanma sonrası erken dönemde eklem veya kasa olan yüklenmeyi arttırmayacak şekilde kullanılabilir. Eşik değerin üzerinde olan kas aktivasyon seviyeleri ise kuvvetlendirme programında progresif olarak ilerlenecek şekilde planlanmaktadır (120).

2.6. İki Boyutlu Hareket Analizi

Biyomekanik olarak hareket analizinin yapılmasında üç boyutlu (3D) hareket analizi sistemleri altın standart olarak kullanılmaktadır. Laboratuvar ortamında kullanılan bu sistemler birçok fonksiyonel aktivite sırasında kullanılmaktadır. 3D hareket analizi sistemleri ile eklemdaki rotasyonel hareketler dahil çok düzlemli ve çok boyutlu hareket analizi yapılabilmektedir. Fakat bu sistemlerin maliyetinin yüksek olması, kurulumunun uzun sürmesi ve birçok elektromanyetik sensör yerleştirilmeye ihtiyaç duyması gibi nedenlerden dolayı klinikte kullanımı yaygın değildir (121).

İki boyutlu (2D) hareket analizine izin veren video görüntüleme yöntemleri, 3D hareket analiz yöntemlerinin mevcut limitasyonlarına karşılık olarak kullanılabilir, kısa süren, kolay standardize edilebilen ve uygun maliyetli bir değerlendirme yöntemidir (122). 2D hareket analizi daha az masraflı olması, kolay

uygulanması ve kısa değerlendirme süresi yönüyle klinikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Kameralar yardımıyla elde edilen görüntüler telefona, tablete veya bilgisayara indirilen uygulamalar ile analiz edilmekte ve iki boyutlu kinematik veriler elde edilebilmektedir (123). 3D analiz yöntemleriyle elde edilen verilerin büyük bir kısmı iki boyutlu yöntemlerle de sağlanabilmektedir. Frontal ve sagittal düzlemde meydana gelen hareketlerin hepsini değerlendirme imkanı sunmaktadır. Scholtes ve ark.(124) 2D ve 3D hareket analizi yöntemleri arasında yüksek düzeyde ilişki ($r=0,825$, $p=0,001$) olduğunu göstermişlerdir. Schurr ve ark. (123) yaptıkları çalışmada tek bacak çömelme sırasında sagittal düzlemdeki 2D ve 3D hareket analizi yöntemleri arasında orta-yüksek düzey ilişki ($r=0,51-0,93$, $p<0,05$), fakat frontal düzlemdeki 2D ve 3D hareket analizi yöntemleri arasında zayıf düzey ilişki ($r=0,31$, $p<0,005$) olduğunu göstermişlerdir. McLean ve ark. (125) yaptıkları çalışmada yana adım alma ($r=0,40$) ve yana sıçrama ($0,32$) sırasında frontal düzlemdeki 2D ve 3D hareket analizi yöntemleri arasında zayıf düzeyde ilişki olduğunu belirtmiştir. Eltoukhy ve ark. da tek bacak çömelme sırasında frontal düzlemdeki 2D ve 3D hareket analizi yöntemleri arasında çok zayıf düzeyde ($r=0,144$) ilişki bulunmuştur. Frontal düzlemdeki 2D hareket analizi sırasında transvers düzlemdeki rotasyonel hareketlerin analiz edilememesinin, 2D ve 3D arasındaki zayıf ilişkiye neden olduğu düşünülmektedir.

2.7. Kalça ve Diz Fleksiyon Açıları Klinik Önemi

Ani yön değiştirme, yavaşlama, dönme ve sıçrama sonrası yere inme gibi aktiviteler sırasında görülen hatalı hareket paternleri alt ekstremitte yaralanma riskinde artışla ilgilidir. Özellikle diz ve kalça eklemine etkileyen bu hareketler yaralanma mekanizmalarının altında yatan temel faktör olarak belirtilmektedir (12, 13). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda sagittal düzlemde gövde ve alt ekstremitte eklemleri hareketlerinin diz yaralanmalarının gelişiminde önemli rol oynadığı öne sürülmüştür. Kalça-diz fleksiyon oranı, artan diz ve/veya kalçada aşırı yüklenme ile ilişkilidir ve patellar tendinopati ve diğer yaralanmalar için potansiyel bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir (14). Mann ve ark. (14) yaptıkları çalışmada patellar tendon anormallikleri olan sporcuların olmayanlara kıyasla, sıçrama sonrası yere inişte daha fazla diz fleksiyonu ve daha düşük kalça fleksiyonu gösterdiklerini bulmuşlardır.

Bununla birlikte sıçrama sonrası yere iniş ve kesme manevraları sırasında diz fleksiyonuna göre artan kalça fleksiyonunun diz ekstansör momentini, diz enerji absorpsiyonu ve patellar tendon stresini azalttığı gösterilmiştir (126, 127). Bu nedenle gövde ve tibia'nın paralelliği, kalça ve diz eklemine etkiyen yüklerin optimal seviyede tutulması ve dolayısı ile potansiyel yaralanmaların önlenmesi için önem taşımaktadır (14).

Kuadrisepsi baskın olan bireyler diz stabilizasyonu için birincil olarak kuadriseps kasını kullanmaktadır. Kuadriseps baskınlığının, özellikle sıçrama sonrası yere iniş anında daha az diz fleksiyonuna neden olduğu görülmüştür. Bu da tibiaya etkiyen öne kesme kuvvetinde artışa ve dolayısıyla ön çapraz bağ yaralanmasına neden olabilmektedir (12). Aynı zamanda kuadriseps baskınlığı, diz ekstansör momentte artışa ve dolayısıyla patellar tendona etkiyen kuvvetlerin artışına da neden olmaktadır (128). Bu nedenle kalça ve diz fleksiyon açıları ve oranı, diz ve kalçanın yük absorpsiyonuna katkısını belirlemek için bir strateji olarak kullanılabilir (129).

Literatürde egzersizler sırasında kalça-diz fleksiyon oranlarını inceleyen çalışmalar limitlidir. Yapılan çalışmalar sıklıkla sıçrama sonrası iniş aktivitesi sırasındadır. Jeffrey ve ark. (130) yaptıkları çalışmada basketbol oyuncularında tek bacak sıçrama sonrası yere inişte kalça-diz fleksiyon oranının 0,85, futbol oyuncularında ise bu oranın 0,78 olduğunu belirtmişlerdir. Leporace ve ark. (129) ise yaptıkları çalışmada, futbolcularda sıçrama sonrası yere inişte düşük kalça-diz fleksiyon oranının, azalmış kalça abdüktör kuvveti ile ilişkili olduğunu ve kalça kaslarının yetersiz enerji absorpsiyonunun dize etkiyen yükleri arttıracakını belirtmiştir. Egzersizler sırasında gövde ve tibia'daki paralelliğin sağlanması, kalça ve diz fleksiyon oranının 1'e yakın olması, kalça ve diz eklemine etkiyen yüklerin optimum seviyede kalması için gereklidir (131). Bu nedenle kalça-diz fleksiyon oranının değerlendirilmesi önemlidir.

Bu tez çalışması, tek bacak çömelme ve hamle egzersizlerinin kayan platform üzerinde yapıldığında kuadriseps ve hamstring kas aktivasyon seviyelerinin ve kalça-diz fleksiyon açılarının normal zeminle kıyaslandığında farklı olup olmadığını belirlemek için planlanmıştır. Araştırma sonuçlarına göre egzersiz seçimi ve egzersiz programlarının progresyonu ve egzersiz çeşitliliğinin sağlanması açısından önerilerde bulunulacaktır.

3. BİREYLER ve YÖNTEM

3.1. Bireyler

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Sporcu Sağlığı Ünitesi'nde yapıldı. Sağlıklı ve fiziksel olarak aktif 30 gönüllü birey ölçüme katıldı. Çalışmaya katılan bireylere, çalışmanın amacı ve değerlendirme yöntemleri hakkında bilgi verildi. Ölçüme alınan tüm katılımcılardan imzalı aydınlatılmış onam formu alındı. Çalışmanın yapılabilmesi için gerekli izin Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan GO 20/948 sayılı etik kurul izni ile alındı.

Bu çalışma "Kesitsel Gözlemsel Çalışma" (Cross-sectional Observational Study) olarak dizayn edildi. Çalışmaya dahil edilecek örneklem büyüklüğü yapılan benzer bir çalışmadan hesaplandı (15). Etki büyüklüğü 0.25, istatistiksel anlamlılık düzeyi 0.05 ve çalışma gücü %80 olarak şekilde çalışmaya en az 24 bireyin dahil edilmesi gerektiği hesaplandı. Çalışmanın gücünü arttırmak için çalışmaya 30 birey dahil edildi.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterleri:

1. 18-25 yaş arası olmak,
2. Fiziksel aktivite seviyesi Tegner aktivite skalasına göre en az 5 olmak.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilmeme kriterleri:

1. Son 1 yılda alt ekstremitte kas iskelet sistemi yaralanması geçirmek,
2. Alt ekstremitte cerrahisi geçirmiş olmak,
3. Beden kütle indeksinin $24,9 \text{ kg/m}^2$ 'den büyük olması.

3.2. Yöntem

Çalışmaya katılan tüm bireylerin demografik bilgileri kaydedildi. Kayan platform ve normal zemin üzerinde yapılan hamle ve tek bacak çömelme egzersizleri sırasındaki kas aktivasyonu yüzeyel EMG ile ölçüldü. Farklı zeminler üzerinde yapılan

egzersizler sırasındaki sagittal düzlemdeki kalça ve diz fleksiyon açıları 2 boyutlu olacak şekilde video kamera ile kaydedildi.

3.2.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaşı, cinsiyeti, dominant ekstremitesi, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, beden kütle indeksi ve Tegner skorları ölçüm öncesinde kaydedildi. Dominant ekstremitesi, katılımcıların topa vurmaya için tercih ettikleri ekstremitesi olarak belirlendi (132). Tegner skoru katılımcıların fiziksel aktivite düzeylerini değerlendirmek için kullanıldı. Tegner skoru 5 ve üzerinde olan bireyler fiziksel aktif olarak kabul edilmektedir (133).

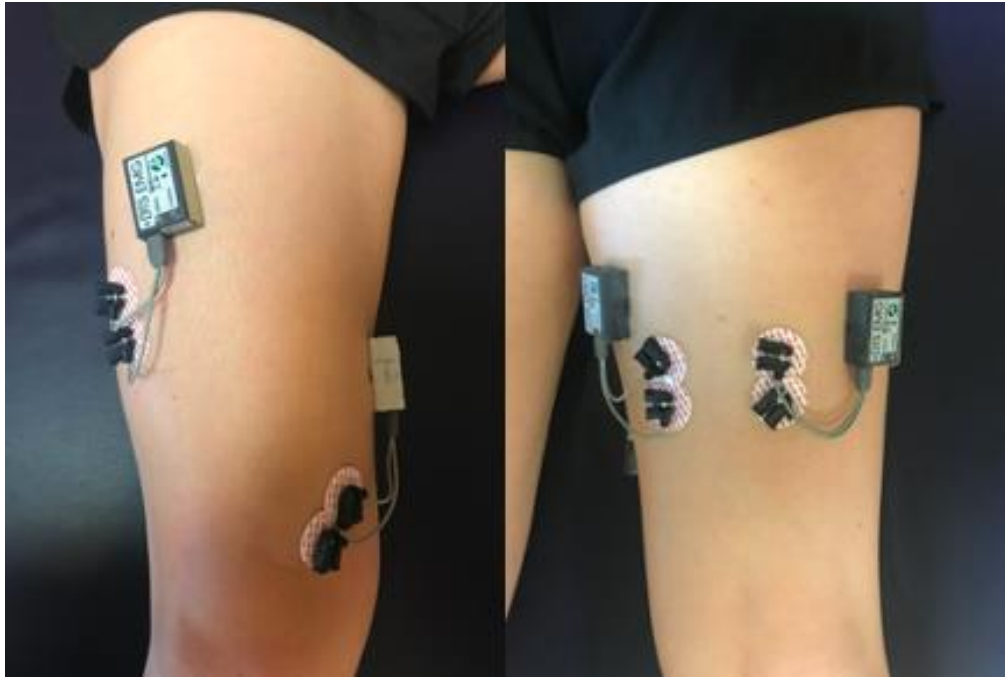
3.2.2. Yüzeysel Elektromiyografi Ölçümleri

Kas aktivasyon seviyesi ölçümünde 8 kanallı wireless yüzeysel elektromiyografi (YEMG) cihazı (Noraxon Telemetry DTS System, Scottsdale, AZ, USA) kullanıldı. Çalışmaya katılan bireylerin kayan platform ve normal zeminde yapılan öne, yana ve arkaya hamle ile öne, yana ve arkaya tek bacak çömelme egzersizleri VM, VL, BF, ST kaslarının aktivasyonları ölçüldü. EMG ölçümleri bilateral olarak gerçekleştirildi. Egzersizlerden önce her kas için üç tekrarlı maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK) ölçümü yapıldı. Kasların MİİK'leri egzersizler sırasındaki kas aktivasyonlarını normalize etmek için kullanıldı. Sonrasında egzersizler sırasında kas aktivasyon seviyeleri ölçüldü.

3.2.3. YEMG Ölçüm Yöntemi

EMG ölçümünde bipolar Ag/AgCl elektrotlar kullanıldı. Elektrot genişliği 1 cm, elektrotlar arası mesafe 2 cm olacak şekilde hazırlandı. Elektrot yerleşimi öncesi deri tıraşlandı ve kızarana kadar %70 izopropil alkollü pamuk ile temizlendi. VM, VL, BF, ST kaslarına SENIAM kurallarına göre elektrotlar yerleştirildi (Şekil 3.1.) (134). VM kası için anterior spina iliaca superior ile diz eklem boşluğunun 1/5'ine, VL kası için anterior spina iliaca superior ile patella lateralinin 2/3'üne, BF kası için iskial çıkıntı ile tibianın lateral epikondili 1/2'sine, ST kası için iskial çıkıntı ile tibianın

medial kondili 1/2'sine yerleştirildi. Amplifikatörler, kablolarında gerginlik oluşturmayacak şekilde çift taraflı bant ile deriye yerleştirildi ve elastik bant ile sabitlendi. Ölçüme başlanmadan önce elektrotların gürültü kaydedip kaydetmediğini değerlendirmek için 15 saniye boyunca katılımcılardan dinlenme pozisyonunda hareket etmeden yatması istendi. On beş saniye boyunca gürültüye rastlanmadığında ölçümlere başlandı. Gürültü tespit edildiğinde elektrotlar yeniden yerleştirilerek aynı prosedür tekrarlandı.



Şekil 3.1. VM, VL, BF ve ST elektrot ve amplifikatör yerleşimleri.

Kayan platform ve normal zeminde yapılacak egzersizler sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin normalizasyonu için her bir kasın MİİK seviyeleri normalizasyon için kaydedildi. Kuadriseps kası için MİİK ölçümü oturma pozisyonunda, diz 90° fleksiyonda iken yapıldı (Şekil 3.2.). Ayak bileği ekleminin hemen üzerinden direnç verildi ve katılımcıdan maksimum efor ile dizini ekstansiyona getirmesi istendi (135). Hamstring kası için MİİK ölçümü yüzüstü yatış pozisyonunda, diz 45° fleksiyonda yapıldı (Şekil 3.3.). Ayak bileği eklemi arkasından manuel direnç verildi ve dirence karşı maksimum eforla diz fleksiyonu yapması istendi (116). Ölçümler her bir kas için 3 tekrarlı yapıldı ve her tekrar 5 saniye sürdü. MİİK ölçümü sonrası katılımcılara 5 dakika dinlenme süresi tanındı. Sonrasında rastgele platform-

egzersiz sırasında egzersizleri yapması istendi. Egzersizler rastgele sayı seçilerek randomize edildi (136). Her egzersiz katılımcılara öğretildi ve maksimum 3 tekrar olacak şekilde pratik etmesine izin verildi. Yorgunluğun etkisini en aza indirmek için egzersizler arası iki dakika dinlenme süresi verildi.



Şekil 3.2. Kuadriseps kası MİİK ölçüm pozisyonu.



Şekil 3.3. Hamstring kası MİİK ölçüm pozisyonu.

3.2.4. Kayan Platform (Slideboard)

Kayan platformda yapılan egzersizler sırasında Slideboard (Slide Master, USA) kullanıldı. Kullanılan kayan platformun sürtünme katsayısı 0,1'di (137).

3.2.5. Fonksiyonel Egzersizler

Fonksiyonel egzersizler alt ekstremitte rehabilitasyonunda en çok kullanılan hamle ve çömelme egzersizlerinden seçildi. Hamle ve tek bacak çömelme egzersizleri öne-yana ve arkaya olmak üzere 3 farklı şekilde ve kayan platformda ve sabit zeminde yapıldı. Egzersizlerin gidiş, bekleme ve dönüş fazları video kamera ile belirlendi. Her bir faz 3 saniye olacak şekilde metronom (60 atım/dk) kullanılarak kontrol edildi. Egzersizler 3 saniye gidiş, 3 saniye bekleme ve 3 saniye dönüş olmak üzere toplam 9 saniye sürdü ve iki tekrarlı yapıldı (3).

Hamle Egzersizleri

Hamle egzersizleri sırasındaki adım mesafesi ayakta duruş pozisyonundayken torakantör majör ile yer mesafesi ölçülerek her birey için standardize edildi (3).

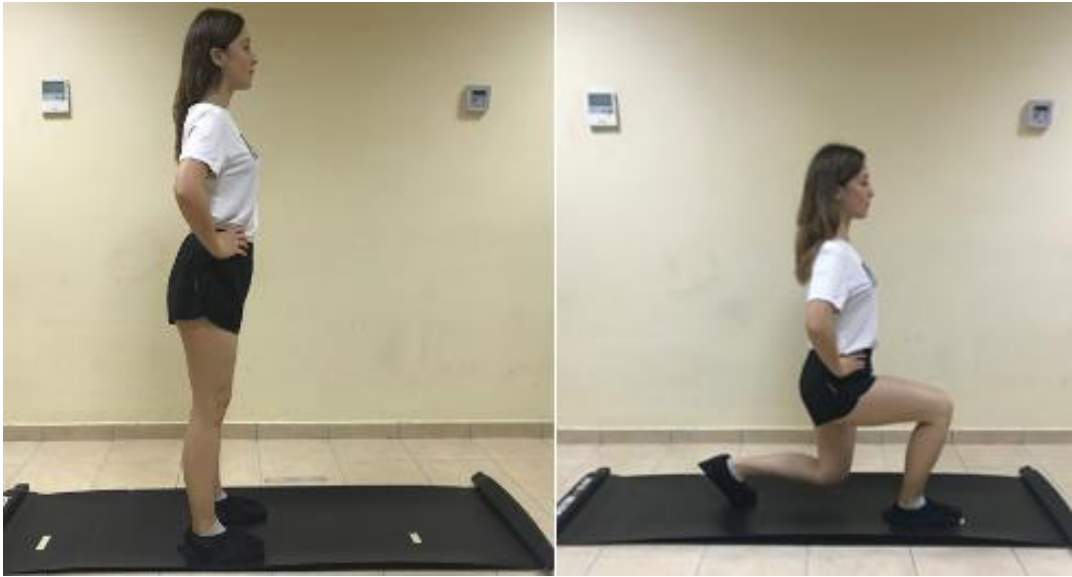
Öne Hamle

Normal zeminde yapılan öne hamle egzersizine ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde olacak şekilde başlandı. Katılımcılardan dominant ekstremitesi ile daha önce belirlenmiş olan mesafeye dizi 90° diz fleksiyonunu geçmeyecek şekilde, dizinin hemen önündeki belirleyici noktayı görerek öne adım atması istendi. Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde dik pozisyonunda olacak şekilde yapılması istendi (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Normal zeminde yapılan öne hamle egzersizi.

Kayan platformda zeminde yapılan öne hamle egzersizinde kişi özel çorapları giydikten sonra ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant ekstremitesi ile daha önce belirlenmiş olan mesafeye dizi 90° diz fleksiyonunu geçmeyecek şekilde, dizinin hemen önündeki belirleyici noktayı görerek, ayağını platform üzerinde öne kaydırarak adım alması istendi. Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde dik pozisyonunda olacak şekilde yapılması istendi (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Kayan platformda yapılan öne hamle egzersizi.

Yana Hamle

Normal zeminde yapılan yana hamle egzersizinde kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant ekstremitesi ile daha önce belirlenmiş olan mesafeye dizi 90° diz fleksiyonunu geçmeyecek şekilde, dizinin hemen önündeki belirleyici noktayı görerek yana adım atması istendi. Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde dik pozisyonunda olacak şekilde yapılması istendi (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Normal zeminde yapılan yana hamle egzersizi.

Kayan platformda zeminde yapılan yana hamle egzersizinde kişi özel çorapları giydikten sonra ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant ekstremitesi ile daha önce belirlenmiş olan mesafeye dizi 90° diz fleksiyonunu geçmeyecek şekilde, dizinin hemen önündeki belirleyici noktayı görerek, ayağını platform üzerinde yana kaydırarak adım alması istendi. Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde dik pozisyonunda olacak şekilde yapılması istendi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Kayan platformda yapılan yana hamle egzersizi.

Arkaya Hamle

Normal zeminde yapılan arkaya hamle egzersizinde kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant ekstremitesi ile daha önce belirlenmiş olan mesafeye dizi 90° diz fleksiyonunu geçmeyecek şekilde, dizinin hemen önündeki belirleyici noktayı görerek arkaya adım atması istendi. Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde dik pozisyonunda olacak şekilde yapılması istendi (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Normal zeminde yapılan arkaya hamle egzersizi.

Kayan platformda zeminde yapılan arkaya hamle egzersizinde kişi özel çorapları giydikten sonra ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant ekstremitesi ile daha önce belirlenmiş olan mesafeye dizi 90° diz fleksiyonunu geçmeyecek şekilde, dizinin hemen önündeki belirleyici noktayı görerek, ayağını platform üzerinde arkaya kaydırarak adım alması istendi. Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde dik pozisyonunda olacak şekilde yapılması istendi (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Kayan platformda yapılan arkaya hamle egzersizi.

Tek Bacak Çömelme Egzersizleri

Tek bacak çömelme egzersizleri sırasında 60° diz fleksiyonu sırasında non-dominant ekstremita ile uzanması istendi ve uzandığı nokta marker ile işaretlendi.

Öne Çömelme

Normal zeminde yapılan tek bacak öne çömelme egzersizinde kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant taraf üzerinde çömelmesi ve bu sırada diğer ekstremita ile yer teması olmadan belirlenen noktaya uzanması istendi (138). Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan

kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde düzgünlüğü korunarak yapılması istendi (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. Normal zeminde yapılan öne çömelme egzersizi.

Kayan platformda yapılan tek bacak öne çömelme egzersizi sırasında özel çorapları giydikten sonra kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant taraf üzerinde çömelmesi ve bu sırada diğer ekstremiteler ile belirlenen noktaya platformda ayağını kaydırarak uzanması istendi (138). Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde düzgünlüğü korunarak yapılması istendi (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. Kayan platformda yapılan öne çömelme egzersizi.

Yana Çömelme

Normal zeminde yapılan tek bacak yana çömelme egzersizinde kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant taraf üzerinde çömelmesi ve bu sırada diğer ekstremiteler ile yer teması olmadan belirlenen noktaya uzanması istendi (138). Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde düzgünlüğü korunarak yapılması istendi (Şekil 3.12.).



Şekil 3.12. Normal zeminde yapılan yana çömelme egzersizi.

Kayan platformda yapılan tek bacak yana çömelme egzersizi sırasında özel çorapları giydikten sonra kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant taraf üzerinde çömelmesi ve bu sırada diğer ekstremiteler ile belirlenen noktaya platformda ayağını kaydırarak uzanması istendi. (138). Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde düzgünlüğü korunarak yapılması istendi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Kayan platformda yapılan yana çömelme egzersizi.

Arkaya Çömelme

Normal zeminde yapılan tek bacak arkaya çömelme egzersizinde kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant taraf üzerinde çömelmesi ve bu sırada diğer ekstremiteler ile yer teması olmadan belirlenen noktaya uzanması istendi (138). Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde düzgünlüğü korunarak yapılması istendi (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Normal zeminde yapılan arkaya çömelme egzersizi.

Kayan platformda yapılan tek bacak arkaya çömelme egzersizi sırasında özel çorapları giydikten sonra kişi ayakta dik pozisyonda ve ayaklar omuz genişliğinde başladı. Katılımcılardan dominant taraf üzerinde çömelmesi ve bu sırada diğer ekstremiteler ile belirlenen noktaya platformda ayağını kaydırarak uzanması istendi (138). Hareket tamamlandıktan sonra katılımcılardan kontrollü bir şekilde başlangıç pozisyonuna dönülmesi istendi. Egzersizlerin eller belde ve gövde düzgünlüğü korunarak yapılması istendi (Şekil 3.15.).



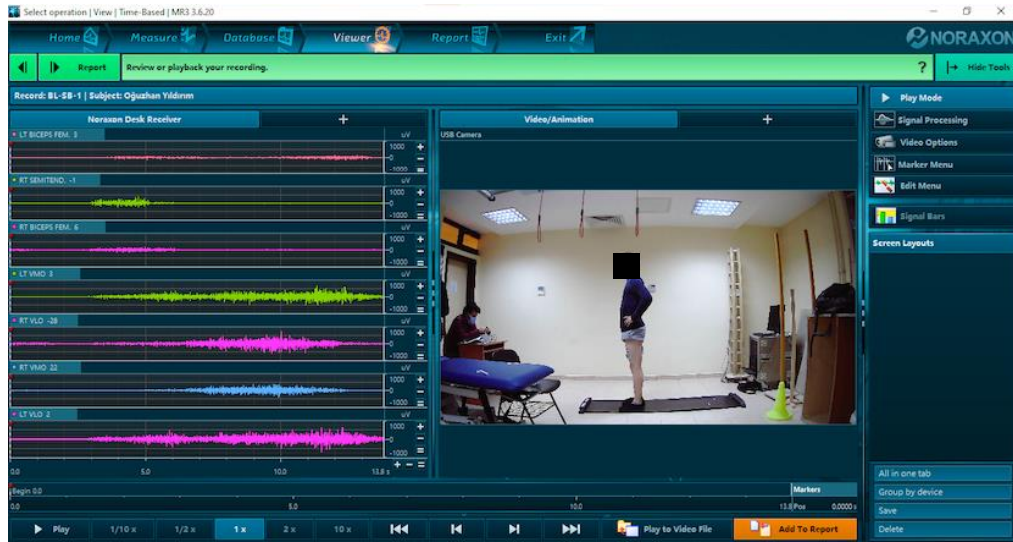
Şekil 3.15. Kayan platformda yapılan arkaya çömelme egzersizi.

3.2.6. Elektromiyografi Analizleri

EMG analizinde Noraxon Myoresearch programı (Noraxon, Scottsdale, USA) kullanıldı. EMG sinyallerinin hareket artefaktından temizlenmesi için 20 Hz “high-pass” filtresi kullanıldı. Ham veriler önce rektifiye edildi; sonrasında 100 milisaniye zaman aralığında kök ortalama kareleri (Root Mean Square, RMS) alınarak sinyaller düzgünleştirildi. Üç tekrarlı yapılan MİİK sinyallerinden maksimum olanı alındı ve egzersizler sırasındaki kas aktivasyonu, MİİK değerlerine bölünerek normalize edildi. Egzersizlerin fazlarını (gidiş, bekleme ve dönüş) belirlemek için video kamera (Logitech Web Camera C500, Morger, Switzerland) kullanıldı. EMG kaydı ile eşzamanlı yapılan video kamera görüntüleri incelenerek egzersizlerin gidiş, bekleme

ve dönüş fazları işaretlendi. Her fazın ortalama kas aktivasyonları %MİİK olarak istatistiksel analiz için kullanıldı (Şekil 3.16.).

Egzersizler sırasındaki BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri toplanarak hamstring kas aktivasyon seviyesi, VM ve VL kas aktivasyon seviyeleri toplanarak kuadriseps kas aktivasyon seviyesi elde edildi. Elde edilen bu değerler Hamstring/Kuadriseps (H/K) kas aktivasyon oranlarının hesaplanmasında kullanıldı (7).

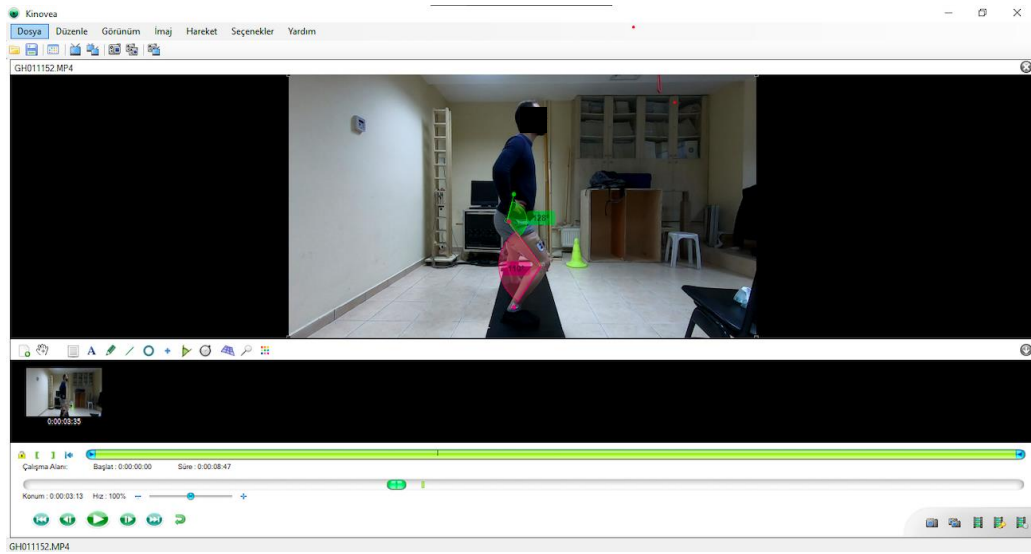


Şekil 3.16. Egzersizler sırasında EMG kayıt ekranı

3.2.7. Hareket Analizi

EMG ölçümleri ile eş zamanlı sagittal düzleme yerleştirilen video kamera ile (GoPro, Hero 7, ABD) video görüntüleri kaydedildi. Bu kameralar ölçüm yapılacak alana 3 metre uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi ve yükseklikleri katılımcıların boyuna göre ayarlandı (139). EMG ölçümü öncesinde küçük kareler halinde kesilmiş 4 yapışkan bant vücuda anatomik belirleyici (marker) olarak yapıştırıldı. Eklem dizilimini değerlendirmek için her bir egzersizden elde edilen sagittal düzleme ait kamera kayıtları Kinovea (version 0.8.15, Kinovea Open Source Project) yazılımına yüklendi. Egzersizin duruş fazındaki dominant ekstremitenin kalça-diz fleksiyon açıları ölçüldü (Şekil 3.17.).

- **Marker Yerleşimi:** İki boyutlu hareket analizinin yapılabilmesi için dominant taraf fibula lateral malleolüne, diz eklem hattı lateraline, femur torakanter majoruna ve gövde lateral izdüşümüne birer adet olmak üzere toplam 4 adet marker yerleştirildi.
- **Kalça-Diz Fleksiyon açısı Değerlendirilmesi:** Egzersizler sırasındaki diz eklemi fleksiyon açısı değerlendirilmesinde fibula lateral malleolü, diz eklem hattının laterali ve femur torakanter majorü arasında kalan açı kaydedildi. Egzersizlere başlarkenki tam diz ekstansiyonu pozisyonu başlangıç pozisyonu olarak kabul edildi. Kalça eklemi fleksiyon açısı değerlendirilmesinde diz eklem hattı laterali, femur torakanter majoru ve gövde lateral izdüşümü arasında kalan açı kaydedildi. Video kamera kayıtları izlenerek egzersizlerin ortasındaki kalça-diz fleksiyon açıları kaydedildi.



Şekil 3.17. Kalça-Diz fleksiyon ölçümü sırasındaki uygulama ana ekranı.

3.3. İstatistiksel Analiz

Analizler IBM SPSS 25.0 (SPSS Inc, IL, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro-Wilk testi ile belirlendi. Tanımlayıcı istatistik için sayısal değişkenlerde ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri; kategorik değişkenlerde ise sayı ve yüzde değerleri verildi. Ölçümlerin kendi içindeki tutarlılığını değerlendirmek için sınıf için korelasyon katsayısı (SKK) ve ölçüm hatasını belirlemek için standart ölçüm hatası (SÖH) kullanıldı. SÖH: standart sapma X 1-SKK olarak hesaplandı.

Platform X egzersiz etkileşimini analiz etmek için iki yönlü tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi kullanıldı. Cinsiyetin etkileşim üzerine etkisi ko-varyans analizi ile test edildi. İstatistiksel olarak anlamlı bulunan etkileşim ve/veya ana etkiyi değerlendirmek için Bonferroni post hoc test kullanıldı. Platformlar arası kalça ve diz fleksiyon açıları arasındaki farkı analiz etmek için bağımlı örneklemelerde t testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya 15 kadın, 15 erkek olmak üzere 30 sağlıklı fiziksel aktif birey dahil edilmiştir. Bireylerin %96,7'si sağ dominantken, %3,3'ü sol dominanttı. Bireylerin yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, beden kütle indeksi ve Tegner skorları Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Çalışmaya katılan bireylerin demografik bilgileri.

	Yaş (yıl)	Boy Uzunluğu (cm)	Vücut Ağırlığı (kg)	Beden kütle indeksi (kg/cm ²)	Tegner skoru
Cinsiyet	(ORT±SS) (min-max)	(ORT±SS) (min-max)	(ORT±SS) (min-max)	(ORT±SS) (min-max)	(ORT±SS) (min-max)
Kadın	23,67±2,87 (18-28)	179,90±0,70 (160-181)	58,27±5,82 (51-70)	20,73±1,42 (17,3-22,72)	5,73±0,80 (5-7)
Erkek	24,00±2,90 (19-29)	167,53±0,06 (170-196)	73,87±7,78 (64-90)	22,7±1,38 (18,99-24,9)	6,53±1,12 (5-9)

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma, cm: santimetre, kg: kilogram, min: minimum, max: maksimum.

4.2. Kas Aktivasyon Seviyeleri

Tekrarlar arası güvenilirlik için sınıf içi korelasyon katsayısı değerleri ve ölçüm hataları her bir kas, faz, egzersiz ve platform için Tablo 4.2. ve Tablo 4.3.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Öne Hamle, Yana Hamle ve Arkaya Hamle Egzersizinde Tekrarlar arası Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı ile Standart Ölçüm Hatası değerleri.

	FAZ	SKK						SÖH					
		Normal Zemin			Kayan Platform			Normal Zemin			Kayan Platform		
		ÖH	YH	AH	ÖH	YH	AH	ÖH	YH	AH	ÖH	YH	AH
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	0,894	0,929	0,817	0,829	0,917	0,885	1,14	1,69	1,40	1,41	2,20	1,86
	Bekleme	0,705	0,929	0,876	0,902	0,953	0,245	1,46	2,11	1,73	1,60	2,28	6,90
	Dönüş	0,826	0,920	0,766	0,895	0,922	0,941	1,45	2,04	1,95	2,20	2,19	2,24
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	0,935	0,905	0,889	0,891	0,940	0,849	2,14	1,67	3,13	4,04	1,91	4,33
	Bekleme	0,986	0,907	0,935	0,954	0,967	0,841	1,84	1,65	2,90	3,12	1,16	4,45
	Dönüş	0,955	0,905	0,931	0,943	0,893	0,931	3,16	0,88	3,01	3,81	1,80	4,56
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	0,892	0,952	0,762	0,881	0,944	0,921	1,21	2,32	1,31	1,31	2,22	1,95
	Bekleme	0,936	0,968	0,945	0,923	0,937	0,964	1,49	3,11	2,11	1,58	2,40	1,98
	Dönüş	0,870	0,976	0,950	0,890	0,945	0,968	1,55	3,71	2,10	2,46	2,62	2,86
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	0,898	0,958	0,893	0,859	0,966	0,911	2,30	1,43	2,95	3,52	1,67	3,41
	Bekleme	0,982	0,950	0,888	0,916	0,974	0,838	1,58	1,54	3,24	3,07	1,53	4,30
	Dönüş	0,934	0,949	0,839	0,879	0,858	0,902	2,60	1,53	5,26	4,64	2,65	5,05
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	0,942	0,960	0,876	0,210	0,953	0,930	0,42	0,42	0,66	0,82	0,51	0,66
	Bekleme	0,964	0,976	0,975	0,883	0,880	0,971	1,04	0,52	0,40	0,50	0,52	0,35
	Dönüş	0,934	0,967	0,870	0,864	0,653	0,890	0,55	0,58	0,60	1,35	0,63	0,68
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	0,917	0,958	0,908	0,843	0,957	0,933	0,80	0,30	0,96	1,23	0,41	0,89
	Bekleme	0,994	0,956	0,942	0,993	0,902	0,972	0,68	0,20	0,72	0,22	0,59	0,80
	Dönüş	0,935	0,972	0,948	0,966	0,686	0,946	0,70	0,36	0,98	0,52	1,35	1,51
Semitendinosus Dominant	Gidiş	0,961	0,979	0,873	0,880	0,967	0,922	0,78	0,75	0,55	0,84	1,23	0,73
	Bekleme	0,934	0,985	0,983	0,932	0,990	0,977	0,66	0,66	0,37	0,78	0,96	0,34
	Dönüş	0,983	0,965	0,838	0,879	0,920	0,892	0,77	0,73	0,58	1,53	0,78	0,55
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	0,895	0,968	0,973	0,854	0,976	0,968	1,23	0,89	0,72	1,44	1,10	1,00
	Bekleme	0,975	0,978	0,955	0,989	0,992	0,977	0,43	0,78	0,91	0,30	0,86	0,75
	Dönüş	0,688	0,975	0,968	0,978	0,950	0,973	1,50	0,87	0,80	0,48	0,83	0,97

Kısaltmalar: ÖH: Öne hamle, YH: Yana hamle, AH: Arkaya hamle, SKK: Sınıf içi korelasyon katsayısı, SÖH: Standart ölçüm hatası.

Tablo 4.3. Öne Çömelme, Yana Çömelme ve Arkaya Çömelme Egzersizinde Tekrarlar arası Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı ile Standart Ölçüm Hatası değerleri.

	FAZ	SKK						SÖH					
		Normal Zemin			Kayan Platform			Normal Zemin			Kayan Platform		
		ÖÇ	YÇ	AÇ	ÖÇ	YÇ	AÇ	ÖÇ	YÇ	AÇ	ÖÇ	YÇ	AÇ
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	0,905	0,873	0,928	0,925	0,865	0,914	1,56	1,68	1,63	1,92	1,95	2,00
	Bekleme	0,922	0,940	0,970	0,965	0,953	0,931	2,28	2,43	2,47	2,31	2,40	2,33
	Dönüş	0,855	0,917	0,724	0,939	0,936	0,941	1,54	2,07	1,45	2,44	2,75	2,30
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	0,938	0,902	0,924	0,931	0,945	0,938	1,79	1,91	0,81	2,60	1,54	1,30
	Bekleme	0,864	0,942	0,876	0,884	0,885	0,987	2,58	0,52	1,32	3,12	1,36	1,17
	Dönüş	0,941	0,897	0,759	0,948	0,919	0,957	1,87	1,33	1,22	1,52	1,33	1,09
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	0,911	0,941	0,928	0,957	0,938	0,965	1,61	1,94	1,80	2,42	1,89	2,91
	Bekleme	0,972	0,971	0,865	0,970	0,939	0,961	3,27	2,54	2,62	3,30	2,01	3,22
	Dönüş	0,881	0,897	0,803	0,954	0,909	0,967	1,74	2,04	1,80	3,27	2,73	3,01
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	0,926	0,920	0,919	0,896	0,913	0,929	2,20	2,00	0,94	3,34	2,21	1,67
	Bekleme	0,901	0,923	0,942	0,902	0,890	0,979	2,40	2,15	1,24	2,72	2,52	1,40
	Dönüş	0,956	0,886	0,868	0,916	0,924	0,965	1,24	1,68	0,95	1,94	1,90	6,20
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	0,861	0,859	0,825	0,954	0,904	0,911	0,70	0,42	0,42	0,76	0,50	0,49
	Bekleme	0,849	0,861	0,936	0,927	0,951	0,878	0,55	0,46	0,51	0,59	0,56	0,48
	Dönüş	0,930	0,816	0,861	0,924	0,940	0,924	0,56	0,53	0,43	0,67	0,70	0,60
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	0,941	0,887	0,856	0,958	0,759	0,894	0,37	0,57	2,40	0,28	0,90	2,70
	Bekleme	0,908	0,917	0,865	0,930	0,716	0,883	0,40	0,46	1,91	0,32	0,66	1,71
	Dönüş	0,879	0,689	0,943	0,792	0,799	0,910	0,31	0,93	1,55	0,45	0,63	1,92
Semitendinosus Dominant	Gidiş	0,917	0,911	0,973	0,900	0,972	0,974	1,24	0,90	0,99	1,34	0,95	0,96
	Bekleme	0,901	0,931	0,966	0,930	0,955	0,977	0,85	0,70	0,98	1,13	0,79	0,91
	Dönüş	0,941	0,959	0,953	0,751	0,891	0,965	1,00	0,78	0,87	0,98	0,76	0,97
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	0,972	0,917	0,850	0,981	0,969	0,892	0,32	1,08	2,07	0,30	0,33	2,20
	Bekleme	0,869	0,928	0,911	0,969	0,964	0,934	0,52	0,57	1,61	0,28	0,34	0,88
	Dönüş	0,917	0,931	0,941	0,817	0,934	0,948	0,37	0,52	1,30	0,64	0,65	1,45

Kısaltmalar: ÖÇ: Öne Çömelme, YÇ: Yana Çömelme, AÇ: Arkaya Çömelme, SKK: Sınıf içi korelasyon katsayısı, SÖH: Standart ölçüm hatası.

Hamle ve çömelme egzersizleri sırasındaki kas aktivasyon seviyelerine cinsiyetin bir etkisi bulunmadı ($p>0.05$).

Öne Hamle

Kayan platform ve normal zeminde yapılan öne hamle egzersizi sırasındaki VM, VL, BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri Tablo 4.4.'de gösterilmiştir (Şekil 4.1.).

Vastus Medialis

Öne hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi VM kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=20,156$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=17,255$, $p<0,001$) anlamlıydı. Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ve non-dominant ekstremitelerde VM kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti ($p<0,001$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (dominant: $p=0,871$, non-dominant: $p=0,613$).

Vastus Lateralis

Öne hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi VL kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=17,03$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=15,34$, $p<0,001$) anlamlıydı. Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ve non-dominant ekstremitelerde VL kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti ($p<0,001$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (dominant: $p=0,871$, non-dominant: $p=0,653$).

Biceps Femoris

Öne hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=18,738$, $p<0,001$) anlamlıydı. Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant BF kas aktivasyon seviyesi dönüş fazında daha yüksekti ($p<0,001$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,141$, bekleme: $p=0,105$). Non-dominant BF kas aktivasyon seviyesi için faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=0,125$, $p=0,883$) ve platform ana etkisi ($F_{(1,29)}=0,001$, $p=0,980$) anlamlı değildi.

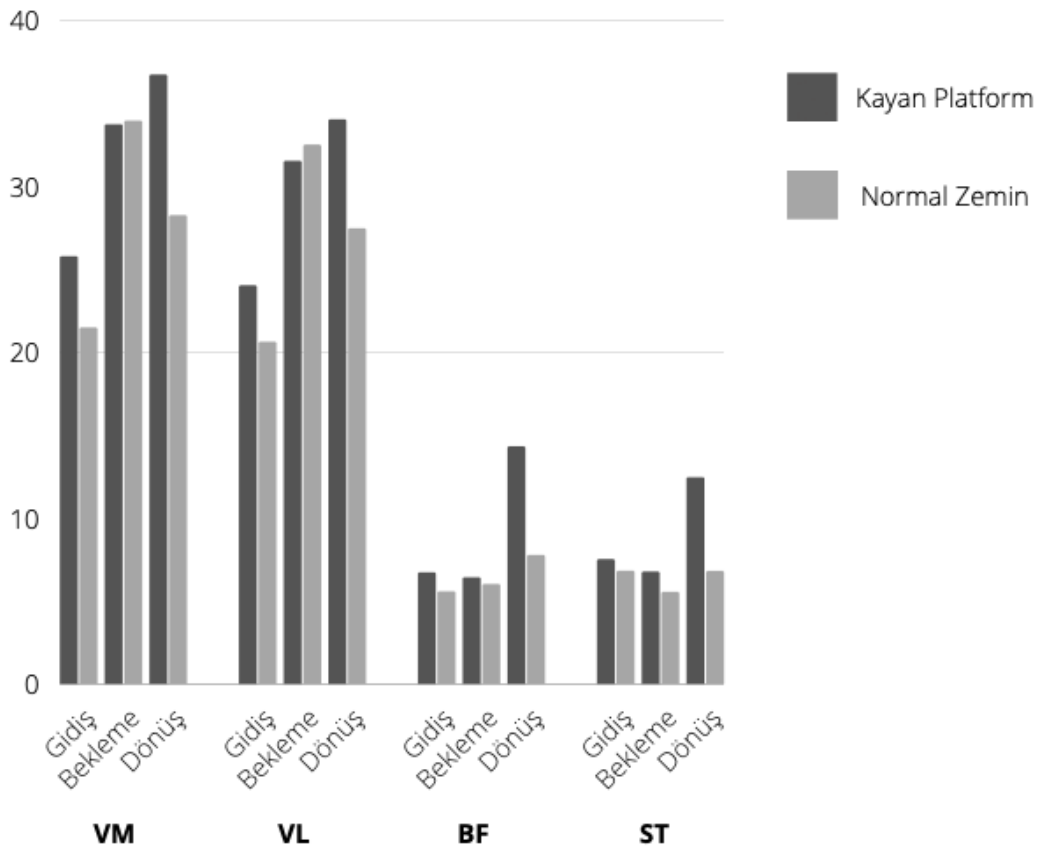
Semitendinosus

Öne hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=18,738$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=3,865$, $p=0,027$) anlamlıydı. Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ST kas aktivasyon seviyesi bekleme ve dönüş fazlarında daha yüksekti (bekleme: $p=0,007$, dönüş: $p<0,001$). Gidiş fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,141$). Non-dominant ST kas aktivasyon seviyesi gidiş fazında daha yüksekti ($p=0,046$). Bekleme ve dönüş fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (bekleme: $p=0,542$, dönüş: $p=0,915$).

Tablo 4.4. Öne hamle egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları

Öne Hamle	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	p değeri
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	25,75±7,70	21,46±6,25	(-6,39, -2,19)	<0,001
	Bekleme	33,70±8,70	33,92±7,91	(-2,10, 2,45)	0,871
	Dönüş	36,70±11,00	28,23±8,00	(-11,51, -5,38)	<0,001
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	32,47±12,24	23,00±8,42	(-12,17, -6,77)	<0,001
	Bekleme	40,19±14,55	39,66±15,66	(-2,65, 1,60)	0,613
	Dönüş	44,05±15,98	35,04±14,81	(-12,01, -6,03)	<0,001
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	24,00±7,10	20,60±6,66	(-5,66, -1,04)	<0,001
	Bekleme	31,50±8,60	32,48±8,11	(-0,81, 2,84)	0,264
	Dönüş	34,01±13,02	27,44±8,45	(-9,51, -3,51)	<0,001
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	29,23±9,39	21,45±7,23	(-10,14, -5,41)	<0,001
	Bekleme	36,75±10,62	36,25±11,80	(-2,75, 1,75)	0,653
	Dönüş	40,50±13,34	32,48±10,13	(-10,84, -5,20)	<0,001
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	6,70±4,40	5,56±2,30	(-2,67, 0,40)	0,141
	Bekleme	6,40±2,90	6,00±2,83	(-0,76, 0,08)	0,105
	Dönüş	14,03±7,01	7,76±3,00	(-8,12, -3,93)	<0,001
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	4,56±3,11	4,64±2,77	(-0,96, 1,11)	0,880
	Bekleme	4,40±2,69	4,40±2,67	(-0,24, 0,28)	0,869
	Dönüş	5,10±2,96	4,98±2,72	(-0,56, 0,33)	0,601
Semitendinosus Dominant	Gidiş	7,50±4,60	6,80±4,28	(-2,06, 0,63)	0,284
	Bekleme	6,75±4,30	5,53±3,63	(-2,09, -0,35)	0,007
	Dönüş	12,43±8,30	6,80±4,20	(-7,83, -3,45)	<0,001
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	4,84±3,75	5,90±3,84	(0,02, 2,10)	0,046
	Bekleme	3,68±2,74	3,74±2,72	(-0,14, 0,25)	0,542
	Dönüş	4,48±3,23	4,45±2,66	(-0,71, 0,64)	0,915

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.



Şekil 4.1. Öne hamle egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.

Yana Hamle

Kayan platform ve normal zeminde yapılan yana hamle egzersizi sırasındaki VM, VL, BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri Tablo 4.5.'da gösterilmiştir (Şekil 4.2.).

Vastus Medialis

Yana hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi VM kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede anlamlıydı ($F_{(2,58)}=20,55$, $p<0,001$). Yana hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ekstremitede VM kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti ($p<0,001$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,868$). Non-dominant VM kas aktivasyon seviyesi için faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=1,406$, $p=0,253$) ve platform ana etkisi ($F_{(1,29)}=0,202$, $p=0,657$) anlamlı değildi.

Vastus Lateralis

Yana hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi VL kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede anlamlıydı ($F_{(2,58)}=16,70$, $p<0,001$). Yana hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ekstremitede VL kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti ($p<0,001$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,982$). Non-dominant VL kas aktivasyon seviyesi için faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=0,676$, $p=0,512$) ve platform ana etkisi ($F_{(1,29)}=0,099$, $p=0,755$) anlamlı değildi.

Biceps Femoris

Yana hamle egzersizinde faz-platform etkileşimi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=1,402$, $p=0,254$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=0,530$, $p=0,591$) anlamlı değildi. Platformun ana etkisi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(1,29)}=2,952$, $p=0,095$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(1,29)}=0,851$, $p=0,364$) anlamlı değildi.

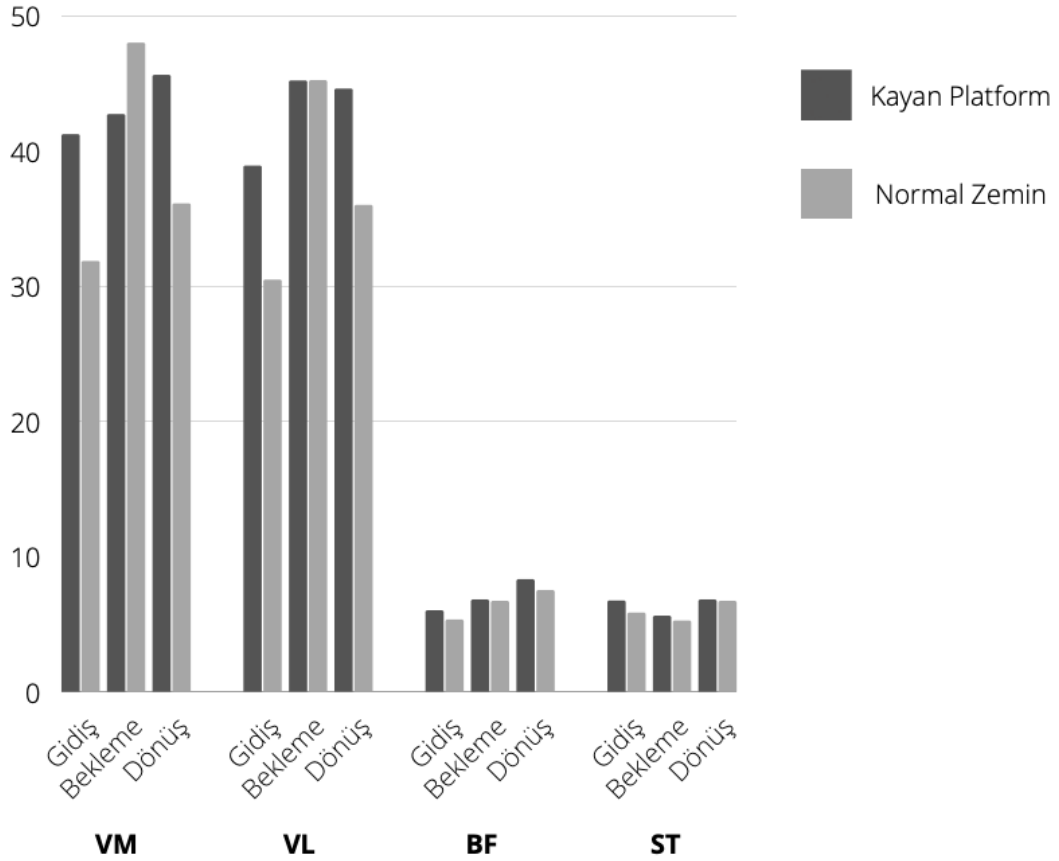
Semitendinosus

Yana hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi ST kas aktivasyon seviyesi non-dominant ekstremitede anlamlıydı ($F_{(2,58)}=3,269$, $p=0,045$). Yana hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında non-dominant ST kas aktivasyon seviyesi bekleme fazında daha yüksekti ($p=0,009$). Gidiş ve dönüş fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,067$, dönüş: $p=0,464$). Dominant ST kas aktivasyon seviyesi için faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=0,136$, $p=0,873$) ve platform ana etkisi ($F_{(1,29)}=0,202$, $p=0,656$) anlamlı değildi.

Tablo 4.5. Yana hamle egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

Yana Hamle	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	p değeri
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	41,23±12,08	31,85±9,24	(-13,01, -5,75)	<0,001
	Bekleme	47,72±12,50	48,00±11,60	(-2,61, 3,08)	0,868
	Dönüş	45,62±12,00	36,11±11,20	(-12,70, -6,33)	<0,001
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	8,78±7,80	8,74±5,41	(-2,16, 2,08)	0,970
	Bekleme	7,36±6,41	7,05±5,41	(-1,48, 0,86)	0,594
	Dönüş	7,33±5,49	8,46±5,70	(-0,21, 2,46)	0,094
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	38,90±12,16	30,47±11,76	(-11,82, -5,01)	<0,001
	Bekleme	45,20±13,20	45,23±17,07	(-4,06, 4,15)	0,982
	Dönüş	44,60±14,40	36,00±20,35	(-13,75, -3,45)	<0,001
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	10,57±9,06	10,27±6,34	(-2,71, 2,13)	0,806
	Bekleme	9,63±9,55	8,85±7,54	(-2,69, 1,12)	0,409
	Dönüş	9,12±7,05	9,46±6,77	(-1,12, 1,79)	0,642
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	6,00±2,80	5,32±2,27	(-1,27, -0,97)	0,024
	Bekleme	6,80±2,86	6,70±2,83	(-0,81, 0,56)	0,713
	Dönüş	8,30±3,45	7,50±3,17	(-1,95, 0,30)	0,144
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	2,31±1,90	2,39±1,42	(-0,44, 0,60)	0,758
	Bekleme	2,00±1,38	1,70±1,20	(-0,56, -0,05)	0,020
	Dönüş	3,22±2,41	3,05±2,15	(-0,89, 0,55)	0,634
Semitendinosus Dominant	Gidiş	6,72±5,00	5,83±4,11	(-1,35, 1,15)	0,874
	Bekleme	5,60±5,00	5,24±3,60	(-1,24, 0,54)	0,432
	Dönüş	6,80±4,26	6,70±4,00	(-1,11, 0,88)	0,817
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	3,00±1,96	3,60±2,26	(-0,50, 1,24)	0,067
	Bekleme	2,75±1,50	2,08±1,31	(-1,15, -0,18)	0,009
	Dönüş	5,66±3,29	6,21±4,15	(-0,96, 2,05)	0,464

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.



Şekil 4.2. Yana hamle egzersizinde fazlara göre dominant ekstremitte kas aktivasyon seviyeleri.

Arkaya Hamle

Kayan platform ve normal zeminde yapılan arkaya hamle egzersizi sırasındaki VM, VL, BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri Tablo 4.6.'da gösterilmiştir (Şekil 4.3.).

Vastus Medialis

Arkaya hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi VM kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=11,55$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=4,023$, $p=0,023$) anlamlıydı. Arkaya hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında VM kas aktivasyon seviyesi dominant ekstremitte bekleme ve dönüş fazlarında daha yüksekti. (bekleme: $p=0,039$, dönüş: $p=0,011$) Non-dominant ekstremitede gidiş, bekleme ve dönüş fazlarında VM kas aktivasyon seviyesi daha yüksekti (gidiş: $p=0,001$, bekleme: $p=0,032$, dönüş: $p=0,002$). Dominant ekstremitte

gidiş fazında VM kas aktivasyonunda platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,07$).

Vastus Lateralis

Arkaya hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi VL kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=12,96$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=4,028$, $p=0,023$) anlamlıydı. Arkaya hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ve non-dominant ekstremitelerde VL kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti ($p<0,05$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (dominant: $p=0,317$, non-dominant: $p=0,535$).

Biceps Femoris

Arkaya hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=10,88$, $p=0,047$) anlamlıydı. Arkaya hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant BF kas aktivasyon seviyesi dönüş fazında daha yüksekti ($p=0,027$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,294$, bekleme: $p=0,222$). Non-dominant BF kas aktivasyon seviyesi için faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=2,180$, $p=0,122$) ve platform ana etkisi ($F_{(1,29)}=1,910$, $p=0,178$) anlamlı değildi.

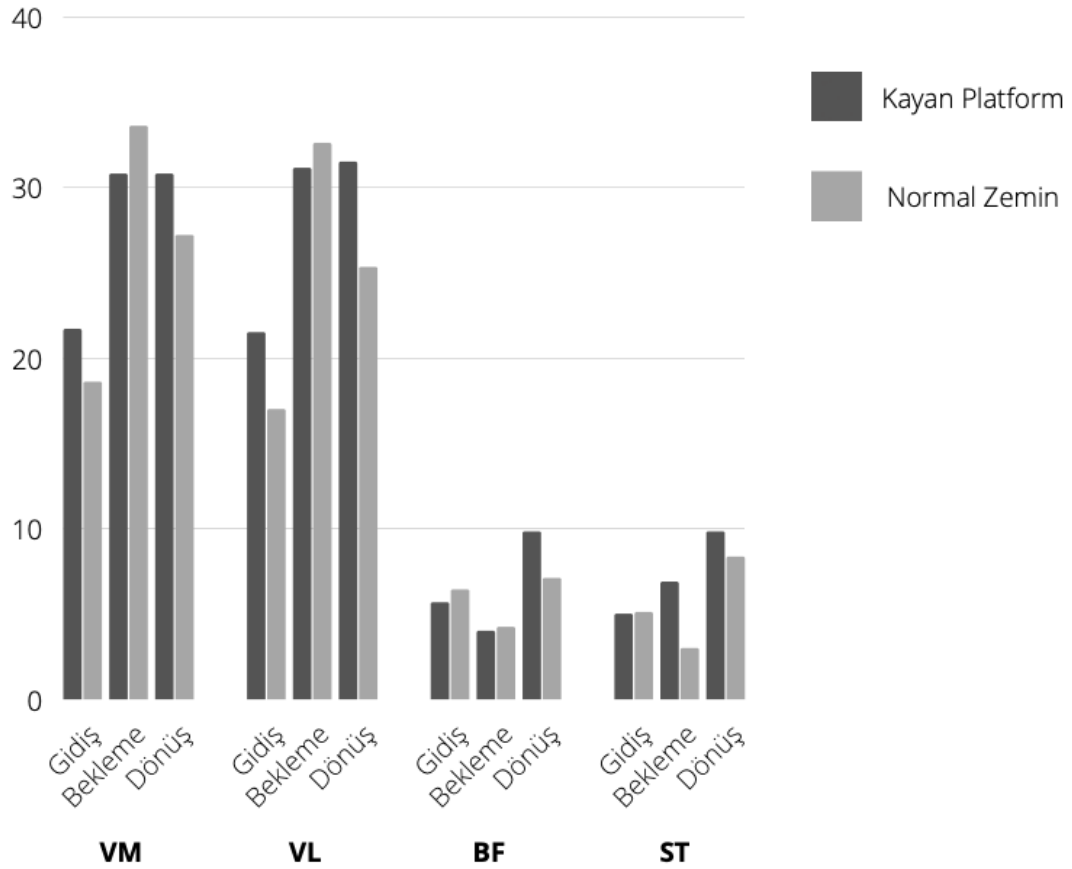
Semitendinosus

Arkaya hamle egzersizinde faz-platform etkileşimi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=2,457$, $p=0,095$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=26,14$, $p=0,082$) anlamlı değildi. Platformun ana etkisi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(1,29)}=1,394$, $p=0,247$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(1,29)}=3,046$, $p=0,092$) anlamlı değildi.

Tablo 4.6. Arkaya hamle egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

Arkaya Hamle	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	p değeri
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	21,70±9,60	18,60±7,60	(-6,46, 0,27)	0,070
	Bekleme	30,80±9,90	33,60±9,50	(-0,27, 5,36)	0,039
	Dönüş	30,80±12,20	27,20±10,70	(-6,34, -0,88)	0,011
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	31,13±11,14	24,97±9,42	(-9,45, -2,87)	0,001
	Bekleme	38,11±11,18	34,76±11,36	(-6,39, -0,31)	0,032
	Dönüş	49,12±17,37	39,93±13,51	(-14,65, -3,37)	0,002
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	21,50±10,70	17,00±7,17	(-8,11, -0,70)	0,021
	Bekleme	31,14±10,87	32,60±11,56	(-1,45, 4,32)	0,317
	Dönüş	31,50±15,70	25,33±11,63	(-10,01, -2,23)	0,003
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	28,52±11,45	23,33±9,02	(-8,54, -1,85)	0,004
	Bekleme	33,21±10,76	32,31±9,69	(-3,81, 2,02)	0,535
	Dönüş	42,56±15,98	37,83±13,12	(-9,06, -0,40)	0,033
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	5,67±3,60	6,42±3,57	(-0,68, 2,19)	0,294
	Bekleme	4,00±1,90	4,23±2,18	(-0,16, 0,68)	0,222
	Dönüş	5,20±3,90	7,10±3,30	(0,23, 3,60)	0,027
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	6,23±3,45	6,13±3,17	(-0,75, 0,54)	0,739
	Bekleme	6,88±4,59	6,33±3,00	(-1,68, 0,59)	0,338
	Dönüş	9,82±6,53	8,35±4,29	(-3,30, 0,37)	0,115
Semitendinosus Dominant	Gidiş	5,00±4,00	5,10±3,00	(-1,29, 1,58)	0,835
	Bekleme	2,90±1,87	3,00±2,00	(-0,22, 0,28)	0,794
	Dönüş	3,80±3,00	5,10±3,20	(0,17, 2,52)	0,047
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	7,55±5,60	7,28±4,39	(-1,43, 0,89)	0,639
	Bekleme	7,53±4,93	7,23±4,31	(-1,17, 0,57)	0,493
	Dönüş	9,56±5,90	7,93±4,52	(-3,04, -0,21)	0,026

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.



Şekil 4.3. Arkaya hamle egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.

Öne Çömelme

Kayan platform ve normal zeminde yapılan öne çömelme egzersizi sırasındaki VM, VL, BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri Tablo 4.7.'de gösterilmiştir (Şekil 4.4.).

Vastus Medialis

Öne çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi VM kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}= 14,263$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=7,77$, $p=0,001$) anlamlıydı. Öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında VM kas aktivasyon seviyesi dominant ekstremite gidiş, bekleme ve dönüş fazlarında ($p<0,001$), non-dominant ekstremitede gidiş ve bekleme fazlarında daha yüksekti (gidiş: $p=0,006$, bekleme: $p=0,037$). Non-dominant ekstremite gidiş fazında VM kas aktivasyonunda platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,068$).

Vastus Lateralis

Öne çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi VL kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=12,818$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=10,006$, $p<0,001$) anlamlıydı. Öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ekstremitede VL kas aktivasyon seviyesi gidiş, bekleme ve dönüş fazlarında daha yüksekti (gidiş: $p<0,001$, bekleme: $p=0,002$, dönüş: $p<0,001$). Non-dominant ekstremitede VL kas aktivasyon seviyesi gidiş fazında daha yüksekti ($p=0,016$). Non-dominant ekstremitede bekleme ve dönüş fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (bekleme: $p=0,55$, dönüş: $p=0,805$).

Biceps Femoris

Öne çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=10,88$, $p=0,047$) anlamlıydı. Öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant BF kas aktivasyon seviyesi bekleme fazında daha yüksekti ($p=0,013$). Gidiş ve dönüşme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,054$, dönüş: $p=0,057$) (Tablo 4.11.). Öne çömelme egzersizinde BF kas aktivasyon seviyesi için non-dominant ekstremitede faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=1,857$, $p=0,165$) ve platformun ana etkisi ($F_{(1,29)}=1,158$, $p=0,291$) anlamlı değildi.

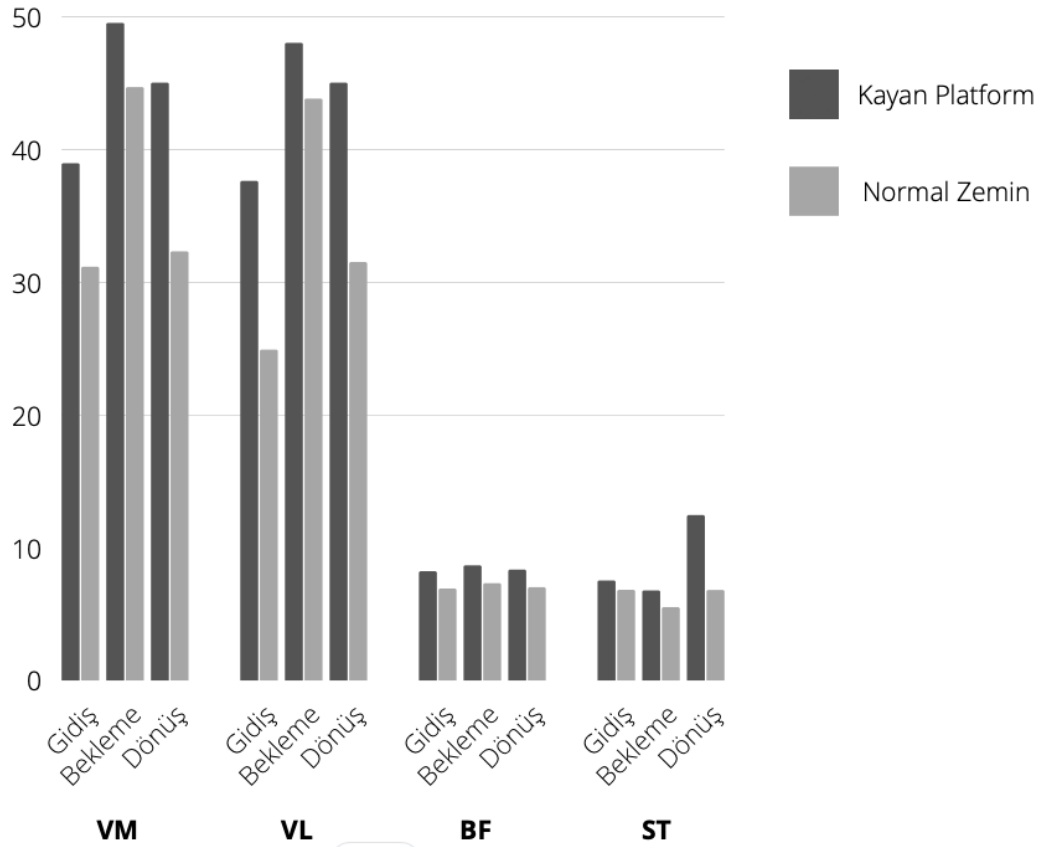
Semitendinosus

Öne çömelme egzersizinde faz-platform etkileşimi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=2,580$, $p=0,084$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=2,124$, $p=0,129$) anlamlı değildi. Platformun ana etkisi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(1,29)}=1,149$, $p=0,293$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(1,29)}=1,311$, $p=0,262$) anlamlı değildi.

Tablo 4.7. Öne çömelme egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

Öne Çömelme	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	p değeri
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	38,93±10,50	31,14±8,55	(-10,16, -5,42)	<0,001
	Bekleme	49,46±12,68	44,67±12,24	(-7,14, -2,43)	<0,001
	Dönüş	45,00±13,35	32,26±8,42	(-16,34, -9,18)	<0,001
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	16,40±9,90	12,67±7,70	(-6,32, -1,14)	0,006
	Bekleme	14,03±9,17	11,18±7,03	(-5,50, -0,19)	0,037
	Dönüş	10,16±6,70	9,75±5,44	(-2,46, 1,63)	0,68
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	37,56±13,27	29,38±8,82	(-10,86, -5,49)	<0,001
	Bekleme	47,92±18,06	43,79±17,94	(-6,60, -1,66)	0,002
	Dönüş	44,95±17,90	31,50±9,54	(-17,89, -9,01)	<0,001
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	18,04±10,35	14,68±8,12	(-6,05, -0,66)	0,016
	Bekleme	15,18±8,71	12,97±7,64	(-4,46, 0,05)	0,55
	Dönüş	11,16±6,71	11,35±5,92	(-1,36, 1,74)	0,805
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	8,18±4,18	6,94±3,84	(-2,50, 0,02)	0,054
	Bekleme	8,64±3,21	7,27±3,00	(-2,43, -0,31)	0,013
	Dönüş	8,32±3,66	6,96±3,05	(-2,76, 0,40)	0,057
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	2,44±1,41	2,10±1,53	(-0,75, 0,76)	0,105
	Bekleme	2,25±1,20	2,10±1,37	(-0,51, 0,22)	0,425
	Dönüş	1,87±0,90	1,84±0,87	(-0,36, 0,32)	0,891
Semitendinosus Dominant	Gidiş	7,50±4,60	6,80±4,28	(-1,98, -0,12)	0,029
	Bekleme	6,75±4,30	5,53±3,63	(-2,35, 0,63)	0,246
	Dönüş	12,43±8,30	6,80±4,20	(-1,12, 1,62)	0,711
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	2,22±2,11	1,90±1,00	(-0,68, 0,40)	0,084
	Bekleme	1,96±1,62	1,96±1,45	(-0,36, 0,38)	0,967
	Dönüş	1,93±1,48	1,80±1,25	(-0,39, 0,09)	0,223

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.



Şekil 4.4. Öne çömelme egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.

Yana Çömelme

Kayan platform ve normal zeminde yapılan yana çömelme egzersizi sırasındaki VM, VL, BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri Tablo 4.8.'de gösterilmiştir (Şekil 4.5.).

Vastus Medialis

Yana çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi VM kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}= 25,076$, $p<0,001$) anlamlıydı. Yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında VM kas aktivasyon seviyesi dominant ekstremite gidiş, bekleme ve dönüş fazlarında daha yüksekti (gidiş: $p<0,001$, bekleme: $p=0,031$, dönüş: $p<0,001$). Yana çömelme egzersizinde VM kas aktivasyonu için non-dominant ekstremitede faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=0,968$, $p=0,386$) ve platformun ana etkisi ($F_{(1,29)}=0,090$, $p=0,766$) anlamlı değildi.

Vastus lateralis

Yana çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi VL kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=20,476$, $p<0,001$) anlamlıydı. Yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ekstremitede VL kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti ($p<0,001$). Dominant ekstremitede bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,053$). Yana çömelme egzersizinde VL kas aktivasyonu için non-dominant ekstremitede faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=2,733$, $p=0,073$) ve platformun ana etkisi ($F_{(1,29)}=2,014$, $p=0,157$) anlamlı değildi.

Biceps Femoris

Yana çömelme egzersizinde faz-platform etkileşimi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=1,119$, $p=0,333$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=1,247$, $p=0,295$) anlamlı değildi. Platformun ana etkisi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(1,29)}=3,232$, $p=0,083$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(1,29)}=1,574$, $p=0,205$) anlamlı değildi.

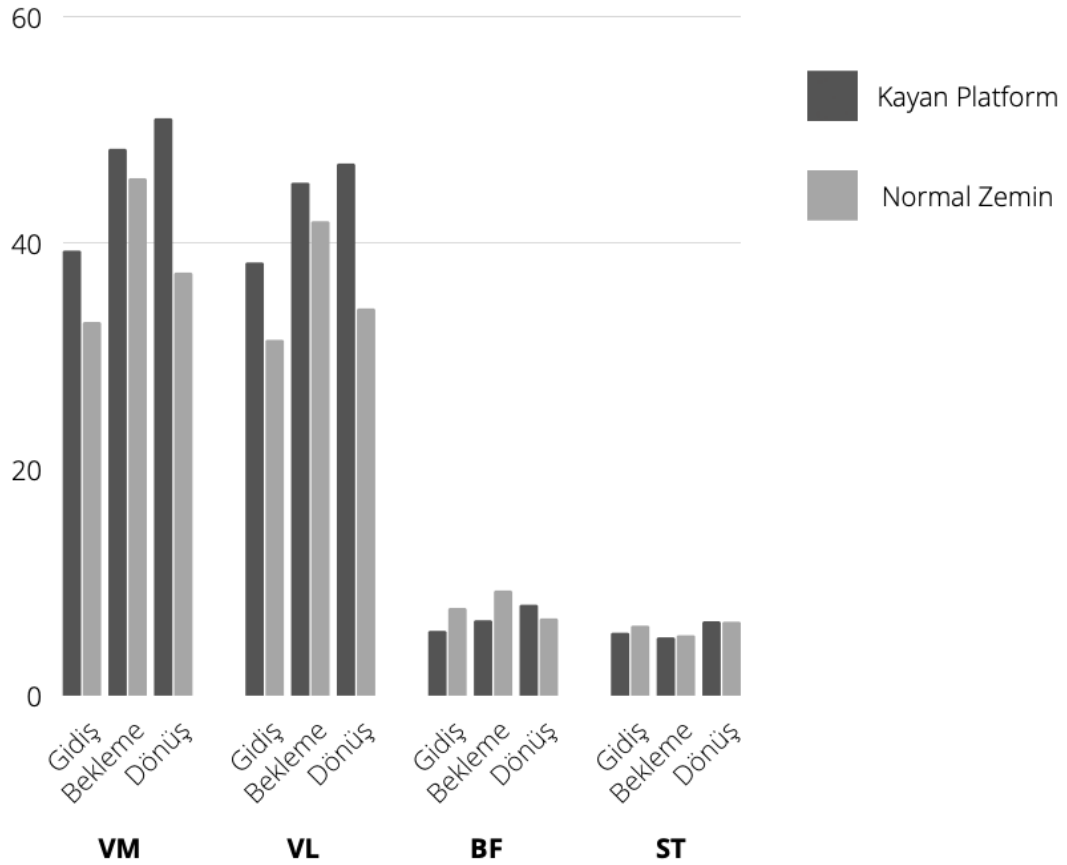
Semitendinosus

Yana çömelme egzersizinde faz-platform etkileşimi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=1,527$, $p=0,226$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=0,782$, $p=0,462$) anlamlı değildi. Platformun ana etkisi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(1,29)}=0,769$, $p=0,388$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(1,29)}=0,348$, $p=0,560$) anlamlı değildi.

Tablo 4.8. Yana çömelme egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

Yana Çömelme	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	p değeri
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	39,27±10,71	32,93±9,22	(-9,21, -3,48)	<0,001
	Bekleme	48,29±13,12	45,70±13,32	(-4,93, -0,25)	0,031
	Dönüş	50,91±15,07	37,37±11,36	(-17,34, -9,76)	<0,001
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	6,89±6,63	6,64±6,14	(-1,66, 1,15)	0,718
	Bekleme	7,43±5,46	7,72±6,14	(-1,54, 2,12)	0,750
	Dönüş	6,73±4,76	6,12±4,15	(-1,81, 0,60)	0,311
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	38,25±10,33	31,42±10,61	(-10,36, -3,30)	<0,001
	Bekleme	45,29±11,04	41,93±13,92	(-6,76, 0,50)	0,053
	Dönüş	46,97±15,02	34,17±11,17	(-16,82, -8,78)	<0,001
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	8,43±7,48	7,72±7,00	(-2,29, 0,88)	0,369
	Bekleme	9,56±7,65	9,26±7,76	(-1,99, 1,38)	0,715
	Dönüş	8,77±6,92	6,80±4,95	(-3,74, -0,20)	0,030
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	5,68±2,72	5,10±2,28	(-1,37, 0,21)	0,143
	Bekleme	6,64±3,10	6,00±2,55	(-1,48, 0,24)	0,150
	Dönüş	7,92±3,85	6,78±2,89	(-2,46, 0,18)	0,087
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	2,15±1,80	2,15±1,70	(-0,49, 0,47)	0,975
	Bekleme	2,00±1,24	2,31±1,60	(-0,27, 0,79)	0,066
	Dönüş	2,42±1,42	2,77±1,67	(-0,24, 0,94)	0,239
Semitendinosus Dominant	Gidiş	5,53±5,17	6,15±4,92	(-0,19, 1,44)	0,131
	Bekleme	5,12±4,33	5,27±3,86	(-0,53, 0,81)	0,666
	Dönüş	6,54±4,15	6,46±4,30	(-0,74, 0,58)	0,805
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	2,44±1,87	2,24±1,74	(-0,77, 0,36)	0,461
	Bekleme	2,68±1,82	2,73±2,14	(-0,81, 0,90)	0,914
	Dönüş	3,36±2,54	2,93±1,99	(-1,42, 0,55)	0,376

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.



Şekil 4.5. Yana çömelme egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.

Arkaya Çömelme

Kayan platform ve normal zeminde yapılan arkaya çömelme egzersizi sırasındaki VM, VL, BF ve ST kas aktivasyon seviyeleri Tablo 4.9.'da gösterilmiştir (Şekil 4.6.).

Vastus Medialis

Arkaya çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi VM kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=12,162$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=9,703$, $p=0,004$) anlamlıydı. Arkaya çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant VM kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti (gidiş: $p=0,004$, dönüş: $p=0,001$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,69$). Arkaya çömelme egzersizi kayan platformda

yapıldığında non-dominant VM kas aktivasyon seviyesi gidiş, bekleme ve dönüş fazlarında daha yüksekti (gidiş: $p=0,06$, bekleme: $p=0,032$, dönüş: $p=0,001$).

Vastus Lateralis

Arkaya çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi VL kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=7,705$, $p=0,001$) anlamlıydı. Arkaya çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant VL kas aktivasyon seviyesi gidiş ve dönüş fazlarında daha yüksekti (gidiş: $p=0,004$, dönüş: $p=0,003$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,861$). Arkaya çömelme egzersizinde VL kas aktivasyon seviyesi için non-dominant ekstremitede faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=0,461$, $p=0,428$) anlamlı değildi. Platformun ana etkisi VL kas aktivasyon seviyesi için non-dominant ekstremitede anlamlıydı ($F_{(1,29)}=9,437$, $p=0,005$).

Biceps Femoris

Arkaya çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi BF kas aktivasyon seviyesi için dominant ($F_{(2,58)}=7,391$, $p=0,006$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=5,214$, $p=0,008$) anlamlıydı. Arkaya çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ve non-dominant BF kas aktivasyon seviyesi dönüş fazında daha yüksekti (dominant: $p=0,002$, non-dominant: $p=0,034$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (dominant: gidiş: $p=0,394$, bekleme: $p=0,984$; non-dominant: gidiş: $p=0,419$, bekleme: $p=0,555$).

Semitendinosus

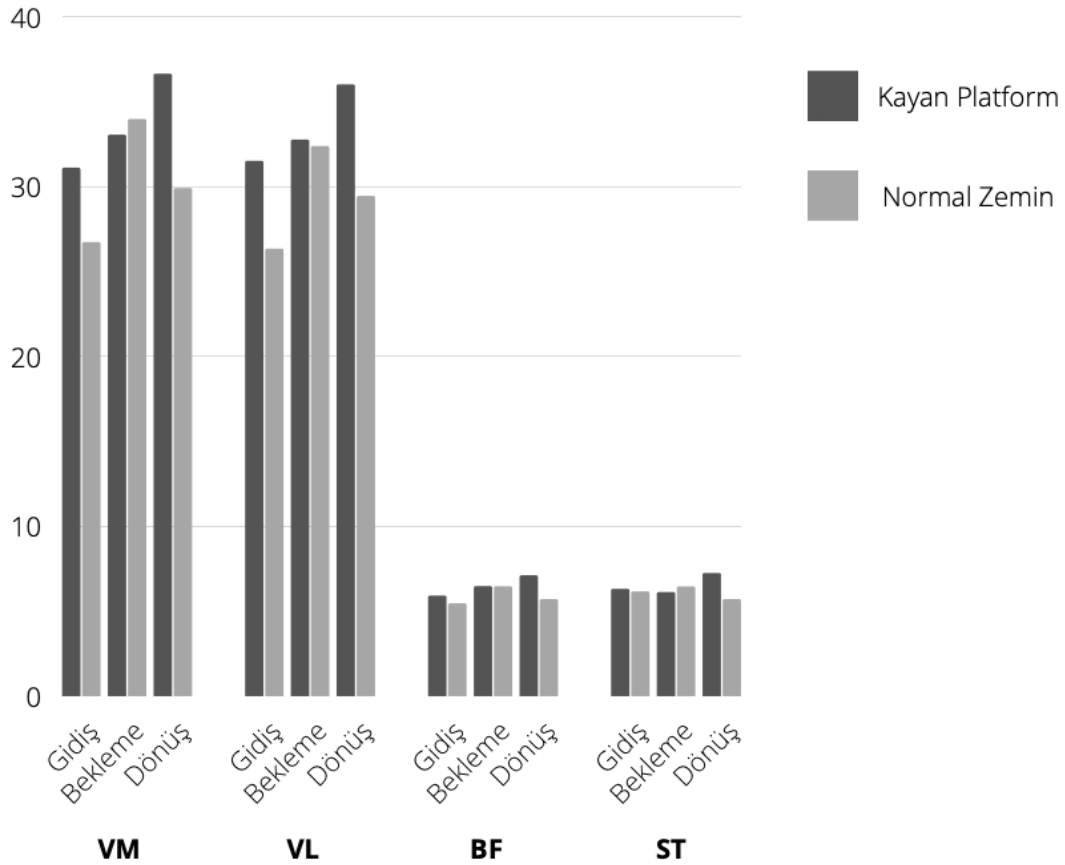
Arkaya çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi ST kas aktivasyon seviyesi için dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=6,060$, $p=0,004$) anlamlıydı. Arkaya çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ST kas aktivasyon seviyesi dönüş fazında daha yüksekti ($p=0,009$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,745$, bekleme: $p=0,454$). Arkaya çömelme egzersizinde ST kas aktivasyon seviyesi için non-dominant

ekstremitelerde faz-platform etkileşimi ($F_{(2,58)}=0,662$, $p=0,422$) ve platformun ana etkisi ($F_{(1,29)}=0,682$, $p=0,422$) anlamlı değildi.

Tablo 4.9. Arkaya çömelme egzersizinin farklı platformlardaki kas aktivasyon seviyeleri (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

Arkaya Çömelme	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	p değeri
Vastus Medialis Dominant	Gidiş	31,09±10,97	26,72±8,94	(-7,37, -1,58)	0,004
	Bekleme	33,04±13,00	33,96±13,52	(-3,39, 5,05)	0,690
	Dönüş	36,63±12,57	29,97±7,93	(-10,81, -2,91)	0,001
Vastus Medialis Non-dominant	Gidiş	8,27±5,25	5,50±2,96	(-4,69, -0,86)	0,006
	Bekleme	10,98±10,28	6,74±3,76	(-8,11, -0,39)	0,032
	Dönüş	8,94±5,24	5,28±2,48	(-5,56, -1,75)	0,001
Vastus Lateralis Dominant	Gidiş	31,49±15,95	26,33±9,86	(-8,56, -1,76)	0,004
	Bekleme	32,75±17,65	32,37±14,38	(-4,80, 4,03)	0,861
	Dönüş	35,91±16,53	29,44±9,82	(-10,55, -2,39)	0,003
Vastus Lateralis Non-dominant	Gidiş	8,30±6,27	4,90±3,27	(-5,79, -0,99)	0,007
	Bekleme	11,44±9,69	7,40±5,14	(-8,03, -0,40)	0,048
	Dönüş	9,57±6,28	4,68±2,55	(-7,37, -2,40)	<0,001
Biceps Femoris Dominant	Gidiş	5,87±2,68	5,45±2,30	(-1,42, 0,57)	0,394
	Bekleme	6,46±2,61	6,45±2,78	(-1,04, 1,02)	0,984
	Dönüş	7,08±3,31	5,70±2,37	(-2,22, -0,53)	0,002
Biceps Femoris Non-dominant	Gidiş	13,19±8,31	14,29±6,31	(-1,65, 3,86)	0,419
	Bekleme	5,74±5,00	5,14±5,20	(-2,64, 1,44)	0,555
	Dönüş	7,47±6,42	11,13±6,54	(0,30, 7,01)	0,034
Semitendinosus Dominant	Gidiş	6,30±5,28	6,14±5,40	(-1,20, 0,86)	0,745
	Bekleme	6,11±5,00	6,44±5,35	(-0,57, 1,24)	0,454
	Dönüş	7,23±5,33	5,68±4,79	(-2,67, -0,43)	0,009
Semitendinosus Non-dominant	Gidiş	11,41±6,73	10,91±5,34	(-2,75, 1,76)	0,659
	Bekleme	4,55±3,38	4,93±5,19	(-1,63, 2,34)	0,701
	Dönüş	6,31±6,38	8,98±5,33	(-0,39, 5,72)	0,085

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.



Şekil 4.6. Arkaya çömelme egzersizinde fazlara göre dominant ekstremite kas aktivasyon seviyeleri.

Hamstring/Kuadriseps (H/K) Kas Aktivasyon Seviyeleri Oranları

Kayan platform ve normal zeminde yapılan egzersizler sırasındaki H/K kas aktivasyon seviyeleri oranları Tablo 4.10 ve Tablo 4.11’de gösterilmiştir.

Öne hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi dominant ($F_{(2,58)}=10,316$, $p<0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=13,99$, $p<0,001$) anlamlıydı. Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında, dominant ekstremitede bekleme ve dönüş fazlarında H/K oranı daha yüksekti (bekleme: $p=0,003$, dönüş: $p=0,001$). Gidiş fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,783$). Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında, non-dominant ekstremitede gidiş ve dönüş fazlarında H/K oranı daha düşüktü ($p<0,001$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,057$).

Yana hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi dominant ($F_{(2,58)}=4,432$, $p=0,016$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=33,647$, $p<0,001$) anlamlıydı. Yana

hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında, dominant ekstremitede gidiş ve dönüş fazlarında H/K oranı daha düşüktü (gidiş: $p=0,046$, dönüş: $p=0,049$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,472$). Yana hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında, non-dominant ekstremitede dönüş fazında H/K oranı daha yüksekti ($p<0,001$). Gidiş ve bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,431$, bekleme: $p=0,15$).

Arkaya hamle egzersizinde, faz-platform etkileşimi dominant ($F_{(2,58)}=7,694$, $p=0,001$) non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=4,416$, $p=0,016$) anlamlıydı. Arkaya hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ekstremitede dönüş fazında H/K oranı daha düşüktü ($p=0,001$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,663$, bekleme: $p=0,720$). Non-dominant ekstremitede gidiş fazında H/K oranı daha düşüktü ($p=0,021$). Bekleme ve dönüş fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (bekleme: $p=0,822$, dönüş: $p=0,052$).

Öne çömelme egzersizinde faz-platform etkileşimi dominant ($F_{(2,58)}=7,694$, $p=0,001$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=16,782$, $p<0,001$) anlamlıydı. Öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında, dominant ekstremitede dönüş fazında H/K oranı daha düşüktü ($p=0,013$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,215$, bekleme: $p=0,231$). Öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında, non-dominant ekstremitede dönüş fazında H/K oranı daha yüksekti ($p<0,001$). Gidiş ve bekleme fazlarında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,432$, bekleme: $p=0,188$).

Yana çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi dominant ($F_{(2,58)}=7,174$, $p=0,002$) ve non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=24,179$, $p<0,001$) anlamlıydı. Yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında, dominant ekstremitede gidiş ve dönüş fazlarında H/K oranı daha düşüktü (gidiş: $p=0,010$, dönüş: $p=0,003$). Bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,537$). Yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında, non-dominant ekstremitede dönüş fazında H/K oranı daha yüksekti ($p<0,001$). Gidiş ve bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,634$, bekleme: $p=0,969$).

Arkaya çömelme egzersizinde, faz-platform etkileşimi non-dominant ekstremitede ($F_{(2,58)}=10,356$, $p<0,001$) anlamlıydı. Arkaya çömelme egzersizi kayan

platformda yapıldığında, non-dominant ekstremitede gidiş ve dönüş fazlarında H/K oranı daha yüksekti ($p<0,001$). Gidiş ve bekleme fazında platformlar arası anlamlı bir fark bulunmadı (gidiş: $p=0,431$, bekleme: $p=0,15$). Dominant ekstremitede faz-platform etkileşimi anlamlı değildi ($F_{(2,58)}=1,643$, $p=296$).

Tablo 4.10. Egzersizler Sırasında Platformlar arası **Dominant Ekstremitte** Hamstring/Kuadriseps Kas Aktivasyon Seviyeleri Oranları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

DOMİNANT	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	%95 Güven Aralığı	P değeri
Öne Hamle	Gidiş	0,30±0,18	0,31±0,17	(-0,47, 0,06)	0,783
	Bekleme	0,20±0,10	0,17±0,09	(-0,50, -0,11)	0,003
	Dönüş	0,43±0,30	0,27±0,14	(-0,24, -0,72)	0,001
Yana Hamle	Gidiş	0,15±0,12	0,18±0,08	(0,001, 0,06)	0,046
	Bekleme	0,14±0,80	0,13±0,60	(-0,63, 0,01)	0,472
	Dönüş	0,17±0,80	0,20±0,09	(0, 0,06)	0,049
Arkaya Hamle	Gidiş	0,32±0,31	0,35±0,20	(-0,10, 0,16)	0,663
	Bekleme	0,11±0,55	0,11±0,05	(-0,16, 0,11)	0,720
	Dönüş	0,15±0,94	0,24±0,11	(0,47, 0,15)	<0,001
Öne Çömelme	Gidiş	0,26±0,18	0,27±0,18	(-0,01, 0,04)	0,215
	Bekleme	0,18±0,11	0,17±0,08	(-0,03, 0,01)	0,231
	Dönüş	0,19±0,13	0,24±0,16	(0,01, 0,09)	0,013
Yana Çömelme	Gidiş	0,15±0,10	0,18±0,10	(0,01, 0,05)	0,010
	Bekleme	0,12±0,70	0,13±0,07	(-0,01, 0,02)	0,537
	Dönüş	0,15±0,76	0,19±0,08	(0,01, 0,06)	0,003
Arkaya Çömelme	Gidiş	0,22±0,14	0,24±0,16	(-0,30, 0,07)	0,421
	Bekleme	0,23±0,14	0,24±0,19	(-0,50, 0,60)	0,746
	Dönüş	0,22±0,12	0,20±0,12	(-0,60, 0,02)	0,388

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.

Tablo 4.11. Egzersizler Sırasında Platformlar arası **Non-dominant Ekstremit**e Hamstring/Kuadriseps Kas Aktivasyon Seviyeleri Oranları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve ikili karşılaştırma analiz sonuçları.

NON-DOMİNANT	Faz	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	P değeri
Öne Hamle	Gidiş	0,16±0,11	0,26±0,17	(0,06, 0,16)	<0,001
	Bekleme	0,10±0,05	0,11±0,05	(0, 0,01)	0,057
	Dönüş	0,11±0,05	0,15±0,07	(0,02, 0,05)	<0,001
Yana Hamle	Gidiş	0,43±0,43	0,38±0,24	(-0,17, 0,07)	0,431
	Bekleme	0,43±0,41	0,32±0,23	(-0,26, 0,04)	0,15
	Dönüş	0,74±0,57	0,22±0,11	(-0,70, -0,32)	<0,001
Arkaya Hamle	Gidiş	0,24±0,99	0,31±0,20	(0,01, 0,13)	0,021
	Bekleme	0,20±0,10	0,20±0,68	(-0,03, 0,02)	0,822
	Dönüş	0,21±0,10	0,25±0,11	(0, 0,07)	0,052
Öne Çömelleme	Gidiş	0,15±0,72	0,15±0,72	(-0,01, 0,02)	0,432
	Bekleme	0,17±0,82	0,21±0,15	(-0,20, 0,10)	0,188
	Dönüş	0,23±0,20	0,09±0,04	(-0,21, -0,08)	<0,001
Yana Çömelleme	Gidiş	0,43±0,38	0,39±0,24	(-0,17, 0,10)	0,634
	Bekleme	0,44±0,50	0,44±0,34	(-0,17, 0,16)	0,969
	Dönüş	0,49±0,38	0,14±0,06	(-0,5, -0,21)	<0,001
Arkaya Çömelleme	Gidiş	2,09±1,93	3,37±3,02	(0,5, 2,07)	0,003
	Bekleme	0,73±1,00	1,41±2,41	(-0,02, 1,38)	0,057
	Dönüş	1,02±1,05	0,60±0,34	(-0,81, -0,02)	0,04

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.

4.3. Farklı Zeminlerde Yapılan Egzersizlerde Kalça ve Diz Fleksiyon Açılıarı

Tekrarlar arası güvenilirlik için sınıf içi korelasyon katsayısı değerleri ve ölçüm hataları her kas, her egzersiz ve her platform için Tablo 4.12.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.12. Öne Hamle Egzersizinde Tekrarlar arası Kalça ve Diz Fleksiyon Açıları Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı ile Standart Ölçüm Hatası değerleri.

		Normal Zemin		Kayan Platform	
		SKK	SÖH	SKK	SÖH
Öne Hamle	Kalça Fleksiyon	0,933	1,93	0,756	1,07
	Diz Fleksiyon	0,941	1,58	0,674	1,09
Yana Hamle	Kalça Fleksiyon	0,959	2,89	0,867	1,80
	Diz Fleksiyon	0,867	1,20	0,806	1,10
Arkaya Hamle	Kalça Fleksiyon	0,851	1,13	0,838	0,70
	Diz Fleksiyon	0,936	1,72	0,886	1,25
Öne Çömelleme	Kalça Fleksiyon	0,963	2,97	0,956	2,47
	Diz Fleksiyon	0,765	1,17	0,836	0,99
Yana Çömelleme	Kalça Fleksiyon	0,916	2,49	0,898	1,99
	Diz Fleksiyon	0,806	1,16	0,908	1,32
Arkaya Çömelleme	Kalça Fleksiyon	0,917	2,56	0,886	1,97
	Diz Fleksiyon	0,708	1,49	0,776	1,40

Kısaltmalar: SKK: Sınıf içi korelasyon katsayısı, SÖH: Standart ölçüm hatası.

Cinsiyetin kalça ve diz fleksiyon açıları üzerine etkisi anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

Yana hamle, öne çömelleme ve yana çömelleme egzersizleri farklı zeminlerde yapıldığında kalça fleksiyon açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (sırasıyla; $p=0,027$, $p=0,009$, $p=0,018$). Yana hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında kalça fleksiyon açısı daha yüksek, öne çömelleme ve yana çömelleme egzersizleri kayan platformda yapıldığında ise daha düşük kalça fleksiyon açısı elde edildi. Öne hamle, arkaya hamle ve arkaya çömelleme egzersizleri farklı zeminlerde yapıldığında kalça fleksiyon açıları arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.13.).

Tablo 4.13. Egzersizlerin farklı platformlardaki kalça fleksiyon açıları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve t-testi analizi sonuçları.

Kalça fleksiyon açısı (°)	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	P değeri	T değeri
Öne Hamle	91,90±5,87	91,98±10,59	(-2,49, 2,65)	0,948	0,066
Yana Hamle	95,96±9,86	91,30±15,87	(-8,75, -0,57)	0,027	-2,334
Arka Hamle	88,56±3,85	90,56±6,21	(-0,20, 4,20)	0,074	1,854
Öne Çömelme	62,97±13,54	56,42±16,29	(1,77, 11,32)	0,009	2,804
Yana Çömelme	76,57±10,92	71,00±13,65	(1,01, 10,12)	0,018	2,500
Arka Çömelme	70,57±10,84	72,74±14,04	(-7,74, 3,41)	0,434	-0,794

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma.

Öne hamle, arkaya hamle ve yana çömelme egzersizleri farklı zeminlerde yapıldığında diz fleksiyon açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (sırasıyla; $p < 0,001$, $p = 0,032$, $p = 0,05$). Öne hamle ve arkaya hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında diz fleksiyon açısı daha yüksek, yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında ise daha düşük diz fleksiyon açısı elde edildi. Yana hamle, öne çömelme ve arkaya çömelme egzersizleri farklı zeminlerde yapıldığında diz fleksiyon açıları arasında anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.14.).

Tablo 4.14. Egzersizlerin farklı platformlardaki diz fleksiyon açıları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve t-testi analizi sonuçları.

Diz fleksiyon açısı (°)	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	P değeri	T değeri
Öne Hamle	86,23±5,96	78,17±8,64	(-10,02, -5,01)	<0,001	-6,134
Yana Hamle	98,08±6,14	96,05±6,61	(-4,57, 0,51)	0,113	-1,636
Arkaya Hamle	82,70±6,82	79,53±9,43	(-6,03, -0,3)	0,032	-2,259
Öne Çömelme	72,49±5,45	73,09±6,39	(-4,06, 0,86)	0,194	-1,326
Yana Çömelme	79,02±7,24	73,29±6,37	(1,62, 8,27)	0,005	3,044
Arkaya Çömelme	69,00±7,68	72,04±8,14	(-6,64, 0,54)	0,093	-1,736

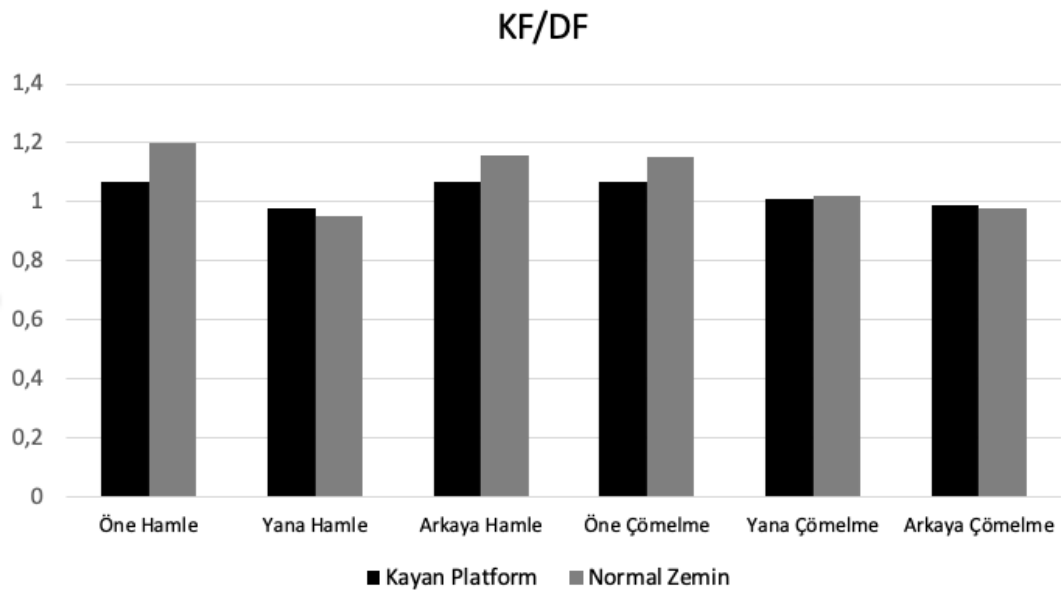
Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma

Öne hamle, arkaya hamle ve öne çömelme egzersizleri farklı zeminlerde yapıldığında kalça-diz fleksiyon açıları oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Bu üç egzersiz kayan platformda yapıldığında oranların 1'e daha yakın olduğu görüldü. Yana hamle, arka çömelme ve yana çömelme egzersizlerinde zeminler arası anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.15.) (Şekil 4.7.).

Tablo 4.15. Egzersizlerin farklı platformlardaki kalça-diz fleksiyon oranları (ortalama±standart sapma), 95% güven aralığı ve t-testi analizi sonuçları.

	Kayan Platform (ORT±SS)	Normal Zemin (ORT±SS)	95% Güven Aralığı	P değeri	T değeri
Öne Hamle KF/DF	1,07±0,10	1,19±0,21	(0,06, 0,16)	<0,001	4,593
Yana Hamle KF/DF	0,98±0,10	0,95±0,18	(-0,06, 0,02)	0,263	-1,143
Arkaya Hamle KF/DF	1,07±0,10	1,16±0,17	(0,03, 0,13)	0,004	3,119
Öne Çömelme KF/DF	1,07±0,01	1,15±0,17	(0,04, 0,12)	0,001	3,842
Yana Çömelme KF/DF	1,01±0,01	1,02±0,13	(-0,04, 0,05)	0,776	0,287
Arkaya Çömelme KF/DF	0,99±0,65	0,98±0,12	(-0,03, 0,05)	0,642	0,469

Kısaltmalar: ORT: Ortalama, SS: Standart Sapma, KF: Kalça Fleksiyon, DF: Diz Fleksiyon.



Şekil 4.7. Egzersizler sırasındaki KF/DF oranlarının platformlar arası farkı.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, normal zeminde ve kayan platformda yapılan tek bacak çömelme ve hamle egzersizleri sırasındaki Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyon seviyeleri, kalça ve diz fleksiyon açıları değerlendirildi. Sağlıklı bireylerde üç farklı yöne uzanılarak yapılan tek bacak çömelme ve hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında Kuadriseps ve Hamstring aktivasyon seviyelerinin daha yüksek olduğu bulundu. Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında dominant ekstremitede Hamstring/Kuadriseps kas aktivasyon oranı daha yüksek bulunurken yana ve arkaya hamle ile öne ve yana çömelme egzersizlerinde bu oran daha düşük bulundu. Bununla birlikte, öne hamle, arkaya hamle ve öne çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında kalça ve diz fleksiyon açıları oranlarının 1'e daha yakın olduğu bulundu.

5.1. Kas Aktivasyon Seviyeleri

Öne, yana ve arkaya hamle egzersizlerinde VM ve VL kaslarının aktivasyon seviyeleri fazlara göre kayan platformda daha yüksekti. ST ve BF kaslarının aktivasyon seviyeleri kayan platformda daha yüksekti fakat fazlara göre belirgin farklılık göstermedi. Kayan platformda görülen yüksek kas aktivasyon seviyelerinin nedeninin zemindeki sürtünme kuvvetinin azalmasına bağlı zemin instabilitesindeki artış olduğu düşünülmektedir (19, 20). Bu nedenle, gerek sportif performans gerek rehabilitasyon amacı ile farklı yönlere uzanarak yapılan fonksiyonel egzersizleri yaparken daha yüksek kas aktivasyonu elde etmek için kayan platformlar kullanılabilir.

Literatür incelendiğinde, hamle egzersizlerinin Kuadriseps dominant egzersizler olduğu görülmüştür. Ebben ve ark. (140) KKH egzersizleri sırasındaki kas aktivasyon seviyelerini inceledikleri çalışmalarında öne hamle egzersizi sırasında VL aktivasyon seviyesini %94,3 MİİK ve BF aktivasyon seviyesini ise %24,3 MİİK bulduklarını belirtmişlerdir. Farrokhi ve ark. (3) ise yaptıkları çalışmada, gövde önde, nötralde ve arkada pozisyonlarında iken yapılan öne hamle egzersizindeki kas aktivasyon seviyelerini incelemiş ve öne hamle egzersizi gövde nötralde yapıldığında VL aktivasyon seviyesini %45,6 MİİK ve BF aktivasyon seviyesini %11,9 MİİK olarak bulmuşlardır. Çalışmamızın sonucunda kayan platformda yapılan öne hamle

egzersizde BF aktivasyon seviyesi farklı fazlarda %4,40-14,03 MİİK ve ST aktivasyonu seviyesi %3,68-12,43 MİİK olarak bulundu. Bu çalışmalar, çalışmamızda belirtilen göreceli olarak daha düşük olan Hamstring kas aktivasyonu ile uyumludur. Literatürde de belirtildiği gibi, farklı yönlere yapılan hamle egzersizleri, Kuadriseps dominant egzersizlerdir. Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde, öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında VM aktivasyon seviyesi tüm fazlarda %25,75-44,05 MİİK ve VL aktivasyon seviyesi %24,00-40,50 MİİK, BF aktivasyon seviyesi 4,40-14,03 %MİİK ve ST aktivasyon seviyesi %3,68-12,43 MİİK aralığında bulundu. Kayan platformda görülen yüksek kuadriseps kas aktivasyon seviyelerinin nedeninin, zemindeki sürtünme kuvvetinin azalmasına bağlı zemin instabilitesindeki artış olduğunu düşünmekteyiz. Bulunan Kuadriseps kas aktivasyon seviyeleri literatürle de uyumludur. Bununla birlikte Farrokhi ve ark. (3) yaptıkları çalışmada öne hamle egzersizi sırasında gövde pozisyonunun Hamstring kas aktivasyonunu etkilediğini bulmuşlardır. Gövde fleksiyon derecesi arttıkça Hamstring kas aktivasyonu artmaktadır (3). Çalışmamızda gövde pozisyonunun nötralde olmasını istediğimizden sonuçlarımızda görülen relatif düşük Hamstring kas aktivasyon seviyesinin nedeninin buna bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Hamle egzersizindeki Hamstring kas aktivasyon seviyeleri çömelme egzersizi ile benzerdir (141). BF gibi çift eklem kat eden kaslar bir eklemde agonist diğer eklemde antagonist olduklarında orta düzeyde aktivasyona sahiplerdir. Bu bilgiler ışığında, hamle egzersizleri özellikle Hamstring kas grubu için erken dönemde kullanılmalı ve egzersiz progresyonuna dikkat edilmelidir. Bouillon ve ark. (19) normal zemin, BOSU® ve STEPRIGHT® kullanarak yapılan öne hamle egzersizi sırasında alt ekstremite kas aktivasyon seviyelerini inceledikleri çalışmalarında, STEPRIGHT® kullanılarak yapılan hamle egzersizinde normal zemine kıyasla, egzersizin gidiş ve dönüş fazlarında daha fazla VM ve BF kas aktivasyon seviyesi bulmuşlardır. Stabil olmayan zemin kullanılan bu çalışmanın sonuçları, sonuçlarımızla benzerdir. Çalışmamızın verileri de incelendiğinde, hamle egzersizlerinin kayan platformda yapılması, Kuadriseps ve hamstring kas grubunda normal zemine göre daha yüksek kas aktivasyonu sağlamıştır. Kayan platformda yapılan hamle egzersizi sırasında görülen %21,5-49,1 MİİK (orta-yüksek) Kuadriseps kas aktivasyon seviyesi Kuadriseps kas enduransını ve kuvvetini arttırmada etkili olabilir (120).

Literatür incelendiğinde, hamle egzersizleri sırasında non-dominant ekstremitenin kas aktivasyonu inceleyen bilimsel çalışma bulunamamıştır. Çalışmamızda, öne hamle egzersizinde dominant ekstremitedeki Kuadriseps kas aktivasyon seviyesi %24-36,7 MİİK, non-dominant ekstremitedeki Kuadriseps kas aktivasyon seviyesi %29,2-44 MİİK olarak bulundu. Ayrıca dominant ekstremitedeki Hamstring kas aktivasyon seviyesi %6,4-14 MİİK ve non-dominant ekstremitedeki Hamstring kas aktivasyon seviyesi %3,7-5,1 MİİK olarak bulundu. Arkaya hamle egzersizinde ise non-dominant ekstremitedeki Kuadriseps kas aktivasyon seviyesi %28,5-49,1 MİİK ve dominant ekstremitedeki Kuadriseps kas aktivasyon seviyesi %21,5-31,5 MİİK olarak bulundu. Diğer yandan, non-dominant ekstremitedeki Hamstring kas aktivasyon seviyesi %6,2-10 MİİK ve dominant ekstremitedeki Hamstring kas aktivasyon seviyesi %2,9-5,7 MİİK olarak bulundu. Sonuçlar incelendiğinde, hamle sırasında dominant ekstremitede Kuadriseps kas aktivasyonunun daha düşük, Hamstring kas aktivasyonunun daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu nedenle, hedef kasa göre hamle egzersizinin yönü belirlenmelidir.

Hamle egzersizleri ile benzer şekilde öne, yana ve arkaya çömelme egzersizleri de kayan platformda yapıldığında VM ve VL kaslarının egzersizin gidiş ve dönüş fazlarında daha fazla aktif olduğu görüldü. Hamstring kaslarının aktivasyon seviyeleri çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında daha fazlaydı. Fakat ST ve BF kas aktivasyon seviyeleri fazlara göre farklılık göstermedi.

Olivier ve ark. (142) sağlıklı bireylerde farklı yönlere uzanma ile yapılan tek bacak çömelme egzersizi sırasındaki kas aktivasyon seviyelerini incelemiştir. Çalışmalarında, öne uzanılarak yapılan tek bacak çömelme egzersizinde Kuadriseps aktivasyon seviyesinin %20,58 MİİK, kalça nötralde yapılan tek bacak çömelme egzersizinde ise Kuadriseps aktivasyon seviyesinin %23,17 MİİK olduğunu bulmuşlardır. Tek bacak çömelme egzersizinde ağırlık taşımayan ekstremitenin pozisyonunun Kuadriseps kas aktivasyonunu etkilediği ve ağırlık taşımayan ekstremitte posteriordan anteriora doğru hareket ettikçe ağırlık taşıyan taraftaki Kuadriseps aktivasyonunu arttırdığını belirtmişlerdir (142). Çalışmamızın verileri incelendiğinde, kayan platformda yapılan öne çömelme egzersizinde VM aktivasyonu %38,93-45 MİİK, VL aktivasyonu %37,56-47,92 MİİK; kayan platformda yapılan arkaya çömelme egzersizinde VM aktivasyonu %31,09-36,63 MİİK ve VL

aktivasyonu %31,49-35,91 MİİK olarak bulundu. Olivier ve ark. (142)'nin bulduğu sonuçlar, çalışmamızda gözlenen arkaya uzanma egzersizi sırasında, öne uzanmaya kıyasla daha düşük Kuadriseps kas aktivasyon seviyesi ile uyumludur.

Krause ve ark. (143) çömelme ve yana çömelme egzersizleri sırasında alt ekstremite kas aktivasyon seviyelerini karşılaştırmış ve yerden ayağı yana kaydırarak yapılan çömelmenin, normale göre %20 daha fazla kas aktivasyonu sağladığını belirtmiştir. Çalışmamızın sonucunda normal zeminde yapılan yana çömelme egzersizi sırasında VM aktivasyonu %32,93-45,70 MİİK ve VL aktivasyonu %31,42-41,93 MİİK; kayan platformda yapılan yana çömelme egzersizi sırasında VM aktivasyonu %39,27-50,91 MİİK ve VL aktivasyonu %38,25-46,97 MİİK olarak bulundu. Krause ve ark. (143) 'nın, bizim çalışmamızdan farklı olarak yaptıkları kıyaslama normal zemin ve kayan platform arasında değil, iki bacak çömelme ve iki bacak çömelme yapıldıktan sonra tek ekstremiteyi yana kaydırarak yapılan egzersizler arasındadır. Buldukları farkın çalışmamıza göre daha yüksek olmasının nedeni bu olabilir. Youdas ve ark. (144) aktif spor katılımı olmayan fizyoterapi öğrencilerinde, stabil ve stabil olmayan zeminlerde yapılan tek bacak çömelme egzersizi sırasında Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyon seviyelerini araştırmış ve Kuadriseps aktivasyonunun stabil zeminde %20,1 MİİK, stabil olmayan zeminde %25,2 MİİK olduğunu, Hamstring aktivasyonunun stabil zeminde %24,9 MİİK, stabil olmayan zeminde ise %37,9 MİİK olduğunu bulmuştur. Çalışmamızın sonucuna göre tek bacak çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında Kuadriseps kas aktivasyonu %31,5-51 MİİK; Hamstring kas aktivasyonu ise %5,12-13,2 MİİK aralığındaydı. Youdas ve ark.'nın (144) çalışmasında kullandıkları egzersiz 45° diz fleksiyonunda, 5 saniye çömelme ve 5 saniye kalma şeklinde yapılmıştır. Çalışmamızda tek bacak çömelme egzersizinin 60° diz fleksiyonu ile yapılmış olması, Kuadriseps kas aktivasyonunun daha yüksek olmasını sağlamış olabilir. Bununla birlikte popülasyondaki ve egzersiz protokolleri arasındaki fark da Hamstring ve Kuadriseps kas aktivasyon seviyelerinde farklılık oluşturmuş olabilir. Andersen ve ark. (18) ise yaptıkları çalışmada stabil ve stabil olmayan zeminlerde yapılan çömelme egzersizleri sırasında Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyonlarını incelemiş ve Kuadriseps kas aktivasyonunun zeminler arası fark göstermediğini, fakat Hamstring kas aktivasyonunun stabil olmayan zeminde daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Stabil

olmayan zemin yüzeylerinin diz ligament yaralanması geçiren bireylerde eklem dinamik kontrolünü arttırdığı bilinmektedir (145-147). Bu nedenle, yaralanmaların önlenmesinde veya yaralanmalarının rehabilitasyonunda nöromusküler kontrolü geliştirmek için kayan platformların kullanılabilmesi önerilmektedir.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde Hamstring ve Kuadriseps kas aktivasyon seviyelerinin çalışmalar arası farklılık gösterdiği görülmüştür. Yapılan çalışmalarda popülasyonlar, egzersiz protokolleri (fleksiyon açıları, egzersiz süreleri ve tekrarları), kullanılan zeminler (BOSU®, Airex®, denge pedi, elastik bant) ve dirençler (vücut ağırlığı, olimpik bar) birbirlerinden farklıdır (18, 142-144). Bulunan sonuçlar arasındaki farkların nedenleri bu metodolojik farklar olabilir.

%25 MİİK altındaki kas aktivasyonlarının kas endüransını geliştirmek için, %40-60 MİİK üzeri kas aktivasyonlarının ise kas kuvvetlendirme için uygun aralıklar olduğu literatürde belirtilmiştir (120). Bununla birlikte %MİİK seviyeleri düşük (0-20 %MİİK), orta (21-40 %MİİK), yüksek (41-60 %MİİK) ve çok yüksek (>61 %MİİK) olarak da kategorize edilmektedir (148). Kayan platformda yapılan çömelme egzersizleri sırasında elde ettiğimiz kas aktivasyon seviyeleri Kuadriseps kas grubu için %13,2-122 MİİK, Hamstring kas grubu için %1,11-31,8 MİİK arasında olduğu görüldü. Kuadriseps için bu aktivasyon aralığı hem endüransı artırma hem de kuvvetlendirme amaçlı kullanılabilirken, Hamstring için bu aktivasyon aralığı kası kuvvetlendirmek için yeterli olmayabilir. Bu nedenle, kayan platform üzerinde yapılan tek bacak çömelme egzersizleri rehabilitasyonun erken evresinde Hamstring kasının aktivasyonu için kullanılabilir. Bununla birlikte, ortalama 32-50,9 %MİİK (orta-yüksek) Kuadriseps aktivasyonuna sahip olan kayan platformda yapılan tek bacak çömelme egzersizleri de Kuadriseps kas kuvvetlendirme amaçlı kullanılabilir.

Tek bacak çömelme egzersizleri rehabilitasyonda sıklıkla kullanılmaktadır (149-151). Willy ve ark. (152) yaptıkları çalışmada 6 haftalık tek bacak çömelme egzersiz eğitiminin, tek bacak çömelme testi sırasındaki alt ekstremite kinematiklerini iyileştirdiğini belirtmişlerdir. Purdam ve ark. (153) yaptıkları çalışmada, kronik patellar tendinopatisi olan bireylerde 12 haftalık eğimli zeminde yapılan tek bacak çömelme egzersizi eğitiminin ağrı ve spora dönüş süresinde azalma sağladığını göstermişlerdir. Bununla birlikte tek bacak çömelme egzersizine benzeyen Yıldız Denge Testi (YDT), rehabilitasyon sürecindeki progresyonun takibinde, nöromusküler

eğitimde ve alt ekstremitte dinamik denge değerlendirilmesinde kullanılan testlerden biridir (154-156). YDT, tek bacak çömelme hareketi yapılarak bireyin açığa çıkardığı maksimum uzanmayı ölçen bir testtir (96). Uygulanma şekli, kayan platformda yapılan tek bacak çömelme egzersizine benzemektedir. Norris ve ark. (157) yaptıkları çalışmada, YDT'de öne uzanma sırasında %70 MİİK VM aktivasyonu, yana uzanma sırasında VM aktivasyonunun %77 MİİK olduğunu belirtmiştir. Earl ve Hentel (158) ise, öne ve yana uzanarak yapılan test pozisyonlarında VM aktivasyonunun %100 MİİK'den fazla olduğunu göstermişlerdir. Belirtilen değerlerin, literatürde karşımıza çıkan tek bacak çömelme egzersizi sırasındaki kas aktivasyonlarından daha yüksek olduğu görülmektedir.

Literatürde araştırma sonucumuzu tartışabileceğimiz kayan platform kullanılarak yapılan egzersizler sırasındaki kas aktivasyon seviyelerini inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Fakat tek bacak çömelme egzersizleri stabil olmayan zeminde yapıldığında daha yüksek kas aktivasyonu sağladığı literatürde gösterilmiştir (18, 20, 143, 144). Çalışmamızın verileri ile birlikte, daha yüksek Hamstring ve Kuadriseps kas aktivasyonu sağladığı için tek bacak çömelme egzersizlerinin kayan platformda yapılması önerilmektedir.

Kuadriseps ve Hamstring kaslarının ko-aktivasyonu, diz eklemi stabilizasyonu ve ön çapraz bağa etkiyen yüklerin miktarını azaltmak için önemlidir (7, 159). Kuadriseps ve Hamstring ko-aktivasyonunu ölçmenin yaygın bir yolu, H/K kas aktivasyon oranını hesaplamaktır. H/K oranının 1'e yakın olması, daha dengeli ko-aktivasyonunu belirtmektedir. Oranın 1'den büyük olması daha çok Hamstring kas aktivasyonunu gösterirken, 1'den küçük olması daha çok Kuadriseps aktivasyonunu göstermektedir. Literatürde 0,6 ve üzeri H/K oranlarının Hamstring ve ön çapraz bağ yaralanmaları riskini azalttığı bildirilmiştir (160). Çalışmamızın sonucunda öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K oranının dönüş fazında daha düşük olduğu görüldü. Öne çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K aktivasyon oranı 0,19; normal zeminde yapıldığında H/K aktivasyon oranı 0,24'tü. Yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında gidiş ve dönüş fazlarında daha düşük H/K aktivasyon oranı görüldü. Yana çömelme egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K aktivasyon oranı gidiş ve dönüş fazlarında 0,15; normal zeminde yapıldığında H/K aktivasyon oranları gidiş fazında 0,18, dönüş fazında 0,19'du.

Literatür incelendiğinde, tek bacak çömelme egzersizleri sırasındaki H/K oranları 0,12-0,81 aralığında karşımıza çıkmaktadır (117, 161-163). Hopkins ve ark. (161) yaptıkları çalışmada, 30° tek bacak çömelme egzersizi sırasında H/K aktivasyon oranının gidiş fazında 0,17, dönüş fazında 0,34 olduğunu belirtmişlerdir. Zeller ve ark. (163) ise yaptıkları çalışmada tek bacak çömelme sırasındaki H/K aktivasyon oranının 0,21 olduğunu bulmuşlardır. Hopkins ve ark. (161)'lerinin yaptıkları çalışmada kullandıkları egzersiz protokolü bizim kullandığımız protokolden farklı olarak 30° fleksiyonda ve 2 saniyede yapılmıştır. Zeller ve ark. (163) ise egzersiz sırasında diz fleksiyon derecesini standardize etmemiş ve egzersiz 5 saniye içinde tamamlanmıştır. Literatürdeki egzersiz protokollerindeki çeşitlilik, çalışmalar arasındaki farkların kaynağı olabilir. Bununla birlikte gidiş, bekleme ve dönüş fazlarını ayrı olarak bildiren çalışma bulunmamaktadır. Egzersizler sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri incelendiğinde kayan platformda yapılan çömelme egzersizlerinde Kuadriseps kas aktivasyon artışı, Hamstring kas grubuna göre daha yüksekti. Kayan platformda yapılan egzersizler sırasındaki H/K aktivasyon oranındaki azalmanın nedenini bu bilgiler açıklayabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K oranı 0,20-0,43 aralığında; normal zeminde yapıldığında H/K oranı 0,17-0,27 aralığındaydı. Yana hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K oranı 0,14-0,17 aralığında; normal zeminde yapıldığında H/K oranı 0,13-0,20 aralığındaydı. Arkaya hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K oranı 0,11-0,32 aralığında; normal zeminde yapıldığında H/K oranı 0,11-0,35 aralığındaydı. Begalle ve ark. (164) yaptıkları çalışmada öne, yana ve arkaya hamle egzersizlerinde H/K oranlarının 0,103-0,107 aralığında olduğunu belirtmişlerdir. Harput ve ark. (7) ise yaptıkları çalışmada denge tahtasında yapılan yana hamle egzersizinde H/K oranının kadınlarda 0,19, erkeklerde 0,40; öne hamle egzersizinde H/K oranının kadınlarda 0,34, erkeklerde 0,48 olduğunu belirtmişlerdir. Fakat farklı zeminler kullanılarak yapılan egzersizler sırasındaki H/K oranını karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Kayan platformda yapılan hamle egzersizleri sırasındaki H/K aktivasyon seviyeleri incelendiğinde literatürde belirtilen değerler aralığında olduğu görülmüştür. Normal zeminle karşılaştırıldığında öne hamle egzersizinde H/K oranı kayan platformda daha yüksek olduğu görüldü. Yana ve arkaya hamle egzersizinde ise kayan platformdaki

H/K oranları ise daha düşüktü. Kas aktivasyon seviyeleri karşılaştırıldığında, öne hamle egzersizinde hem Kuadriseps hem Hamstring kas aktivasyon seviyelerinde artış varken, yana ve arkaya hamle egzersizlerinde baskın olarak Kuadriseps aktivasyonunda artış vardı. Bununla birlikte Kuadriseps dominant olan hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında kas aktivasyonlarındaki artış Kuadriseps kasında daha yüksek görüldü. H/K oranının öne hamle egzersizi sırasında artarken yana ve arkaya hamle egzersizlerinde azalmasının nedeninin bu olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, çalışmamızdaki H/K oranları cinsiyete göre farklılık göstermemekteydi. Cinsiyete göre kas aktivasyon seviyelerinin değişmemesi, H/K oranlarının benzer olmasına neden olmuş olabilir.

Kas aktivasyon seviyeleri ve oranları incelendiğinde, hamle ve tek bacak çömelme egzersizlerinin büyük ölçüde Kuadriseps dominant olduğu görülmektedir. Düşük H/K aktivasyon oranlarının, anterior tibial translasyonun kontrolünde yetersizliğe neden olabileceği ve dolayısıyla ön çapraz bağa etkiyen yükleri arttırabileceği düşünülebilir (165). Bu nedenle, ön çapraz bağ cerrahisinden sonra erken dönemde (<6 hafta) kayan platform üzerinde tek bacak çömelme ve hamle egzersizlerinin yapılmasını önermemekteyiz.

5.2. Kalça ve Diz Fleksiyon Açılımları

Sagittal düzlemdeki gövde ve alt ekstremitte postürünün diz yaralanmasında rol oynadığı literatürde belirtilmiştir (129). Literatür incelendiğinde sıçramadan sonra düşüşte kalça ve diz fleksiyon açılarının sıklıkla araştırıldığı ve diz fleksiyon açısına göre yetersiz kalça fleksiyonunun patellar tendona etkiyen kuvvetleri arttırdığı gösterilmiştir (14). Alt ekstremitte değerlendirilmesinde kalça ve diz fleksiyon açılarının incelenmesinin kalça ve diz eklemlerine etkiyen kuvvetlerin ve dolayısıyla yaralanma riskinin belirlenmesinde kullanılması önerilmiştir (129). Çalışmamızın verileri incelendiğinde kayan platformda yapılan öne çömelme, yana çömelme ve yana hamle egzersizlerinde kalça fleksiyon açısının normal zemine göre daha yüksek olduğu bulundu. Kayan platformda yapılan öne hamle, arkaya hamle ve yana çömelme egzersizlerinde diz fleksiyon açısının normal zemine göre daha yüksek olduğu bulundu. Çalışmamızın sonucuna göre öne hamle, arkaya hamle ve öne çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında KF/DF oranlarının 1 değerine daha yakın

olduğunu bulduk. Yana hamle, yana çömelme ve arkaya çömelme egzersizlerinde de aynı sonuç bulundu fakat bu bulgular istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Literatür incelendiğinde alt ekstremitte kinematığının sıçrama sonrası inişte ya da patolojik gruplarda sıklıkla incelendiği görülmüştür. Chappell ve ark. (166) ise yaptıkları çalışmada kadınların sıçrama sonrası yere iniş sırasında daha az kalça ve diz fleksiyon açısı ile indiğini, bunun da potansiyel olarak non-kontakt ön çapraz bağ yaralanmasına neden olabileceğini bildirmişlerdir. Nakagawa ve ark. (167) patellofemoral ağrı sendromu olan bireylerde yaptıkları çalışmada, tek bacak çömelme egzersizi sırasında pik diz fleksiyon açısının kontrol grubu ile benzer olduğunu belirtmişlerdir. Johnston ve ark. (168) ise yaptıkları sistematik derleme çalışmasında ön çapraz bağ cerrahisi geçiren bireylerin öne sıçrama sırasında daha az diz fleksiyon açısı ile iniş yaptıklarını ve bu iniş paterninin diz eklemindeki yüklenmeyi ve yaralanma riskini arttırabileceğini belirtmişlerdir.

Literatürde farklı herhangi bir platformda yapılan egzersizler sırasında alt ekstremitte kinematığı incelenmemiştir. Yapılan çalışmalar sıklıkla normal zeminde yapılan egzersizler sırasındaki alt ekstremitte kinematığını incelemektedir. Dwyer ve ark. (169) sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada tek bacak çömelme egzersizi sırasında pik diz fleksiyon açısının kadınlarda 60° , erkeklerde $66,8^\circ$ ve pik kalça fleksiyon açısının kadınlarda $50,7^\circ$, erkeklerde $61,7^\circ$ olduğunu; hamle egzersizinde ise sırasında pik diz fleksiyon açısının kadınlarda $82,3^\circ$, erkeklerde $87,5^\circ$ ve pik kalça fleksiyon açısının kadınlarda $72,7^\circ$, erkeklerde $74,2^\circ$ olduğunu ve kadınlarda pik kalça ve diz fleksiyon açılarının daha düşük olduğu belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonucunda kayan platformda yapılan çömelme egzersizleri sırasında kalça fleksiyon açılarının kadınlarda $103,6-114^\circ$, erkeklerde $103,6-120,3^\circ$; diz fleksiyon açılarının ise kadınlarda $68-77,4^\circ$, erkeklerde $70,1-79,1^\circ$ olduğunu bulduk. Kayan platformda yapılan hamle egzersizleri sırasında kalça fleksiyon açılarının kadınlarda $88,13-99,23^\circ$, erkeklerde $89-94,86^\circ$; diz fleksiyon açılarının ise kadınlarda $83,2-99,23^\circ$, erkeklerde $86,2^\circ-96,93^\circ$ olduğunu bulduk, fakat cinsiyete göre kalça ve diz fleksiyon açıları arasında istatistiksel olarak bir fark görülmedi. Dwyer ve ark. (169)'nın çalışmasında, Gluteus Maksimus ve Kuadriseps kas aktivasyon seviyeleri de cinsiyetlere göre farklılık göstermekteydi, fakat bu kas aktivasyon farkı bizim çalışmamızda yoktu. Cinsiyetlere

göre kas aktivasyonlarının fark göstermemesi, alt ekstremitte kinematiğinin cinsiyetler arası benzer olmasından kaynaklanmış olabilir.

Dwyer ve ark. (169)'nın çalışmasındaki KF/DF oranları incelendiğinde ise tek bacak çömelme egzersizinde erkeklerde 0,92, kadınlarda 0,84 olduğu, hamle egzersizinde ise erkeklerde 0,85, kadınlarda 0,88 olduğu ve tek bacak çömelme egzersizinde kadınlarda KF/DF oranının kadınlarda daha düşük olduğu görülmüştür. Zeller ve ark. (163) ise yaptıkları çalışmada tek bacak çömelme egzersizinde KF/DF oranının erkeklerde 0,67, kadınlarda 0,72 olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarına göre kayan platformda yapılan tek bacak çömelme egzersizlerinde KF/DF oranının kadınlarda 0,98-1,05, erkeklerde 0,99-1,1 aralığında; hamle egzersizlerinde ise kadınlarda 0,97-1,06, erkeklerde 0,98-1,1 aralığında olduğu görülmüştür. Bununla birlikte cinsiyete göre KF/DF oranının değişmediği de görüldü. Dwyer ve Zeller'in çalışmalarında cinsiyete göre kalça fleksiyon açılarının de değiştiği belirtilmiştir (163, 169), fakat bizim çalışmamızda cinsiyete göre kalça ve diz fleksiyon açılarında değişiklik bulunmadı. KF/DF oranının da cinsiyete göre farklılık göstermemesinin nedeninin bu olduğu düşünülmektedir. Literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları ile karşılaştırıldığında kayan platformda yapılan hamle ve tek bacak çömelme egzersizlerin daha yüksek KF/DF oranı sağladığı görülmüştür. Bu nedenle kayan platformlar optimal alt ekstremitte dizilimini sağlamak için kullanılmalıdır.

5.3. Limitasyonlar

Çalışmamızın birinci limitasyonu, kullanılan egzersizler sırasında yüksek aktivite gösteren ve alt ekstremitte kinematiği ile de ilişkili olduğu bilinen gluteal kasların aktivasyonunun değerlendirilmemesi olabilir. Bu durum alt ekstremitenin bir bütün olarak değerlendirilmesini engellemiş olabilir.

Çalışmamıza sağlıklı fiziksel aktif bireylerin dahil edilmesi nedeniyle sonuçların hasta popülasyonuna genellenememesi de bir limitasyon olarak sıralanabilir. Gelecek çalışmalarda kayan platformların farklı hasta popülasyonlarında kullanımının incelenmesi egzersiz seçiminde daha etkili olabilir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda toplam 30 fiziksel olarak aktif birey (15 Kadın, 15 Erkek) değerlendirildi. Kayan platformda yapılan öne, yana ve arkaya olacak şekilde 3 farklı pozisyonda tek bacak çömelme ve hamle egzersizleri sırasındaki Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyon seviyeleri ve alt ekstremitte dizilimi incelendi ve normal zeminde yapılan egzersiz sonuçları ile kıyaslandı ve H1 hipotezi kabul edildi. Elde edilen sonuçlar:

- Öne, yana ve arkaya çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında VM ve VL kasları egzersizin gidiş ve dönüş fazlarında daha fazla aktifti.
- Hamstring kaslarının aktivasyon seviyeleri çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında daha fazlaydı. Fakat ST ve BF kas aktivasyon seviyeleri fazlara göre farklılık göstermedi.
- Öne, yana ve arkaya hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında VM ve VL kasları egzersizin farklı fazlarında daha fazla aktifti.
- Öne ve arkaya hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında non-dominant ekstremitte Kuadriseps kas aktivasyon seviyeleri, dominant ekstremitteye göre daha yüksekti.
- Öne ve arkaya hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında non-dominant ekstremitte Hamstring kas aktivasyon seviyeleri, dominant ekstremitteye göre daha düşüktü.
- ST ve BF kaslarının aktivasyon seviyeleri hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında daha yüksekti fakat fazlara göre belirgin farklılık göstermedi.
- Öne ve yana çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında H/K oranı daha düşüktü. Arkaya çömelme egzersizindeki H/K oranı platformlar arasında fark göstermedi.
- Öne hamle egzersizi kayan platformda yapıldığında H/K oranı daha yüksek, yana ve arkaya hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında H/K oranı daha düşüktü.
- Öne ve yana çömelme ile yana hamle egzersizleri kayan platformda yapıldığında kalça fleksiyon dereceleri daha yüksekti. Arkaya çömelme ile öne

ve arkaya hamle egzersizlerinde platformlar arası kalça fleksiyon açısı farklılık göstermedi.

- Öne ve arkaya hamle ile yana çömelme egzersizleri kayan platformda yapıldığında diz fleksiyon açıları daha yüksekti.
- Öne çömelme ile öne ve arkaya hamle egzersizler kayan platformda yapıldığında KF/DF oranları 1 değerinde daha yakındı. Yana ve arkaya çömelme ile yana hamle egzersizlerinde KF/DF oranları platformlara göre farklılık göstermedi.
- Kayan platformda yapılan egzersizler sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri ve alt ekstremite dizilimi cinsiyete göre farklılık göstermedi.

Araştırmanın sonunda elde ettiğimiz veriler doğrultusunda önerilerimiz şu şekildedir :

- Kayan platformda yapılan egzersizlerin daha yüksek Kuadriseps kas aktivasyonu sağlaması nedeniyle bu kas grubunda kuvvet ve endurans artışı amacı ile kayan platformların kullanımı önerilmektedir.
- Kayan platformda yapılan egzersizlerdeki Hamstring kas aktivasyon seviyesi kası kuvvetlendirmek için yeterli olmayabilir. Bu nedenle, kayan platform üzerinde yapılan egzersizler, hamstring rehabilitasyonun erken evresinde Hamstring kasının aktivasyonu için kullanılabilir.
- Kayan platformda yapılan fonksiyonel egzersizlerde uyluk kaslarının daha yüksek aktivasyon seviyesine sahip olması, alt ekstremite rehabilitasyonu ve yaralanmaların önlenmesi açısından yüksek öneme sahip olan egzersiz seçiminde dikkate alınmalıdır.
- Öne ve arkaya hamle egzersizlerinde dominant ekstremite Kuadriseps kas aktivasyon seviyesinin non-dominant ekstremiteye göre daha yüksek olması, alt ekstremite yaralanmalarında rehabilitasyon programı oluşturma ve egzersiz progresyonunda göz önünde bulundurulmalıdır.
- H/K aktivasyon oranının özellikle alt ekstremite yaralanmaları ile ilişkisi göz önüne alındığında, H/K oranı kayan platformda yapılan öne hamle egzersizinde daha dengeli olduğu için egzersizin kayan platformda yapılması faydalı olabilir.

- Amacın daha yüksek H/K oranı elde etmek olduğu durumlarda, daha düşük H/K aktivasyonu gösterdiği için yana ve arkaya hamle ile tek bacak çömelme egzersizlerinin kullanımı önerilmemelidir.
- Egzersizlerin yetersiz kalça fleksiyonu ile yapıldığı bireylerde kayan platformların kullanılması, daha yüksek kalça fleksiyonu sağladığı için tercih edilmelidir.
- Daha dengeli kalça ve diz fleksiyon oranı sağlamak için öne ve yana hamle ile öne çömelme egzersizleri kayan platformda yapılabilir.

Gelecek çalışmaların hasta popülasyonunda da yapılması, patellofemoral ağrı, hamstring yaralanması, ön çapraz bağ yaralanması gibi patolojilerde de kayan platformların kullanımı hakkında daha detaylı bilgiler verebilir. Bununla birlikte klinikte iki boyutlu analiz sistemlerinin kullanılması, düşük maliyetli ve pratik olması nedeniyle güvenilir ölçüm yapma amacı ile tercih edilebilir.

Çalışmanın tüm sonuçları göz önüne alındığında, diz yaralanmalarının önlenmesinde ve/veya rehabilitasyonunda kayan platformlar üzerinde yapılan tek bacak çömelme ve hamle egzersizleri etkili bir şekilde kullanılabilir. Egzersiz çeşitliliğinin sağlanmasının yanında, diz kaslarının aktivasyon seviyesini arttırması ve kalça fleksiyon stratejini geliştirmesi amacıyla da egzersiz programlarına dahil edilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Boudreau SN, Dwyer MK, Mattacola CG, Lattermann C, Uhl TL, McKeon JM. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. *J Sport Rehabil.* 2009;18(1):91-103.
2. Muyor JM, Martin-Fuentes I, Rodriguez-Ridao D, Antequera-Vique JA. Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. *PLoS One.* 2020;15(4):e0230841.
3. Farrokhi S, Pollard CD, Souza RB, Chen YJ, Reischl S, Powers CM. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(7):403-9.
4. Pincivero DM, Aldworth C, Dickerson T, Petry C, Shultz T. Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 2000;81(6):504-9.
5. Letafatkar A, Rajabi R, Tekamejani EE, Minoonejad H. Effects of perturbation training on knee flexion angle and quadriceps to hamstring cocontraction of female athletes with quadriceps dominance deficit: Pre-post intervention study. *Knee.* 2015;22(3):230-6.
6. Palmieri-Smith RM, McLean SG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. *J Athl Train.* 2009;44(3):256-63.
7. Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N, Mattacola CG. Effect of gender on the quadriceps-to-hamstrings coactivation ratio during different exercises. *J Sport Rehabil.* 2014;23(1):36-43.
8. Lee JWY, Mok KM, Chan HCK, Yung PSH, Chan KM. Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: A prospective study of 146 professional players. *J Sci Med Sport.* 2018;21(8):789-93.
9. Dedinsky R, Baker L, Imbus S, Bowman M, Murray L. Exercises That Facilitate Optimal Hamstring and Quadriceps Co-Activation to Help Decrease Acl Injury Risk in Healthy Females: A Systematic Review of the Literature. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(1):3-15.
10. Dallinga JM, Benjaminse A, Lemmink KA. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Med.* 2012;42(9):791-815.
11. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1(2005):30-5.
12. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther.* 2010;5(4):234-51.
13. Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, DiCesare CA, Ford KR. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(2):136-46.

14. Mann KJ, Edwards S, Drinkwater EJ, Bird SP. A lower limb assessment tool for athletes at risk of developing patellar tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(3):527-33.
15. Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N. Activation of selected ankle muscles during exercises performed on rigid and compliant balance platforms. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(8):555-9.
16. Kimura IF, Hetzler RK, Nakasone KT. Physiologic considerations of therapeutic slideboard rehabilitation with an external loading device. *J Athl Train.* 2006;41(1):87-92.
17. Smith DB, editor *The effects of a seven week slideboard training program*1994.
18. Andersen V, Fimland MS, Brennset O, Haslestad LR, Lundteigen MS, Skalleberg K, et al. Muscle activation and strength in squat and Bulgarian squat on stable and unstable surface. *Int J Sports Med.* 2014;35(14):1196-202.
19. Bouillon LE, Hofener M, O'Donnell A, Milligan A, Obrock C. Comparison of Muscle Activity Using Unstable Devices During a Forward Lunge. *J Sport Rehabil.* 2020;29(4):394-9.
20. Buscà B, Aguilera-Castells J, Arboix-Alió J, Miró A, Fort-Vanmeerhaeghe A, Peña J. Influence of the Amount of Instability on the Leg Muscle Activity During a Loaded Free Barbell Half-Squat. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(21).
21. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system:* Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
22. Piazza SJ, Erdemir A, Okita N, Cavanagh PR. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of biomechanics.* 2004;37(3):349-56.
23. Fessy M, N'diaye A, Carret J, Fischer L. Locating the center of rotation of the hip. *Surgical and Radiologic Anatomy.* 1999;21(4):247-50.
24. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation:* Elsevier Health Sciences; 2013.
25. Hewitt JD, Glisson RR, Guilak F, Vail TP. The mechanical properties of the human hip capsule ligaments. *The Journal of arthroplasty.* 2002;17(1):82-9.
26. Johnston RC, Smidt GL. 23 Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 1970;72:205-15.
27. Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: a comprehensive analysis.* 2011.
28. Jorgensson A. The iliopsoas muscle and the lumbar spine. *Aust J Physiother.* 1993;39(2):125-32.
29. Tunay VB, Erden Z, Yildiz C. *Alt Ekstremité Yaralanmalarında Rehabilitasyon.* - , editor. Ankara/Türkiye: Hipokrat Kitabevi; 2017.
30. Dzedzic D, Bogacka U, Cizek B. Anatomy of sartorius muscle. *Folia Morphol (Warsz).* 2014;73(3):359-62.
31. Trammell AP, Nahian A, Pilson H. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Tensor Fasciae Latae Muscle.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing Copyright © 2021, StatPearls Publishing LLC.; 2021.

32. Li Y, McClure PW, Pratt N. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Phys Ther.* 1996;76(8):836-45; discussion 45-9.
33. Drake R, Vogl AW, Mitchell AW. *Gray's anatomy for students E-book*: Elsevier Health Sciences; 2009.
34. Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. *Phys Ther.* 1986;66(3):351-61.
35. Fischer FJ, Houtz SJ. Evaluation of the function of the gluteus maximus muscle. An electromyographic study. *Am J Phys Med.* 1968;47(4):182-91.
36. Pohtilla JF. Kinesiology of hip extension at selected angles of pelvifemoral extension. *Arch Phys Med Rehabil.* 1969;50(5):241-50.
37. Nemeth G, Ohlsen H. Moment arms of hip abductor and adductor muscles measured in vivo by computed tomography. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1989;4(3):133-6.
38. Clark JM, Haynor DR. Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(7):1021-31.
39. Soderberg GL, Dostal WF. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Phys Ther.* 1978;58(6):691-6.
40. Dostal WF, Andrews JG. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J Biomech.* 1981;14(11):803-12.
41. Greco AJ, Vilella RC. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Gluteus Minimus Muscle*. StatPearls. Treasure Island (FL)2021.
42. Ike H, Bodner RJ, Lundergan W, Saigusa Y, Dorr LD. The Effects of Pelvic Incidence in the Functional Anatomy of the Hip Joint. *J Bone Joint Surg Am.* 2020;102(11):991-9.
43. Parvaresh KC, Chang C, Patel A, Lieber RL, Ball ST, Ward SR. Architecture of the Short External Rotator Muscles of the Hip. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):611.
44. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):82-94.
45. Lindsay DM, Maitland M, Lowe RC, Kane TJ. Comparison of isokinetic internal and external hip rotation torques using different testing positions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16(1):43-50.
46. Pare EB, Stern JT, Jr., Schwartz JM. Functional differentiation within the tensor fasciae latae. A telemetered electromyographic analysis of its locomotor roles. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(9):1457-71.
47. Blankevoort L, Huiskes R, de Lange A. The envelope of passive knee joint motion. *J Biomech.* 1988;21(9):705-20.
48. Grace TG, Sweetser ER, Nelson MA, Ydens LR, Skipper BJ. Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. A prospective blind study. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(5):734-40.
49. Donald A. Neumann: *Kinesiology of the musculoskeletal system. foundations for physical rehabilitation*. Mosby (2002m). 2011:389-433.
50. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle

relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech.* 1990;23(2):157-69.

51. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53(4):749-58.

52. Raimondo RA, Ahmad CS, Blankevoort L, April EW, Grelsamer RP, Henry JH. Patellar stabilization: a quantitative evaluation of the vastus medialis obliquus muscle. *Orthopedics.* 1998;21(7):791-5.

53. Rajala GM, Neumann DA, Foster C, Jensen RH. Quadriceps muscle performance in male speed skaters. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 1994;8(1):48-52.

54. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech.* 1973;6(1):79-92.

55. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.* 1999;32(4):395-400.

56. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(2):126-37.

57. Azar FM, Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics*, E-Book: Elsevier; 2020.

58. Bohannon RW, Gajdosik RL, LeVeau BF. Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. *Phys Ther.* 1986;66(7):1083-6.

59. Wilk KE, Reinold MM, Hooks TR. Recent advances in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries. *Orthopedic Clinics.* 2003;34(1):107-37.

60. Ericsson Y, Dahlberg L, Roos E. Effects of functional exercise training on performance and muscle strength after meniscectomy: a randomized trial. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2009;19(2):156-65.

61. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy.* 2001;31(10):546-66.

62. Gowitzke BA, Milner M. *Scientific bases of human movement.* 1988.

63. Steindler A. *Kinesiology of the Human Body.* IL: Charles C Thomas; 1955.

64. Ellenbecker TS, Davies GJ. *Closed kinetic chain exercise: a comprehensive guide to multiple joint exercise: Human Kinetics;* 2001.

65. Rivera JE. Open versus closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity: a functional and biomechanical analysis. *Journal of Sport Rehabilitation.* 1994;3(2):154-67.

66. Palmitier RA, An K-N, Scott SG, Chao EY. Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports medicine.* 1991;11(6):402-13.

67. Dillman CJ, Murray TA, Hintermeister RA. Biomechanical differences of open and closed chain exercises with respect to the shoulder. *Journal of Sport Rehabilitation.* 1994;3(3):228-38.

68. Iwamoto Y, Takahashi M, Shinkoda K. Differences of muscle co-contraction of the ankle joint between young and elderly adults during dynamic postural control at different speeds. *J Physiol Anthropol.* 2017;36(1):32.
69. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med.* 1987;15(3):207-13.
70. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med.* 1988;16(2):113-22.
71. Wu R, Delahunt E, Ditroilo M, Lowery MM, G DEV. Effect of Knee Joint Angle and Contraction Intensity on Hamstrings Coactivation. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(8):1668-76.
72. Fitzgerald GK. Open versus closed kinetic chain exercise: issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery. *Phys Ther.* 1997;77(12):1747-54.
73. Karandikar N, Vargas OO. Kinetic chains: a review of the concept and its clinical applications. *PM R.* 2011;3(8):739-45.
74. Andersson D, Samuelsson K, Karlsson J. Treatment of anterior cruciate ligament injuries with special reference to surgical technique and rehabilitation: an assessment of randomized controlled trials. *Arthroscopy.* 2009;25(6):653-85.
75. Harput G. Ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu sonrası iki farklı stabilizasyon eğitiminin diz kas kuvvet gelişimine etkilerinin karşılaştırılması: Hacettepe Üniversitesi; 2015.
76. Tunay VB, Baltacı G, Tunay S, Ergun N. A comparison of different treatment approaches to patellofemoral pain syndrome. *The Pain Clinic.* 2003;15(2):179-84.
77. Bynum EB, Barrack RL, Alexander AH. Open versus closed chain kinetic exercises after anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study. *Am J Sports Med.* 1995;23(4):401-6.
78. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Imamura R, Edwards WB, Hreljac A, et al. Cruciate ligament forces between short-step and long-step forward lunge. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(10):1932-42.
79. Kaya D, Doral MN, Callaghan M. How can we strengthen the quadriceps femoris in patients with patellofemoral pain syndrome? *Muscles Ligaments Tendons J.* 2012;2(1):25-32.
80. Firoozkoobi Moghadam Z, Ebrahimi Atri A, Hashemi Javaheri SA. Comparing the Effect of Open and Closed Kinetic Chain Exercises in Patients Suffering From Patellofemoral Pain Syndrome. *Int J Basic Sci Med.*1(2):53-7.
81. Wood D, Metcalfe A, Dodge J, Templeton-Ward O. Are Squats and Lunges Safe in the Rehabilitation of Patients with Patellofemoral Pain? *Orthop J Sports Med.* 2016;4(2 Suppl).
82. Emamvirdi M, Letafatkar A, Khaleghi Tazji M. The Effect of Valgus Control Instruction Exercises on Pain, Strength, and Functionality in Active Females With Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports Health.* 2019;11(3):223-37.

83. Balci P, Tunay VB, Baltaci G, Atay AO. [The effects of two different closed kinetic chain exercises on muscle strength and proprioception in patients with patellofemoral pain syndrome]. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2009;43(5):419-25.
84. Reese S, Lavery K. EQUIPMENT UTILIZATION: Slide boardsA conditioning and rehabilitative tool. *Strength & Conditioning Journal.* 1991;13(5):22-5.
85. Senthilkumar P. Efficacy of functional core training and slide board training on selected range of motion parameters among young active men. 2019.
86. Blanpied P, Carroll R, Douglas T, Lyons M, Macalisang R, Pires L. Effectiveness of lateral slide exercise in an anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation home exercise program. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000;30(10):602-8; discussion 9-11.
87. Williford HN, Scharff-Olson MR, Richards LA, Blessing DL, Wang N. Determinants of the oxygen cost of slideboard exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 1995;9(2):90-4.
88. Williford HN, Blessing DL, Scharff-Olson M, Brown J. Injury rates and physiological changes associated with lateral motion training in females. *Int J Sports Med.* 1996;17(6):452-7.
89. Doberstein ST, Schrodt J. Partial posterior cruciate ligament tear in a collegiate basketball player: a case report. *J Athl Train.* 1997;32(2):155-8.
90. Brukner P, Nealon A, Morgan C, Burgess D, Dunn A. Recurrent hamstring muscle injury: applying the limited evidence in the professional football setting with a seven-point programme. *Br J Sports Med.* 2014;48(11):929-38.
91. Savic M, D'Angelo K. Exploring the role of microinstability of the hip: an atypical presentation of femoroacetabular impingement (FAI) and labral tear in a collegiate endurance athlete: a case report. *J Can Chiropr Assoc.* 2019;63(3):187-96.
92. Becker LC, Kohlrieser DA. Conservative management of sports hernia in a professional golfer: a case report. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9(6):851-60.
93. Napier C, Cochrane CK, Taunton JE, Hunt MA. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2015;49(21):1382-8.
94. Baldon Rde M, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(4):240-51, a1-a8.
95. Cusick BD, Stuberg WA. Assessment of lower-extremity alignment in the transverse plane: implications for management of children with neuromotor dysfunction. *Phys Ther.* 1992;72(1):3-15.
96. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012;47(3):339-57.
97. Herb CC, Grossman K, Feger MA, Donovan L, Hertel J. Lower Extremity Biomechanics During a Drop-Vertical Jump in Participants With or Without Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2018;53(4):364-71.

98. Mousavi SH, Hijmans JM, Rajabi R, Diercks R, Zwerver J, van der Worp H. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. 2019;69:13-24.
99. Basmajian JV. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. *Academic Medicine*. 1962;37(8):802.
100. Garcia MC, Vieira T. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista andaluza de medicina del deporte*. 2011;4(1):17-28.
101. Henning D. Some clinical applications of biofeedback EMG training. *Am Correct Ther J*. 1976;30(5):145-9.
102. Bogey RA, Gitter AJ, Barnes LA. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(1):46-54.
103. Garner JC, Blackburn T, Weimar W, Campbell B. Comparison of electromyographic activity during eccentrically versus concentrically loaded isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(3):466-71.
104. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. 1997;13(2):135-63.
105. Bolek J. The role of surface electromyography in the restoration of motor function. *Biofeedback*. 2007;35(1):23-6.
106. Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29(1):20-5.
107. Cram JR. The history of surface electromyography. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 2003;28(2):81-91.
108. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: the issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(5):719-26.
109. Kasman G. Using surface electromyography. *Rehab Manag*. 2001;14(9):56-9, 76.
110. Zimmermann CL, Cook TM, Bravard MS, Hansen MM, Honomichl RT, Karns ST, et al. Effects of stair-stepping exercise direction and cadence on EMG activity of selected lower extremity muscle groups. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994;19(3):173-80.
111. Yuen CHN, Lam CPY, Tong KCT, Yeung JCY, Yip CHY, So BCL. Investigation the EMG Activities of Lower Limb Muscles When Doing Squatting Exercise in Water and on Land. *Int J Environ Res Public Health*. 2019;16(22).
112. Hertel J, Earl JE, Tsang KK, Miller SJ. Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity. *Br J Sports Med*. 2004;38(2):210-3.
113. Harput G, Calik M, Erdem MM, Sari N, Gunduz S, Cinar N. The effects of enhanced abdominal activation on quadriceps muscle activity levels during selected unilateral lower extremity exercises. *Hum Mov Sci*. 2020;70:102597.
114. Kara D, Harput G, Duzgun I. Trapezius muscle activation levels and ratios during scapular retraction exercises: A comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2019;67:119-26.

115. Harput G, Ulusoy B, Akmeser R, Ergun N. Comparison of muscle activation levels and knee valgus between individuals with medial patellofemoral ligament reconstruction and healthy individuals during fatiguing step down task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;78:105067.
116. Harput G, Howard JS, Mattacola C. Comparison of Muscle Activation Levels Between Healthy Individuals and Persons Who Have Undergone Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Different Phases of Weight-Bearing Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2016;46(11):984-92.
117. McCurdy K, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil*. 2010;19(1):57-70.
118. Caterisano A, Moss RF, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J Strength Cond Res*. 2002;16(3):428-32.
119. Childs JD, Sparto PJ, Fitzgerald GK, Bizzini M, Irrgang JJ. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(1):44-9.
120. Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Physical therapy*. 2006;86(5):683-97.
121. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil*. 2012;21(1):7-11.
122. Peebles AT, Carroll MM, Socha JJ, Schmitt D, Queen RM. Validity of Using Automated Two-Dimensional Video Analysis to Measure Continuous Sagittal Plane Running Kinematics. *Ann Biomed Eng*. 2021;49(1):455-68.
123. Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. Two-Dimensional Video Analysis Is Comparable to 3d Motion Capture in Lower Extremity Movement Assessment. *Int J Sports Phys Ther*. 2017;12(2):163-72.
124. Scholtes SA, Salsich GB. A Dynamic Valgus Index That Combines Hip and Knee Angles: Assessment of Utility in Females with Patellofemoral Pain. *Int J Sports Phys Ther*. 2017;12(3):333-40.
125. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med*. 2005;39(6):355-62.
126. Scattone Silva R, Ferreira AL, Nakagawa TH, Santos JE, Serrao FV. Rehabilitation of Patellar Tendinopathy Using Hip Extensor Strengthening and Landing-Strategy Modification: Case Report With 6-Month Follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;45(11):899-909.
127. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train*. 2009;44(2):174-9.
128. Van der Worp H, de Poel HJ, Diercks RL, van den Akker-Scheek I, Zwerver J. Jumper's knee or lander's knee? A systematic review of the relation between jump biomechanics and patellar tendinopathy. *Int J Sports Med*. 2014;35(8):714-22.

129. Leporace G, Tannure M, Zeitoune G, Metsavaht L, Marocolo M, Souto Maior A. Association between knee-to-hip flexion ratio during single-leg vertical landings, and strength and range of motion in professional soccer players. *Sports Biomech.* 2020;19(3):411-20.
130. Taylor JB, Ford KR, Schmitz RJ, Ross SE, Ackerman TA, Shultz SJ. Biomechanical Differences of Multidirectional Jump Landings Among Female Basketball and Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2017;31(11):3034-45.
131. Myer GD, Kushner AM, Brent JL, Schoenfeld BJ, Hugentobler J, Lloyd RS, et al. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J.* 2014;36(6):4-27.
132. Gabbard C, Hart S. A question of foot dominance. *J Gen Psychol.* 1996;123(4):289-96.
133. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985(198):43-9.
134. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
135. Slater LV, Hart JM. Muscle Activation Patterns During Different Squat Techniques. *J Strength Cond Res.* 2017;31(3):667-76.
136. Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *International journal of sports physical therapy.* 2011;6(3):206-23.
137. Piucco T, dos Santos SG, de Lucas RD, Dias JA. A novel incremental slide board test for speed skaters: Reliability analysis and comparison with a cycling test. *Apunts Medicina de l'Esport.* 2015;50(186):57-63.
138. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006;22(1):41-50.
139. Mostaed MF, Werner DM, Barrios JA. 2d and 3d Kinematics during Lateral Step-down Testing in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Int J Sports Phys Ther.* 2018;13(1):77-85.
140. Ebben WP, Feldmann CR, Dayne A, Mitsche D, Alexander P, Knetzger KJ. Muscle activation during lower body resistance training. *Int J Sports Med.* 2009;30(1):1-8.
141. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3497-506.
142. Olivier B, Quinn SL, Benjamin N, Green AC, Chiu J, Wang W. Single-Leg Squat Delicacies-The Position of the Nonstance Limb is an Important Consideration. *J Sport Rehabil.* 2019;28(4):318-24.
143. Krause DA, Hollman JH. Electromyographic Analysis of Hip Muscle Activation during a Single Limb Squat Lateral Slide Exercise. *Int J Sports Phys Ther.* 2020;15(5):755-62.
144. Youdas JW, Hollman JH, Hitchcock JR, Hoyme GJ, Johnsen JJ. Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and

women during a single-limb squat on both a stable and labile surface. *J Strength Cond Res.* 2007;21(1):105-11.

145. Paterno MV, Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(6):305-16.

146. Hewett TE, Paterno MV, Myer GD. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2002(402):76-94.

147. Ihara H, Nakayama A. Dynamic joint control training for knee ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1986;14(4):309-15.

148. Reiman MP, Bolgia LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiotherapy theory and practice.* 2012;28(4):257-68.

149. Holden S, Lyng K, Graven-Nielsen T, Riel H, Olesen JL, Larsen LH, et al. Isometric exercise and pain in patellar tendinopathy: A randomized crossover trial. *J Sci Med Sport.* 2020;23(3):208-14.

150. McKay J, Maffulli N, Aicale R, Taunton J. Iliotibial band syndrome rehabilitation in female runners: a pilot randomized study. *J Orthop Surg Res.* 2020;15(1):188.

151. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 2009;39(7):532-40.

152. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(9):625-32.

153. Purdam CR, Jonsson P, Alfredson H, Lorentzon R, Cook JL, Khan KM. A pilot study of the eccentric decline squat in the management of painful chronic patellar tendinopathy. *Br J Sports Med.* 2004;38(4):395-7.

154. Bhanot K, Kaur N, Brody LT, Bridges J, Berry DC, Ode JJ. Hip and Trunk Muscle Activity During the Star Excursion Balance Test in Healthy Adults. *J Sport Rehabil.* 2019;28(7):682-91.

155. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(6):303-11.

156. Filipa A, Byrnes R, Paterno MV, Myer GD, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(9):551-8.

157. Norris B, Trudelle-Jackson E. Hip- and thigh-muscle activation during the star excursion balance test. *J Sport Rehabil.* 2011;20(4):428-41.

158. Earl JE, Hertel J. Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation.* 2001;10(2):93-104.

159. Hughes G, Dally N. Gender difference in lower limb muscle activity during landing and rapid change of direction. *Science & Sports.* 2015;30(3):163-8.

160. Dorgo S, Edupuganti P, Smith DR, Ortiz M. Comparison of lower body specific resistance training on the hamstring to quadriceps strength ratios in men and women. *Res Q Exerc Sport*. 2012;83(2):143-51.
161. Hopkins JT, Ingersoll CD, Sandrey MA, Bleggi SD. An electromyographic comparison of 4 closed chain exercises. *J Athl Train*. 1999;34(4):353-7.
162. Blanpied P. Changes in Muscle Activation during Wall Slides and Squat-Machine Exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1999;8:123-34.
163. Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med*. 2003;31(3):449-56.
164. Begalle RL, Distefano LJ, Blackburn T, Padua DA. Quadriceps and hamstrings coactivation during common therapeutic exercises. *J Athl Train*. 2012;47(4):396-405.
165. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2004;32(2):477-83.
166. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2007;35(2):235-41.
167. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrao FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(6):491-501.
168. Johnston PT, McClelland JA, Webster KE. Lower Limb Biomechanics During Single-Leg Landings Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*. 2018;48(9):2103-26.
169. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train*. 2010;45(2):181-90.

8. EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayı



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-1467

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 20 EKİM 2020 SALI
Toplantı No : 2020/17
Proje No : GO 20/948(Değerlendirme Tarihi: 20.10.2020)
Karar No : 2020/17-28

Üniversitemiz Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi öğretim üyelerinden Doç. Dr. Gülecan HARPUT'un sorumlu araştırmacı olduğu, Fzt. Çiğdem DEMİR'in yüksek lisans tezi olan, GO 20/948 kayıt numaralı, "*Kayın Platform Üzerinde Yapılan Alt Ekstremité Fonksiyonel Egzersizler Sırasındaki Kuadriseps ve Hamstring Kas Aktivasyon Seviyelerinin ve Alt Ekstremité Düzgünlüğünün Araştırılması*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 21 Ekim 2020-21 Ekim 2021 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Başkan)	7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Üye)
2. Prof. Dr. G. Burçay AYDIN	(Üye)	8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIF	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	9. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
5. Doç. Dr. H. Tuna Çak ESKİ	(Üye)	11. Av. Serap MORALIOĞLU	(Üye)
6. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)		

EK-2. Katılımcılardan Alınan Aydınlatılmış Onam

ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

(Fizyoterapistin Açıklaması)

Alt ekstremite fonksiyonu değerlendiren testlerle ilgili yeni bir araştırma yapmaktayız. Araştırmanın ismi “Kayan platform üzerinde yapılan alt ekstremite fonksiyonel egzersizler sırasındaki Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyon seviyelerinin ve alt ekstremite düzgünlüğünün araştırılması”dır.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız. Bu araştırmayı yapmak istememizin nedeni, son zamanlarda egzersizlerde sıkça kullanılan kayan platformların uyluğunuzun önünde bulunan kuadriseps kasınızın ve uyluğunuzun arkasında bulunan hamstring kasınızın aktivitesini artırıp arttırmadığını araştırmaktır. Elde ettiğimiz sonuçlara göre egzersiz programlarında kullanılan bu ekipmanların kullanımı hakkında klinisyenlere önerilerde bulunulacaktır. Hacettepe Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi’nde gerçekleştirilecek bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir. Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Doç. Dr. Fzt. Gülcan HARPUT veya Fzt. Çiğdem DEMİR tarafından değerlendirilecek ve bulgularınız kaydedilecektir. Bu çalışmada her iki uyluğunuzun önünde ve arkasında bulunun kaslarınızın aktivitesi yüzeysel elektromiyografi (EMG) cihazı ile ölçülecektir. Kaslarınızın belirli noktalarına yüzeysel elektrotlar yapıştırılacaktır. Bu elektrotlar yapışkanlı olup derinizde herhangi bir acı veya ağrı oluşturmayacaktır. Elektrotların uçlarına cihazın alıcıları bağlanacaktır. Böylece kas sinyallerinizin bilgisayar ekranına aktarılacaktır. Bu ölçümler sırasında herhangi bir ağrı ve acı duymayacaksınız ya da bu ölçümler sakatlanmanıza neden olmayacaktır.

Bu çalışmada elektrotlar uyluğunuza yerleştirildikten sonra bir takım egzersizleri kayan platformlu ve sabit platformlu olarak iki kere yapmanız istenecektir. Kayan platform; dikdörtgen mat büyüklüğünde, plastikten yapılmış, hafif ve ince bir egzersiz ekipmanıdır. Platformun üst ve alt yüzeyi farklı olup, üst yüzeyi giyilebilen çorapları ile sürtünmeyi azaltıp kolayca hareketi sağlarken; alt yüzey cihazı kaydırmaz taban ile yere sabitlemektedir. Kayan platform ve sabit platform üzerinde 2 farklı egzersiz yapmanız istenecek. Yapmanızı isteyeceğimiz egzersizler: Hamle (lunge) ve çömelme (squat) egzersizleridir. Hamle egzersizi için önce bacak uzunluğunuz ölçülerek uzatacağımız mesafe hesaplanacak, ardından dominant taraf bacağı belirlenen noktaya uzatarak dizler 90° bükülü olacak şekilde aşağıya çömelmeniz istenecektir. Çömelme egzersizi için önce tek ayak üzerindeyken 60° dizinizi bükerek bacağınız ile uzanabildiğiniz maksimum nokta marker ile işaretlenecektir. Bu hareketleri ön, yan ve arka yönlü olmak üzere 3 farklı şekilde yapmanız istenecektir. Yapılacak tüm ölçümler yaklaşık 45 dakika sürecektir. Egzersizler sırasında bacak açılarınızı ve eklemlerinizin dizilimini ölçebilmek için video kamera kullanılacaktır. Kamera sadece bacağınızı görecektir şekilde ayarlanacaktır, kimliğinizi belirleyecek şekilde kayıt alınmayacaktır. Bunun yanında, verileriniz kimse ile paylaşılmayacaktır.

Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Sizinle ilgili tıbbi bilgiler gizli tutulacak, ancak çalışmanın kalitesini denetleyen görevliler, etik kurullar ya da resmi makamlarca gereği halinde incelenebilecektir.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır ve reddettiğiniz takdirde size uygulanan tedavide herhangi bir değişiklik olmayacaktır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz.

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Sayın Doç. Dr. Fzt. Gülcan HARPUT tarafından Hacettepe Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi'nde 'Kayan platform üzerinde yapılan alt ekstremite fonksiyonel egzersizler sırasındaki Kuadriseps ve Hamstring kas aktivasyon seviyelerinin ve alt ekstremite düzgünlüğünün araştırılması' isimli bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam fizyoterapist ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimalla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim.

(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmenin uygun olacağına bilincindeyim) Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

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

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim). Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Doç. Dr.Fzt.Gülcan Harput'u (iş) veya (cep) no'lu telefonlardan ve HÜ SBF FTR Bölümü adresinden arayabileceğimi biliyorum. .

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılma konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve fizyoterapist ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

Katılımcı ile görüşen fizyoterapist

Adı soyadı, unvanı: Doç. Dr. Gülcan Harput

Adres:

Tel.

İmza

EK-3. Değerlendirme Formu**KATILIMCI DEĞERLENDİRME FORMU**

Katılımcı ID:

DOĞUM TARİHİ:

CİNSİYET:

BOY/KİLO:

DOMİNANT TARAF:

YAPTIĞI SPOR VAR MI?:

DAHA ÖNCE YARALANMA GEÇİRDİNİZ Mİ?:

TEGNER SKORU:

Kayan platform

	Öne Hamle	Yana Hamle	Arkaya Hamle
Vastus medialis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Vastus lateralis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
İç hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Dış hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:

	Çömelme-ön	Çömelme-yan	Çömelme-arka
Vastus medialis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Vastus lateralis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
İç hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Dış hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:

Normal Zemin

	Öne Hamle	Yana Hamle	Arkaya Hamle
Vastus medialis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Vastus lateralis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
İç hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Dış hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:

	Çömelme-ön	Çömelme-yan	Çömelme-arka
Vastus medialis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Vastus lateralis	D: ND:	D: ND:	D: ND:
İç hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:
Dış hamstring	D: ND:	D: ND:	D: ND:

Eklemler açılımları

Diz Fleksiyon	Kayan Platform	Normal Zemin
Öne Hamle		
Yana Hamle		
Arkaya Hamle		
Öne Çömelme		
Yana Çömelme		
Arkaya Çömelme		

Kalça Fleksiyon	Kayan Platform	Normal Zemin
Öne Hamle		
Yana Hamle		
Arkaya Hamle		
Öne Çömelme		
Yana Çömelme		
Arkaya Çömelme		

EK-4. Görseller İçin İzin Metni

09.06.2021

Görseller İçin İzin Metni

Doç. Dr. Gülcan HARPUT danışmanlığında yapılan Fzt. Çiğdem DEMİR'in hazırladığı "Kayan Platform Üzerinde Yapılan Alt Ekstremitte Fonksiyonel Egzersizler Sırasındaki Kas Aktivasyon Seviyelerinin ve Alt Ekstremitte Düzgünlüğünün Araştırılması" isimli tez çalışması dahilinde, yapılan testler sırasında çekilen fotoğrafların, tez çalışmasında ve tezden üretilen makalelerde kullanılmasına izin veriyorum.

Ayşe ağı BERBER

EK-5. Tezin Bildirisi

28.04.2021



4/28/2021

Konu / İlgili: Hareket ve Motor Kontrol Kongresi

Sözel Bildiri Kabul Yazısı

Sayın Çiğdem Demir
Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Ankara

Eskişehir Teknik Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi ve Sporda Bilgisayar Bilimleri Derneği işbirliği ile 21-24 Mayıs 2021 tarihlerinde **Online** olarak gerçekleştirilecek olan **Hareket ve Motor Kontrol Kongresine** göstermiş olduğunuz ilgi için teşekkür ederiz.

KAYAN PLATFORM VE NORMAL ZEMİNDE YAPILAN TEK BACAK SQUAT EGZERSİZLERİNİN HAMSTRİNG VE KUADRİSEPS KAS AKTİVASYON SEVİYELERİNE ETKİSİ

Çiğdem Demir , Onur Çelik , Gülcün Harput

başlıklı bildiriniz, bilimsel kurul tarafından kongrede **Sözel Sunum** olarak kabul edilmiştir ve kongre dijital kitabına girecektir.

Sunumunuzu yapacağınız tarih ve saat bilgileri önümüzdeki günlerde tarafınıza iletilecektir. Süre kısıtlamasına dikkat edilmesi gerekmektedir.

Bildirinizin kongre dijital kitabında yayımlanabilmesi için **30 Nisan 2021** tarihine kadar kongreye kayıt yaptırmış olmanız gerekmektedir.

Sözel bildiri sunumları kongre öncesinde alınan sunum video kaydından yayınlanacaktır. Bildiri sahipleri soru-cevap bölümünde canlı olarak bağlanacaktır. Kongre öncesinde video kaydınızı nasıl alacağınız ile ilgili anlatım dosyası için [buraya tıklayınız](#). Video kaydınızı kongreye **en geç 7 gün öncesine kadar** adresine göndermenizi önemle rica ederiz.

Test bağlantısı için Burkon Turizm sizinle irtibata geçecektir. Görüşme için uygun olduğunuz tarihi Randevu Sistemi linkinden işaretlemenizi rica ederiz.

[Randevu Sistemi Linki İçin Buraya Tıklayınız.](#)

Kongreye ilginiz için teşekkür eder, başarılarınızın devamını dileriz.

Prof. Dr. Hayri Ertan

Kongre Başkanı

EK-6. Dijital Makbuz

Digital Receipt

This receipt acknowledges that Turnitin received your paper. Below you will find the receipt information regarding your submission.

The first page of your submissions is displayed below.

Submission author: **Çiğdem Demir**
Assignment title: **Çiğdem Demir YL Tez**
Submission title: **TEZ**
File name: **TEZ_D-1608.2021-CD-imzas_z.docx**
File size: **10.34M**
Page count: **123**
Word count: **23,608**
Character count: **161,090**
Submission date: **17-Aug-2021 10:01AM (UTC+0300)**
Submission ID: **1632383573**



EK-7. Orjinallik Ekran Çıktısı

YL tez

ORJİNALLIK RAPORU

% 6	% 5	% 2	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	9lib.net İnternet Kaynağı	% 2
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
5	repository.ub.ac.id İnternet Kaynağı	<% 1
6	avesis.marmara.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.fizyoterapiseminerleri.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	app.trdizin.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
9	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ