



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÖNE DÜŞEREK ADIM ALMA EGZERSİZİNİN FARKLI
UYGULAMALARINDA ALT EKSTREMİTE KAS AKTİVASYONU VE
YÜK DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ**

ALİ GÜNAY
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. İRFAN GÜLMEZ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI
HAREKET VE ANTRENMAN BİLİMLERİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÖNE DÜŞEREK ADIM ALMA EGZERSİZİNİN FARKLI
UYGULAMALARINDA ALT EKSTREMİTE KAS AKTİVASYONU VE
YÜK DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ**

ALİ GÜNAY
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. İRFAN GÜLMEZ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI
HAREKET VE ANTRENMAN BİLİMLERİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2024

BEYAN

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

Ali GÜNAY

TEŐEKKÜR

Doktora eğitim sürecimde tez çalıŐmamın planlanması ve gerçekleştirilmesinde bana yardımcı olan danışmanım Sayın Doç. Dr. İrfan GÜLMEZ'e teŐekkür ederim.

Tez izleme komitemde yer alan Sayın Prof Dr. Nusret RAMAZANOĞLU ve Doç. Dr. Hatice İlhan ODABAŞ hocalarıma teŐekkür ederim.

Laboratuvar ölçümlerinde her türlü desteği veren Sayın Dr. Öğretim Üyesi Elif Sibel TEKELİ'ye,

Ölçüm ve analizlerde destek olan Araştırma Görevlisi Yusuf KAHRAMAN ve Araştırma Görevlisi Havva Burçe GÖÇMEZ'e,

Ölçümlerde destek olan Tuğba YAYLA'ya,

Tez çalıŐmalarımnda ölçümlere katılan katılımcılara teŐekkür ederim.

Tezimin her aşamasında yanımda olan sevgili eŐim Melisa GÜNAY'a çok teŐekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ.....	3
1. GENEL BİLGİLER.....	8
4.1. Alt Ekstremitte Anatomisi	8
4.2. Alt ekstremitte kemikleri.....	8
4.3. Alt Ekstremitte Kasları	11
4.3.1. Kuadriceps Femoris Kasları	11
4.3.2. Hamstring Grubu.....	12
4.3.3. Başlıca alt bacak kasları.....	13
4.4. Kalça Eklemninin Hareketleri	14
4.5. Diz Eklemninin Hareketleri.....	14
4.6. Öne Hamle Adım Egzersizinin Biyomekaniği.....	15
4.6.1. Öne hamle adım egzersizinde kalça eklemi	15
4.6.2. Öne hamle adım egzersizinde diz eklemi	16
4.7. Motor Ünite	16
4.7.1. Kas hücresinin uyarılması.....	17
4.7.2. Aksiyon potansiyeli	17
4.8. Elektromiyografi	18
4.8.1. Yüzeysel elektromiyografi (yEMG).....	18
4.9. Kas Hareketleri	18
4.10. Kuvvet ve Güç	19
4.11. Kaslarda Kuvvet Üretimi	20
4.12. Hızlı Eksantrik Egzersizler	21
4.13. Elektromiyografik Sinyallerin Verdiği Bilgiler	23
4.14. EMG Sinyallerin Kuvvet ile İlişkisi.....	23
4.15. Elektromiyografik Sinyallerin Yorgunluk ile İlişkisi.....	24
4.16. Alt Ekstremitte Kuvveti Geliştirmeye Yönelik Yapılan Çalışmalar	24
4.17. MİK Ölçümleri	25
4.18. Elektromiyografik Sinyallerin Zaman ile İlişkisi	26
4.19. Elektromiyografi (sEMG) Sinyallerinin Kaynağı.....	27
4.20. Elektromiyografi (EMG) Sinyallerine Etki Eden Faktörler	27
4.20.1. Elektronik ekipmandaki içsel gürültü	27

4.20.2. Ortam gürültüsü.....	27
2.20.3. Hareket artefaktı.....	27
2.20.4. Sinyalin doğasındaki kararsızlık.....	27
4.21. Yüzeysel EMG Sinyalinin Kalitesi.....	31
4.22. Yüzeysel EMG'nin Değerlendirilmesi.....	32
4.23. EMG Ölçümünde Anatomik Noktalar.....	33
4.23.1. Omuz ve boyun bölgesi elektrot lokasyonu.....	33
4.23.2. Sırt ve bel bölgesi elektrot lokasyonu.....	35
4.23.3. Ön kol ve el elektrot lokasyonu.....	36
4.23.5. Alt bacak ve ayak elektrot lokasyonu.....	40
5. GEREÇ ve YÖNTEM.....	42
5.1. Araştırma Modeli.....	42
5.3. Araştırma Grubu.....	42
5.4. Araştırmaya dahil olma, çıkarılma kriterleri.....	43
5.4.1. Araştırmaya dahil olma kriterleri.....	43
5.4.2. Araştırmadan hariç tutulma/çıkartılma kriterleri.....	44
5.5. Deneysel Tasarım.....	44
5.6. Verilerin Toplanması.....	45
5.7. Veri toplama araçları ve yöntemi.....	45
5.7.1. Fiziksel ölçümler.....	45
5.7.2. Yüzeysel EMG ölçümü.....	46
5.7.3. Yer tepki kuvvetlerinin Ölçümü.....	46
5.8. Veri Toplama Yöntemleri.....	47
5.8.1. Vücut Kompozisyonu Ölçümleri.....	47
5.8.2. Boy ve Vücut ağırlığı Ölçümü.....	47
5.8.3. VKİ ölçümü.....	48
5.8.4. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümleri ve Baskın (Dominant) Ekstemitenin Belirlenmesi.....	48
5.8.5. Üst Bacak Uzunluk Ölçümü.....	48
5.8.6. Alt Bacak Uzunluk Ölçümü.....	48
5.8.7. Q Açısı Ölçümü.....	49
5.8.8. EMG Elektrotlarının Yerleştirilmesi.....	49
5.8.9. Isınma Protokolü.....	52
5.8.10. Maksimum İstemli Kontraksiyon (MİK) Ölçümü (mV).....	52
5.8.10.1. VL, RF, VM kaslarının MİK ölçümü.....	52
5.8.10.2. BF kasının MİK ölçümü.....	52
5.9. Test Protokolü.....	53
5.9.1. Sıfır cm yükseklikten öne hamle adım egzersizi uygulaması.....	54
5.9.2. On cm yükseklikten öne hamle adım egzersizi uygulaması.....	55

5.9.3. Yirmi cm yükseklikten öne hamle adım egzersizi uygulaması.....	55
5.10.1. EMG sinyallerinin analizi	56
5.10.2. Normalizasyon	58
5.10.3. Kuvvet verilerinin analizi	59
5.10.4. İstatistik analiz	59
6. BULGULAR.....	61
7. TARTIŞMA ve SONUÇ	77
7.1. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen MİK'e göre yüzde kas aktivasyonu değerlerinin sağ-sol ekstremite karşılaştırması.....	78
7.2. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik-konsantrik faz karşılaştırılması.....	80
7.3. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre platform yüksekliğinin karşılaştırılması.....	82
7.5. Öne Hamle Adım Egzersizi Sırasında Dikey Yer Tepki Kuvvetlerinin Eksantrik ve Konsantrik Faz Değerlerinin Tartışılması	87
7.6. Öne Hamle Adım Egzersizi Sırasında Elde Edilen Sol Bacak MİK'e Göre Kasılma Yüzdesi, VA, BKİ, Q Açısı ve N Değerleri Arasındaki İlişkinin Tartışılması	90
7.7. Sonuç ve Öneriler	92
8. KAYNAKLAR.....	95
9. ÖZGEÇMİŞ	104
10. BİLİMSEL FAALİYETLER	105
11. EKLER	107

KISALTMALAR LİSTESİ

EMG: Elektromiyografi

yEMG: Yüzeyel elektromiyografi.

BF: Biseps Femoris

VL: Vastus Lateralis

RF: Rektus Femoris

VM: Vastus Medialis

Eks: Eksantrik

Kon: Konsantrik

Hz: Hertz

mV: Milivolt

MİK: Makimum istemli kasılma

%MİK: Maksimum istemli kasılmanın yüzdesi

KOK: Kare ortalamalarının karekökü

Şekil listesi

Şekil 1. Coxa	8
Şekil 2. Femur	9
Şekil 3. Diz Eklemi	10
Şekil 4. Alt Bacağı Oluşturan Kemikler Tibia ve Fibula	10
Şekil 5. Ayak Kemikleri	11
Şekil 6. Kuadriseps Kasları	12
Şekil 7. Hamstring Kasları	13
Şekil 8. Alt Bacak Kasları Posterior Görünüm.	14
Şekil 9. Alt Bacak Kasları Anterior Görünüm	14
Şekil 10. Elektromiyografi (sEMG) Sinyallerine Etki Eden Faktörler	28
Şekil 11. EMG Sinyal Genliği ve Frekans Spektrumunun Elektrot Konumlandırmasına Göre Değişimi.	29
Şekil 12. Seniyama Göre Üst Trapezius Elektrot Lokasyonu	33
Şekil 13. Seniyama Göre Orta Trapezius Elektrot Lokasyonu	33
Şekil 14. Seniyama Göre Alt Trapezius Elektrot Lokasyonu	34
Şekil 15. Seniyama Göre Orta Ön Deltoid Elektrot Lokasyonu	34
Şekil 16. Seniyama Göre Orta Deltoid Elektrot Lokasyonu	34
Şekil 17. Seniyama Göre Arka Deltoid Elektrot Lokasyonu	35
Şekil 18. Seniyama Göre Erector Spinae (Longissimus) Elektrot Lokasyonu.....	35
Şekil 19. Seniyama Göre Erector Spinae (Iliocostalis)Elektrot Lokasyonu	35
Şekil 20. Seniyama Göre Multifidus Elektrot Lokasyonu	36
Şekil 21. Seniyama Göre Biceps Brachii (Kısa ve uzun başı) Elektrot Lokasyonu.....	36
Şekil 22. Seniyama Göre Triseps Brachii (Uzun başı) Elektrot Lokasyonu	36
Şekil 23. Seniyama Göre Triceps Brachii (Lateral Head) Elektrot Lokasyonu	37
Şekil 24. Seniyama Göre Abductor Policis Brevis Elektrot Lokasyonu	37
Şekil 25. Seniyama Göre Gluteus Maximus Elektrot Lokasyonu.....	37
Şekil 26. Seniyama Göre Gluteus Medius Elektrot Lokasyonu	38
Şekil 27. Seniyama Göre Tensor Fasciae Latae Elektrot Lokasyonu	38
Şekil 28. Rektus Femoris Elektrot Lokasyonu	38
Şekil 29. Seniyama Göre Vastus Medialis Elektrot Lokasyonu	39
Şekil 30. Seniyama Göre Vastus Lateralis Elektrot Lokasyonu	39
Şekil 31. Seniyama Göre Biceps Femoris (kısa ve uzun başı) Elektrot Lokasyonu	39
Şekil 32. Seniyama Göre Semitendinosus Elektrot Lokasyonu	39
Şekil 33. Seniyama Göre Tibialis Anterior Elektrot Lokasyonu.....	40

Şekil 34. Seniama Göre Peroneus Longus Elektrot Lokasyonu.....	40
Şekil 35. Seniama Göre Peroneus Brevis Elektrot Lokasyonu	40
Şekil 36. Seniama Göre Soleus Elektrot Lokasyonu.....	41
Şekil 37. Seniama Göre Gastrocnemius Medialis Elektrot Lokasyonu	41
Şekil 38. Seniama Göre Gastrocnemius Lateralis Elektrot Lokasyonu	41
Şekil 39. Etki analizi Sonucu	43
Şekil 40. Araştırmanın Deneysel Tasarımı.....	44
Şekil 41. Tanita SC330.....	45
Şekil 42. Goniometre.....	46
Şekil 43. Biopack mp 150 EMG cihazı.....	46
Şekil 44. Kistler marka kuvvet platformu	47
Şekil 45. Tanita ile vücut kompozisyonu ölçümü	48
Şekil 46. Boy uzunluğu ölçümü	48
Şekil 47. Q açısı ölçümü	49
Şekil 48. Rektus Femoris Elektrot Lokasyonu	50
Şekil 49. Vastus lateralis elektrot lokasyonu	50
Şekil 50. Vastus medialis elektrot lokasyonu.....	51
Şekil 51. Biseps femoris elektrot lokasyonu	51
Şekil 52. Isınma.....	52
Şekil 53. Ön kas grubu MİK ölçümü	53
Şekil 54. Biseps Femoris Kası MİK Ölçümü.....	53
Şekil 55. Adım alma egzersizi (0 cm Düz zemin).....	54
Şekil 56. 10 cm yükseklikten adım alma egzersizi	54
Şekil 57. 20 cm yükseklikten adım alma egzersizi	55
Şekil 58. Öne hamle adım egzersizinin fazları	56
Şekil 59. Ham verilere örnek.....	57
Şekil 60. 20-450 Hz frekans aralığında butterworth kullanılarak filtrelenen veriye örnek.....	57
Şekil 61. Kare ortalamalarının karekökü (KOK) alınan veriye örnek	58
Şekil 62. Normalize edilmiş verilere bir örnek	59
Şekil 63. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak eksantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni Test sonuçları	65
Şekil 64. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sağ bacak eksantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni test sonuçları.	66
Şekil 65. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni test sonuçları	68

Şekil 66. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sağ bacak konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni test sonuçları	69
Şekil 67. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen eksantrik faz yer tepki kuvvetleri karşılaştırması Bonferroni test sonuçları	72
Şekil 68. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen konsantrik faz yer tepki kuvvetleri karşılaştırması Bonferroni test sonuçları	72

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri	61
Tablo 2. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre sağ-sol ekstremitelere karşılaştırılması.....	62
Tablo 3. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik-konsantrik faz karşılaştırılması.....	63
Tablo 4. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik faz platform yüksekliği karşılaştırılması.....	64
Tablo 5. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre konsantrik faz platform yüksekliği karşılaştırılması	67
Tablo 6. Öne hamle adım egzersizinde MİK'e göre kas aktivasyonunun platform yüksekliğine göre değişim oranı	70
Tablo 7. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen MİK'e göre yüzde kas aktivasyonu değerlerinin VL/VM oranı karşılaştırması	71
Tablo 8. Öne hamle adım egzersizi sırasında farklı yüksekliklerin yer tepki kuvvetleri üzerindeki etkisinin karşılaştırılması	71
Tablo 9. Dikey yer tepki kuvvetleri yüksekliğe bağlı değişim oranı	73
Tablo 10. Öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin sağ ve sol bacak arasındaki değerlerinin karşılaştırılması.....	74
Tablo 11. Öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin eksantrik ve konsantrik faz değerlerinin karşılaştırılması	74
Tablo 12. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak MİK'e göre kas aktivasyon yüzdesi, Vücut ağırlığı, BKİ, Q açısı ve N değerleri arasındaki ilişki	75
Tablo 13. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sağ bacak MİK'e göre kas aktivasyon yüzdesi, VA, BKİ, Q açısı ve N değerleri arasındaki ilişki.....	76

1. ÖZET

Tezin başlığı: Öne Düşerek Adım Alma Egzersizinin Farklı Uygulamalarında Alt Ekstremitte Kas Aktivasyonu ve Yük Değişimlerinin İncelenmesi

Öğrencinin Adı Soyadı: Ali Günay

Danışmanın Adı Soyadı: Doç. Dr. İrfan Gülmez

Programın Adı: Hareket ve Antrenman Bilimleri Doktora Programı

Amaç: Araştırmada öne hamle adım egzersizinin farklı yüksekliklerdeki uygulamalarında alt ekstremitte kas aktivasyonları ile yer tepki kuvvetlerini incelemektir.

Gereç ve yöntem: Araştırmaya; yaş ortalamaları = 21 ± 2 yıl, boy = 178 ± 0 cm, kilo = 70 ± 9 kg ve beden kitle indeksi = 21 ± 4 olan 23 aktif sporcu katıldı. Sporcuların biceps femoris (BF), vastus lateralis (VL), rektus femoris (RF) ve vastus medialis (VM) kaslarına yüzeysel EMG elektrodu yerleştirilmiştir. Sporcuların maksimum istemli kasılma (MİK) değerleri ölçüldükten sonra, 0cm, 10cm ve 20 cm yükseklikten kuvvet platformuna düşerek iniş yaptırılmış ve frenleme yaparak başladıkları pozisyona dönmüşlerdir. Ham veriler fazlarına ayrıldıktan sonra veriler MATLAB ile; butterworth filtresi uygulanmış ve MİK değerleri ile normalize edilmiştir. Verilerin normallik testleri Skewness Kurtosis ve Shapiro Wilk ile belirlenmiştir. Yüksekliğe bağlı karşılaştırmalar, tekrarlayan ölçümlerde ANOVA analizi ile yapılmıştır. Çoklu karşılaştırmalar için bonferroni düzeltmesi yapılmıştır. İkili karşılaştırmalar için bağımlı örneklerde t-test yapılmıştır. Veriler arasındaki ilişki, pearson korelasyon testi ile belirlenmiştir.

Bulgular: Eksantrik fazda 10cm ile 20cm arasında sol bacak BF kasında, 0cm ile 10cm ve 0cm ile 20cm arasında sağ bacak BF kasında, 10cm ile 20cm arasında sağ bacak RF kasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Konsantrik fazda ise sol bacak VM kası dışındaki tüm kaslarda yüksekliğe bağlı anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Sağ-sol karşılaştırmasında sol bacak yüzde MİK değerleri sağ bacak değerlerinden; eksantrik-konsantrik karşılaştırmada ise konsantrik yüzde MİK değerleri, eksantrik faz değerlerinden yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Yer tepki kuvvetlerinde yükseklikler arasında anlamlı artış bulunmuştur ($p<0,05$). VL/VM karşılaştırmasında yüksekliğe bağlı anlamlı fark bulunmamıştır ($p<0,05$). Yer tepki kuvvetleri, yüzde MİK değerleri, VA (vücut ağırlığı), BKİ ve Q açısı arasında birkaç değer dışında anlamlı ilişki bulunmamıştır ($p<0,05$).

Sonuç: Bu çalışmada, yükseklikle birlikte yer tepki kuvvetlerinde artış görülürken, eksantrik fazda kas aktivasyonu değerlerinde yüksekliğe bağlı doğrusal artış görülmemiştir. Konsantrik fazda yükseklik ile kas aktivasyonunda doğrusal artış görülmüştür. Sporcuların VL ve VM kaslarının gelişimi için öne hamle adım egzersizinin yüksekliği kademeli olarak artırılarak uygulanması önerilebilir.

Anahtar kelimeler: EMG, VL/VM oranı, Kuvvet platformu

2. SUMMARY

Title of Thesis: Investigation of Lower Extremity Muscle Activation and Load Changes in Different Applications of Forward Lunge Exercise with Falling Forward

Student Name, Surname: Ali Günay

Supervisor Name : Doç. Dr. İrfan Gülmez

Program Name : Movement and Training Sciences PhD Program

Objective: The aim of the study was to investigate lower extremity muscle activations and ground reaction forces at different heights during forward lunge exercises.

Materials and Methods : Twenty-three active athletes (mean age: 21 ± 2 years, height: 178 ± 0 cm, weight: 70 ± 9 kg, BMI: 21 ± 4) participated. Superficial EMG electrodes were placed on the biceps femoris (BF), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and vastus medialis (VM) muscles. After measuring maximum voluntary contraction (MVC) values, they were made to descend from a height of 0 cm, 10 cm and 20 cm to the force platform and returned to the starting position by braking. Data were filtered, normalized using MVC values in MATLAB, and analyzed for normality. Height-dependent comparisons were made with repeated measures ANOVA and Bonferroni correction. Dependent samples t-test and Pearson correlation test were used for pairwise comparisons and relationships.

Results : In the eccentric phase, significant differences in BF muscle activation were found between 10 cm and 20 cm (left leg), 0 cm and 10 cm, and 0 cm and 20 cm (right leg), and in RF muscle activation between 10 cm and 20 cm (right leg) ($p < 0.05$). In the concentric phase, significant height-dependent differences were found in all muscles except the left leg VM ($p < 0.05$). Left leg %MVC values were higher than the right leg; concentric %MVC values were higher than eccentric phase values ($p < 0.05$). Ground reaction forces increased significantly with height ($p < 0.05$). No significant difference was found in the VL/VM comparison depending on height ($p > 0.05$). No significant relationship was found between ground reaction forces, %MVC values, BW, BMI, and Q angle, except for a few values ($p > 0.05$).

Conclusion : Ground reaction forces increased with height, while muscle activation values in the eccentric phase did not show a linear increase with height. In the concentric phase, muscle activation increased linearly with height. For developing VL and VM muscles, it is recommended to perform forward lunge exercises with gradually increasing height.

Keywords : EMG, VL/VM ratio, Force plate

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Sporcu performansını arttırmak ve yaralanmaları önlemek amacıyla yapılan araştırmalar, gövde, kalça ve uyluk kas kuvvetinin önemine vurgu yapmaktadır (Vlažná ve ark., 2021). Karın bölgesi kasları, kalça ve uyluk kaslarının zayıf olduğu durumlarda sporcuların denge performansının azaldığı, aynı zamanda yaralanma riskinin yüksek olduğu yapılan çalışmalarda ortaya konmuştur (Ekstrom ve ark., 2007). Yapılan çalışmalarda herhangi bir yaralanma yaşamayan sporcuların, yaralanma yaşayan sporculara göre daha kuvvetli kalça abdükörü, ve dış rotator kaslara sahip olduğunu belirtmiştir (Leetun ve ark., 2004). Antrenörler ve sporcular, alt ekstremitte kas kuvvetini geliştirmek amacıyla açık ve kapalı kinetik zincir egzersizleri uygulamaktadırlar (Ekstrom ve ark., 2007).

Kapalı kinetik zincir egzersizlerinden öne, yana ve geriye adım alma gibi egzersizleri kuvvet gelişiminin yanı sıra fonksiyonel gelişime etkilerinden dolayı tercih edilmektedir. Bu egzersizler alt ekstremitte performansının artırılmasında da kullanılmaktadır (Krause ve ark., 2018). Alt ekstremitte egzersizlerinden adım alma (lunge) egzersizi, bireylerin sporda ve genel günlük yaşamda bulunan hareketlerin benzeri olan, kapalı kinetik zincirli, fonksiyonel ve çok eklemlili bir egzersizdir (Park, 2023).

Adım alma egzersizlerinin kas aktivasyonu üzerindeki etkisini incelemek amacıyla yapılan çalışmalarda, öne adım alma egzersizlerinde kalça ve uyluk kaslarında düşük ve orta seviyede kas aktivasyonu bulunmuştur (Boudreau ve ark., 2009; Ekstrom ve ark., 2007; Farrokhi ve ark., 2008).

Standart adım alma ile, fonksiyonel egzersiz kayışları kullanılarak öne adım alma egzersizi (TRX lunge) karşılaştırılmış ve alt ekstremitte kas aktivasyonu ölçülmüştür. Standart öne adımlama egzersizine göre fonksiyonel egzersiz kayışları kullanılarak uygulanan öne adım alma egzersizinde; gluteus maximus, gluteus medius, hamstring ve adductor longus kas aktivasyonunun daha yüksek olduğu saptanmıştır (Krause ve ark., 2018). TRX gibi denge gerektiren egzersizlerde ortaya çıkan kas aktivasyon farkının bireylerin denge kurma çabalarından kaynaklandığı araştırmacılar tarafından ortaya konmuştur (Krause ve ark., 2018). Farrokhi ve arkadaşları (2008) ise standart öne adım alma egzersizlerinin kas aktivasyonu etkisini incelemişler ve gövde pozisyonunun gluteus kas aktivasyonu üzerinde etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Adım alma egzersizlerinin farklı formlarının araştırıldığı çalışmada, stabiliteyi geliştiren süspansiyon ekipmanları (TRX) ile de test edilmiş, alt vücut kuvvet kazanımının yanı sıra stabilite gelişimi sağladığı da bildirilmektedir (Harris ve ark., 2017; Krause ve ark., 2018). Araştırmacılar çok farklı yöntemlerle adım alma egzersizlerini incelemişlerdir. Yüksekten düşerek adım alma incelenmiş olup, diz kinematığının ve bilek eklemi açılanmalarının yer reaksiyon kuvveti üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Godwin ve ark., 2020). Başka bir

çalışmada ise yüksekten düşerek adım alma egzersizinde ayak bileği eklemi hareket açıklığının (ROM) ve bilek kuvvetinin diz kinematiği üzerinde etkili olduğu ortaya konmuştur (Jamaludin ve ark., 2020).

Sporcu performansı ve yaralanmaların önlenmesinde kullanılan adım alma egzersizlerinde diz kinematiğinin etkileri bilinmekte ve q açısı değerlendirilmektedir (Toraman ve ark., 2003). Q açısı, patellar tendon ile kuadriseps femoris ekseninin kesiştiği noktadaki dar açıdır. Q açısının bireylerin kas kuvvetlerinden, duruş bozukluklarından etkilendiği bildirilmektedir. Q açısının artmasıyla birlikte diz ekstansör mekanizmasının disfonksiyonun görüldüğü, patellofemoral ekleme lateralden binen yükün arttığı ve buna bağlı olarak patellofemoral ağrıya sebep olduğu bildirilmiştir (Koca, 2009).

Adım alma egzersizlerinin performans üzerindeki etkileri hareket düzeyinde yaratılan zorluk derecesine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Örneğin; ellerde ağırlık olmaksızın düz zeminde bir ayağın geriye alınarak yapılan yere çömelme hareketi, temel düzeyde yapılan ve zorluk düzeyi en az olan harekettir. Aynı hareket, bireylerin kollarına ağırlık verilerek, yapılması, ağırlığın tek tarafa yüklenmesi, farklı ağırlıklardaki sağlık topunun elde tutulması, arka ayağın sabit olmayan TRX bandına asılması gibi çeşitlendirilebilir (Harris ve ark., 2017). Yapılan her zorluk düzeyi kuvvet performansını arttırmakla birlikte, dengeyi etkileyen tek taraflı yüklenme veya arka ayağın TRX gibi dengesiz askıya alınması gibi değişkenler denge parametresini de geliştirmektedir (Duncan ve Liebenson, 2019).

Sporcular herhangi bir egzersizi yaparken öne doğru atılan adımın diz eklem momenti artar ve diz eklemi kompresif kuvvetlerinin arttığı bildirilmiştir (Comfort ve ark., 2015). Adım alma egzersizleri ile quadriceps-hamstring kas grubu kuvvetlenir ve diz eklemine binen yük azaltılır. Diz eklemine binen yükün azalmasıyla birlikte yaralanma riskinin azaldığı ve performans gelişiminin arttığı ortaya konmuştur (Comfort ve ark., 2015). Adım alma egzersizleri aynı zamanda sporda bulunan yürüme, koşma merdiven çıkma, denge ve kuvvet ile hareketlilik gibi temel hareketleri içermekte, eklemler üzerindeki yüklenmenin düşük olmasından dolayı araştırmacılar tarafından önerilmektedir (Duncan ve Liebenson, 2019).

Kuvvet gelişimine olan katkıları ve yaralanma riskinin düşük olmasından dolayı adım alma egzersizleri antrenörler tarafından uygulanmakta ve araştırmacılar tarafından da farklı formları araştırılmaktadır (Bezera ve ark., 2021). Örneğin, (Riemann ve ark., 2013), öne doğru hamlelerin daha fazla kalça aktivasyonu sağladığını, buna karşılık adım alma egzersizinin daha yüksek düzeyde ayak bileği ve diz ekstansör aktivasyonu sağladığını belirtmişlerdir.

Mausehund ve arkadaşları (2019), yapmış oldukları çalışmada adım alma egzersizinin farklı formlarını incelemişlerdir. Çalışmada, her iki ayak yerde, arka ayak desteklenmiş ve yükseltilmiş olarak veya arka ayak bir kutudan aşağı inerken yapıldığında, incelenmiş ve

incelenen kas gruplarında (gluteus maximus ve vastus lateralis) benzer kas aktivasyonu olduğunu belirtmişlerdir. Aynı çalışmada, arka ayağın yüksekte olması durumundaki kas aktivasyonu ile, bir yükseltiden inerken ölçülen kas aktivasyonu ise gluteus medius ve hamstring kaslarında standart adım alma aktivasyonundan daha yüksek bulunmuştur.

Adım alma egzersizleri esnasında üst gövdenin farklı konumlandırılması (yanal ve sagittal düzlemde), alt ekstremitte kas aktivasyonunu etkilemekte, adım alma egzersizi sırasında gövdenin yanal düzlemdeki fleksiyonu kalça ekstansör kas aktivasyonunu arttırdığı bildirilmiştir (Farrokhi ve ark., 2008).

Eksantrik kasılmalar, konsantrik kasılmalar ile karşılaştırıldığında, eksantrik kasılmaların daha fazla kuvvet ürettiği, aynı zamanda daha fazla metabolik stres yarattığı bildirilmiştir (Hody ve ark., 2019). Eksantrik egzersizler aynı zamanda nöromusküler performansı da arttırdığı çalışmalarda bildirilmiştir. Araştırmacılar, eksantrik egzersizlerin biceps femoris kasının uzun başının fasikül uzunluğunda artış olduğunu (Opar ve ark., 2015), 31, kas hacminde ve kas gücünde artış olduğunu (Bourne ve ark., 2017; Opar ve ark., 2015; Seymore ve ark., 2017), anaerobik dayanıklılığın arttığını ortaya koymuşlardır (Bourne ve ark., 2017).

Bezera ve arkadaşları (2021), eksantrik egzersizlerden öne hamle adım (lunge) egzersizinin farklı varyasyonlarını incelemişlerdir. Yapılan çalışmada, iki farklı gövde konumlandırmasının alt lomber erector spinae (LLES), gluteus maximus (GM), biceps femoris (BF) ve rektus femoris (RF) aktivasyonunu, statik, ileri adım ve yürüme sırasında karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmada tüm pozisyonlarda (sabit, yürüme ve ileri adım) en büyük kasılmanın alt lomber erector spinae kası için gövde eğik durumda iken ve yürüyüş esnasında gözlemlendiği belirtilmiştir. Araştırmacılar, alt lomber erector spine kasının yürüme esnasındaki yüksek aktivasyonunu, bireylerin stabilizasyonu sağlamasına atfetmişlerdir. Aynı çalışmada, gluteus maksimus kasında, yürüyüş ve ileri adım esnasında düz adım alma egzersizine göre daha yüksek kas aktivasyonu gözlenmiştir. Ancak biceps femoris kası ile rectus femoris kasları gövde ve egzersiz varyasyonlarından etkilenmemiştir.

Baş üzerinde kaldırılan ağırlık (kettlebel), üst ekstremitte kaslarını aktive etmekte, ağırlık kaldırılırken geriye atılan adım alt ekstremitte kaslarının aktivasyonunu sağladığı ortaya konmuştur (Handy ve Kerksick, 2017). Ağırlık kaldırılırken geriye hamlenin yapılması ise harekete katılan kas sayısını arttırmakta ve dengenin sağlanmasında önemli rol oynayan core bölgesi kaslarının aktivasyonunu sağlamadığı bildirilmiştir (Handy ve Kerksick, 2017). Yapılan bir çalışmada, öne, yana ve arkaya doğru yapılan adım alma egzersizinin kas aktivasyonları ve eklem momentleri üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Çalışmada, geriye adım alma egzersizinin eklem momentlerini azalttığı ve agonist kas aktivasyonunu arttırdığı ve alt ekstremitte kuvvetini arttırmaya yönelik en uygun egzersiz olduğu belirtilmiştir. Aynı çalışmada, eklem açılanmaları

ile örneklem sayısının artırılarak adım alma egzersizlerinin araştırılması gerektiği vurgulanmıştır (Park ve ark., 2016). Başka bir çalışmada ise gövde konumlandırmasının (kalça fleksiyon derecesi) alt ekstremitte kas aktivasyonunu etkilediğini göstermiştir (Bezera ve ark., 2021).

Bütün bu çalışmalar, adım alma egzersizinde yapılan küçük değişikliklerin bile eklem ve kas hareketlerini değiştirebileceğini düşündürmektedir. Yardımcı kas gruplarının aktivasyonu incelendiğinde ise, stabilizasyon gerektiren hareketlerde daha yüksek aktivasyon gözlenmektedir. Araştırmacılar, kas aktivasyonunu yEMG yöntemleriyle ölçmekte ve eklem açılanmalarıyla birlikte kas aktivasyonlarının incelenmesi önerilmektedirler (Park ve ark., 2016).

Yüzeyel Elektromiyografi (yEMG) analizi, rehabilitasyon, kinesiyojji ve spor bilimlerinde kas aktivitesini ölçme amacıyla kullanılmaktadır. yEMG kullanımı birçok branşta farklı amaçlarla kullanılabilirdiği gibi genellikle spor bilimlerinde kasların aktivasyon zamanını ölçme amacıyla, kas kasılma profili belirlenmesi, kasılmanın fiziksel yükünün belirlenmesi ve yorgunluk tespitinde de kullanılmaktadır. EMG, yalnız başına kullanıldığı gibi kuvvet platformu, görüntü analizi ve izokinetik dinamometre gibi cihazlara bir arada (entegre) şekilde de kullanılmaktadır (Cerrah ve ark, 2010).

Yüzeyel elektromiyografi ile beş ana konu araştırılmakta olup bunlar;

- Kasların aktif olup olmadığı,
- Kas aktivitesinin miktarı,
- Kasların aktif-pasif zaman aralığı,
- Kas aktiflik seviyesi ve kasların yorgunluk düzeyidir (Eser, 2018).

Spor bilimlerinde yEMG, yapılan hareketlerin analizinde, sporcuların kas aktivasyonunu ölçümlerinde kullanılmakta ve sporcuların kuvvet gelişimine katkı sağlamaktadırlar (Farrokhi ve ark., 2008; Duncan ve Liebenson, 2019). yEMG ölçümü, ilgili kasın üzerine elektrotların yerleştirilmesi ile kasta ortaya çıkan elektriksel aktivasyonu ölçme prensibiyle yapılmaktadır. Yüzeyel EMG, uygulaması kolay bir yöntemdir. Ancak uygulama esnasında yEMG sinyallerinin diğer kas gruplarından, çevresel faktörlerden, kas yorgunluğundan, deri dokusunun kalınlığından etkilenmektedir. Ölçümlerinin doğruluğu açısından elektrotların doğru yerleştirilmesi, çalışma esnasında kasın hareketi belirlenen düzlemde yapması ve analiz yapılırken çevresel gürültülerin temizlenerek yapılması işlemin doğruluğunu arttırmaktadır (Eser, 2018).

Yüzeyel EMG uygulamalarında hedef kas grubunun kasılma şiddeti ölçülürken yer reaksiyon kuvvetinin ölçümü ise kuvvet platformları aracılığıyla yapılmaktadır. Ancak yer reaksiyon kuvveti herhangi bir kas grubunun ürettiği kuvveti ölçmede sınırlı kalmaktadır. Yer reaksiyon

kuvvetine ek olarak EMG ile özel kas gruplarının kuvvet üretimi değerlendirilmektedir (Chiu, 2018).

Spina illiac'ın ön uç kısmından patellanın orta kısmına uzanan hat ile patella ile tibia arasındaki hat arasındaki açı, Q açısı olarak adlandırılmaktadır. Q açısı değerleri, erkeklerde 8-14° kadınlarda 11-20° arası normal olarak nitelendirilmektedir (Baltacı ve ark., 2016; Koca, 2009). Q açısı birçok faktörden etkilenmektedir. Q açısını etkileyen başlıca faktörler ise yaş, cinsiyet, duruş bozukluğu, kuvvet eksikliğidir. Femurdan gelen kompresif kuvvetler, diz eklemi aracılığıyla, absorbe edilir ve quadriseps kasına gerilim kuvveti olarak aktarılır. Diz eklemindeki reaksiyon kuvvetleri, dizin hareketine göre değişkenlik gösterebilir. Diz fleksiyon yaptıkça reaksiyon kuvveti artarken diz ekstansiyon yaptıkça reaksiyon kuvveti azalma eğilimindedir (Koca, 2009). Yapılan çalışmalar, yürüme sırasında, diz ekleminin Diz 9° fleksiyonda iken patella femoristen geçen kuvvetin vücut ağırlığının 0,5 katı oranında arttığını göstermiştir. Dizin 60° fleksiyona gelmesi durumunda ise patellofemoristen geçen kuvvetin vücut ağırlığının 3,3 katı olduğu, çömelme sırasında ise aynı kompresif kuvvetin diz ekleminde 7,8 katına ulaştığını göstermektedir (Baltacı ve ark., 2016; Eser, 2018).

Başka bir tanımla Q açısı, kuadriseps kasının kasılması sonucu patellofemoral ekleme lateralden binen yükün göstergesidir. Q açısının artmasıyla birlikte diz ekstansör mekanizmasının disfonksiyonu görülür. Bununla birlikte patellofemoral ekleme lateralden binen yük artar ve patellofemoral ağrıya sebep olur (Koca, 2009).

Antrenörler ve sporcular kuvvet gelişimi için verimi yüksek ve yaralanma riski düşük egzersizlere başvurmaktadır. Adım alma egzersizleri, farklı varyasyonları olsa da genel olarak ileriye ve geriye hamle adım egzersizi uygulanmaktadır. Adım alma egzersizi, özellikle eklemine yüklenme şiddetinin düşüklüğü ve bacak-kalça eklemi kaslarını aktive ettiği için yaralanma riskinin az, veriminin yüksek olarak algılandığı bir egzersiz türü olarak tanımlanmaktadır (Duncan ve Liebenon, 2019; Farrokhi ve ark., 2008).

Öne adım alma egzersizleri konusunda yapılan çalışmaların genellikle standart adım alma türleri üzerinde olduğu görülmektedir (Alkjær ve ark., 2020; Aniceto ve ark., 2021; Begalle ve ark., 2012; Bezera ve ark., 2021; Boudreau ve ark., 2009). Literatür incelendiğinde yüksekten öne adım alma ya da öne hızlı düşerek adım alma egzersizlerine ilişkin çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle bu çalışmanın amacı, standart ve farklı yükseklikten öne hamle adım egzersizleri sırasında alt ekstremite kas aktivasyonu ve yük değişimlerini incelemektir.

1. GENEL BİLGİLER

4.1. Alt Ekstremité Anatomisi

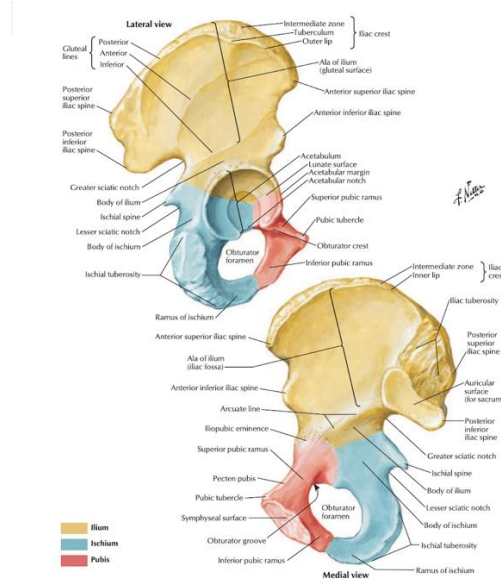
Alt ekstremité anatomisi, genel anlamda kalça, bacak ve ayak yapısını içerir. Bu yapılar çalışmamızda alt ekstremité kemikleri ve alt ekstremité kasları olarak iki bölümde ele alınmıştır.

4.2. Alt ekstremité kemikleri

Alt ekstremitenin temel kemik yapıları arasında kalça, bacak ve ayak yer alır. Bu temel yapıları oluşturan ana unsurlar ise aşağıda belirtilmiştir:

4.2.1. Kalça (coxa)

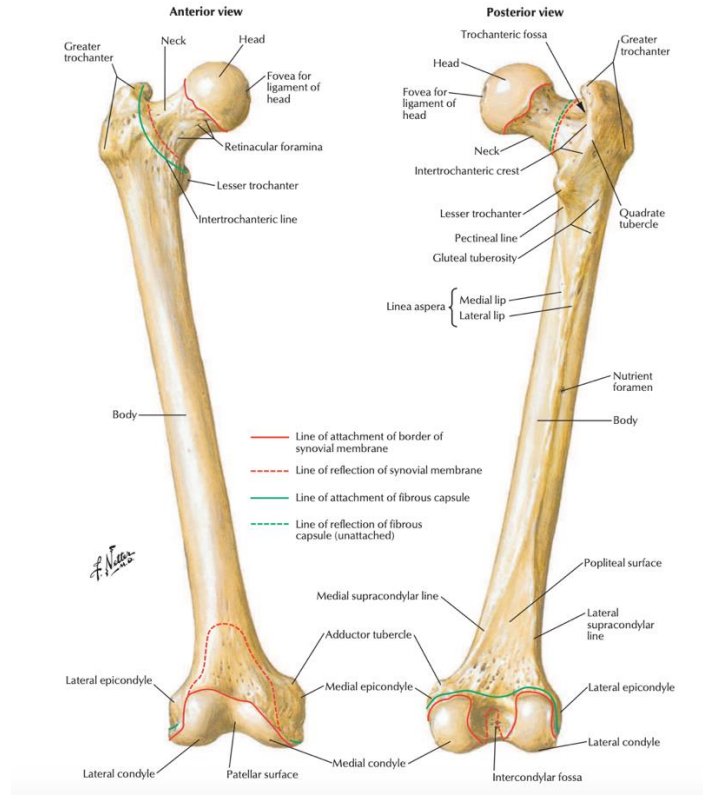
Kalça kemiği olarak adlandırılan (os coxae) üç ana parçadan oluşmaktadır. Bu kemikler, ilium, ischium ve pubistir. Bu parçalar birleşerek acetabulum adı verilen kalça eklemi oluşturur (Şekil 1).



Şekil 1. Coxa (Frank ve Netter, 2019)

4.2.2. Femur (üst bacak)

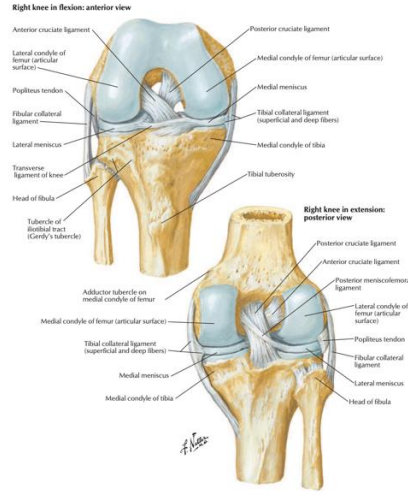
Femur olarak adlandırılan vücudun en uzun ve bilinen en güçlü kemiğidir. Femurun üst tarafı kalça ile, alt tarafı ise diz eklemi ile bağlantılıdır (Frank ve Netter, 2019) (Şekil 2).



Şekil 2. Femur (Frank ve Netter, 2019)

4.2.3. Diz (genu)

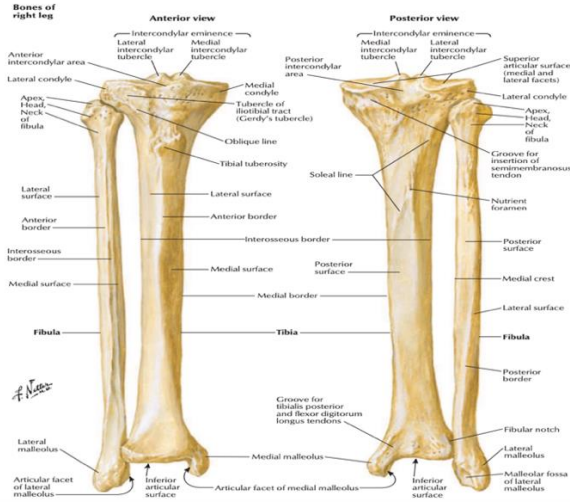
Diz eklemi, femur ile tibia arasında bulunur. Patella (diz kapağı) ise diz eklemi önünde bulunan üçgen bir kemiktir. Diz eklemi, kompleks bir yapıya sahiptir. Menteşe eklem yapısına sahip olan diz eklemi, içerisinde sürtünmeyi önleyen iki yarım ay şeklinde menisküs ile sürtünmeyi önleyen sinoviyal eklem kapsülü barındırır. Diz ekleminin stabilizasyonu, ön ve arka çapraz bağlar ile yan bağlar tarafından sağlanır (Frank ve Netter, 2019). (Şekil 3).



Şekil 3. Diz Eklemi (Frank ve Netter, 2019).

4.2.4. Alt bacak

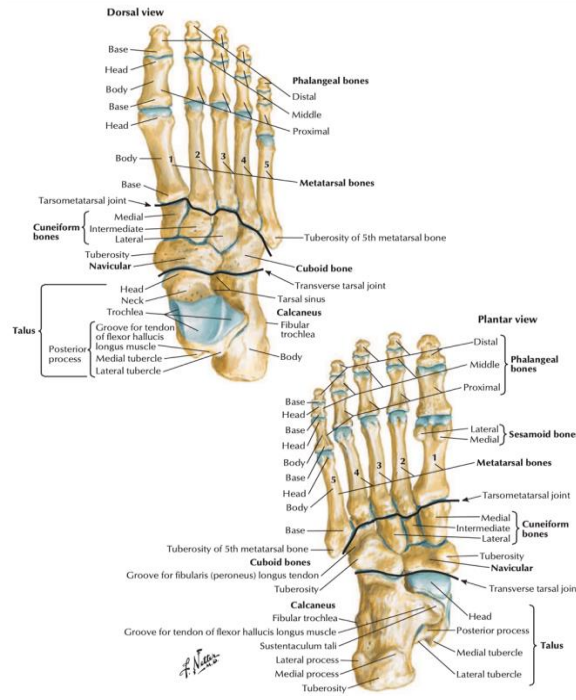
Alt bacak, tibia ve fibula kemiklerinin olduğu bölümlerinden oluşmaktadır. Fibula ince ve ayağın lateralinde kalan, tibia ise ayağın medialinde kalan kemiktir.



Şekil 4. Alt Bacağı Oluşturan Kemikler Tibia ve Fibula (Frank ve Netter, 2019).

4.2.5. Ayak

Ayak, talus, calcaneus, navicular ve cuboid kemikleri, 3 adet cuneiform, 5 adet metatarsal ve 14 adet phalanges kemiklerinden oluşmaktadır. Ayak parmakları, her biri üç parçadan oluşan metatarsal kemiklere bağlı falanjlardan oluşur. Ayak bileği ise tibia ve fibula ile talus arasındadır (Şekil 5) (Ross ve Wilson, 1981).



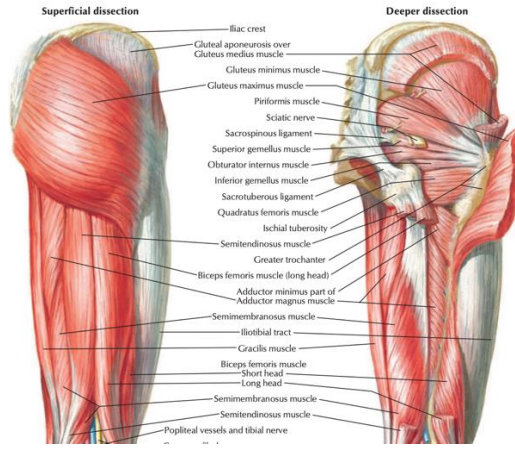
Şekil 5. Ayak Kemikleri (Frank ve Netter, 2019)

4.3. Alt Ekstremitte Kasları

Alt ekstremitte kasları, bu bölümde üst bacak kasları ve alt bacak kasları olarak incelenecektir. Başlıca üst bacak kasları:

4.3.1. Kuadriceps Femoris Kasları

- Rectus Femoris kasının başlangıç noktası, spina iliaca anterior inferior ve acetabulumun üst tarafıdır. Bitiş noktası ise tuberositas tibiae'dır. Kalça eklemine fleksiyon hareketi yaptırır.
- Vastus Lateralisin başlangıç noktası, Trochanter majör ve linea asperadır. Sonlanma noktası ise Bitiş noktası ise tuberositas tibiae'dır. Diz eklemine ekstansiyon yaptırır.
- Vastus Medialis kasının başlangıç noktası Linea aspera, bitiş noktası ise tuberositas tibiae'dır. Diz eklemine ekstansiyon hareketi yaptırır.
- Vastus intermediusun başlangıç noktası, femurun ön ve dış yüzüdür. Bitiş noktası ise tuberositas tibiae'dır. Diz eklemine ekstansiyon hareketi yaptırır (Frank ve Netter, 2019).

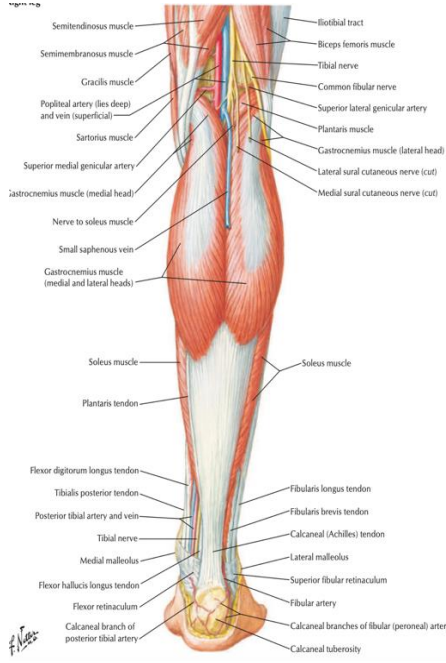


Şekil 7. Hamstring Kasları (Frank ve Netter, 2019)

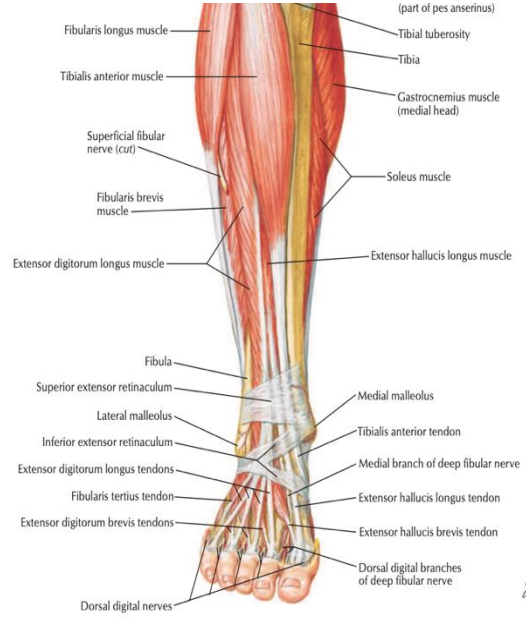
4.3.3. Başlıca alt bacak kasları

Alt bacak kasları şekil 8 ve 9’da gösterilmiştir. Aşağıda ise başlıca kasların başlangıç ve bitiş noktaları ile fonksiyonları açıklanmaktadır.

- Gastocnemius kasının başlangıç noktası, caput mediale, bitiş noktası ise calcaneus arka yüzünün orta kısmıdır. Ayağa plantar fleksiyon ve bacağı fleksiyon hareketi yaptırır (Standring, 2021).
- Soleus kasının başlangıç noktası, tibia ve fibula gövdesi ile arcus tendineus musculi bölgesidir. Sonlanma noktası ise tendo calcaneus aracılığıyla calcaneusun arka yüzüdür. Yürüme sırasında kullanılır. Diz bükülü durumda iken ayağa plantar fleksiyon yaptırır (Standring, 2021).
- Tibialis anterior kasının başlangıç noktası, tibianın lateral yüzünün üst kısmıdır. Bitiş kısmı ise metatarsalın üst kısmıdır. Ayağa ekstansiyon ve inversiyon hareketini yaptırır (Standring, 2021).
- Extensor digitorum longus kasının başlangıç noktası, tibianın dış kondili, fibula corpusun ön yüzü ve membrana interossea’dır. Bitiş noktası ise 2 ve 5 numaralı tendonlar ile promksimal falanksaların dorsal yüzünde dorsal aponeurzdur. 4 ayak parmağına ekstansiyon yaptırır (Standring, 2021).



Şekil 8. Alt Bacak Kasları Posterior Görünüm (Frank ve Netter, 2019).



Şekil 9. Alt Bacak Kasları Anterior Görünüm (Frank ve Netter, 2019).

4.4. Kalça Eklemine Hareketleri

Kalça eklemi, fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon, iç ve dış rotasyon, horizontal abduksiyon ve addüksiyon, gibi 8 ayrı eklem kinematiğine sahip bir eklemdir (Sever ve ark., 2021).

Sagittal düzlemde, özellikle ileri-geri hareket olan fleksiyon ve ekstansiyon, kalça hareketlerinin en geniş olduğu düzlemdir. Fleksiyon genellikle 0° ile yaklaşık 140° arasında gerçekleşirken, ekstansiyon 0° ile 15° arasındadır. Abdüksiyon hareket aralığı 0° ile 30°, addüksiyon ise biraz daha sınırlı olarak 0° ile 25° arasında bulunur. Kalça eklemi büküldüğünde, dış rotasyon 0° ile 90° arasında değişirken, iç rotasyon 0° ile 70° arasında değişkenlik gösterir. Kalça eklemi uzatıldığında ise yumuşak dokuların kısıtlayıcı etkisi nedeniyle rotasyon hareketi daha sınırlı olabilir (Nordin ve Frankel, 2012).

4.5. Diz Eklemine Hareketleri

Diz eklemi, insan vücudunda en büyük ve en komplike olan eklem olarak bilinmektedir. Diz eklemi tibiofibular ve patellofemoral eklem kompleks oluşturduğu iki eklemlilik bir yapıya sahiptir. Dizde bulunan tibiofibular eklem harekete katılmaz ancak eklemi destekleyici rol

oynar. Yüksek kuvvetlere maruz kalan ve vücudun en uzun iki kaldıraç kolu (femur ve tibia) arasında bulunan diz eklemine yaralanmaya karşı destekleyici rol oynar (Nordin ve Frankel, 2012).

Diz eklemi, temelde menteşe tipi(ginglymus) eklemdir. Temel hareketleri fleksiyon ve ekstansiyondur. Diz eklemi tam ekstansiyonda iken bağlar gergin olduğundan rotasyon hareketi görülmez. Ancak 20° derecelik fleksiyondan sonra bağlar gevşemeye başlar ve az da olsa rotasyon hareketleri görülmeye başlar. Dizin fleksiyonu 90° dereceye ulaştığında, diz bağları en gevşek durumda olur ve 40° dereceye kadar rotasyon hareketi görülebilir (Esmer ve ark., 2011; Gunn ve Lo, 2007).

4.6. Öne Hamle Adım Egzersizinin Biyomekaniği

Öne hamle adım egzersizleri, alt ekstremitte kaslarını geliştirmek amacıyla uygulanan egzersizlerdir. Öne hamle adım egzersizi sırasında, patellofemoral eklem yükü, adım yapısına (düşerek adım alma, yavaş adım alma), adım yüksekliğine ve diz açısına göre değişkenlik gösterebilir. Patellofemoral kompresyon kuvvetleri, düz zeminde öne hamle adım egzersizi yaparken ve diz açısı 40°-60° diz açısı aralığında iken, 10 cm yüksekliğindeki platformundan egzersiz yapıldığı durumdan daha yüksek ölçülmüştür. Aynı çalışmada, yana hamle adım egzersizinde ve 40°-100° diz açılarında uygulandığında öne hamle adım egzersizine göre daha fazla patellofemoral eklem yükü kaydedilmiştir (Escamilla ve ark., 2022). Düz zemindeki patellofemoral eklem yükü 10 cmden yüksek, reverse lunge yani çapraz adımlama ile yapılan hamle egzersizi öne hamle adımdan yüksek ölçülmüştür.

Öne hamle adım egzersizi, çok eklemlili, diz ve kalça ekstansörlerini içeren bir egzersiz türüdür. Bu egzersiz kapalı kinetik bir egzersiz türüdür. Sporcular ve antrenörler yaralanma riskini düşük olarak yorumlamakta ve sıklıkla tercih etmektedirler (Alkjær ve ark., 2020; Aniceto ve ark., 2021; Duncan ve Liebenson, 2019).

Öne hamle adım egzersizlerinin biyomekanik incelemesini yapan bir çalışmada, kalça, diz ve bilek eklemi açılanmaları sağ ve sol bacak olmak üzere sırasıyla 93°-95°, 63°-61°, 22°-25° derece olarak ölçülmüştür (Comfort ve ark., 2015).

4.6.1. Öne hamle adım egzersizinde kalça eklemi

Öne hamle adım egzersizleri, günlük hayattaki yürüme, koşma, merdiven çıkma hareketlerini örneklemektedir (Escamilla ve ark., 2022).

Üç farklı egzersizin alt ekstremitte eklem momentleri ve açılanmalarını inceleyen bir çalışmada, öne hamle adım hareketinde kalça momentlerinin diğer eklemlerden yüksek olduğu, 3 ayı (öne hamle, yana hamle ve tek ayak çömelme) hareketten en fazla momentin de öne hamle adım

sırasında olduğu belirtilmiştir (Comfort ve ark., 2015). Yine aynı çalışmada, hamlenin arkaya doğru yapılmasının diz eklemi üzerindeki yükünü azaltarak kalça eklemine daha fazla yük bindiği bildirilmiştir.

Öne hamle adım egzersizlerinde, harekete basamak eklenmesi, kalçanın daha derin fleksiyonuna yol açarak kalça hareketliliğini geliştirir. Bu durumda kalça eklemindeki zorlanmaya bağlı olarak gluteallerden daha fazla destek alınır, dolayısıyla güç ve stabilizasyon gelişimi de sağlanır. Öne hamle adım egzersizleri, yükselti yoluyla kalça baskın hale getirilebilir, tek bacakla zorlaştırılabilir, TRX gibi denge geliştirici ekipmanlarla zorluk düzeyi de artırılarak baskın halde olan kalça ekleminin kuvvet gelişimi sağlanabilir (Comfort ve ark., 2015).

4.6.2. Öne hamle adım egzersizinde diz eklemi

Öne hamle adım egzersizleri, kapalı kinetik zincir egzersiz türüdür. Kuvvet gelişiminin yanı sıra ön çapraz bağ ameliyatı gibi operasyonlardan sonra da rehabilitasyon amacıyla uygulanmaktadır. Hamle egzersizleri, öne, yana ve geriye adım şeklinde uygulanabilmektedir. Bu egzersizlerin hedef kasları, kuadriseps, gluteus maximus gibi alt ekstremite kaslarıdır. İleri hamle adım egzersizi sırasında duruş bacağına esnemesi, hamstring kas grubuna yönelik eksantrik kuvvet gelişimini uyarmaktadır (Song ve Yoo, 2021).

Bu egzersizler uygulanırken diz açısının yaklaşık 90 derece olması hedeflenmekte, farklı varyasyonlarında diz açıları değişkenlik göstermektedir (Song ve Yoo, 2021). Yapılan bir çalışmada, farklı açılarda uygulanan öne hamle adım egzersizlerinde açılma ve yük ilişkisi bulunamamış ancak farklı yükseklikten uygulanan öne hamle egzersizlerinde yükseklik arttıkça yer tepki kuvvetlerinde artış görülmüştür (Günay ve Gülmez 2023).

İleri hamle adım egzersizleri, diz eklem yüzeyine kompresyon uygulayarak tibianın femur karşısında anterior posterior yer değiştirmesini azaltır (Song ve Yoo, 2021). Öne hamle adım egzersizleri bacak kuvvetlerini arttırarak eklem stabilitesini arttırdığından (özellikle diz eklemi) kuvvet gelişiminin yanı sıra rehabilitasyon amacıyla da uygulanmaktadır.

4.7. Motor Ünite

Bir motor ünite, bir alfa motor nöron ve uyarı götürdüğü kas liflerinden oluşmaktadır. Motor ünite, isteğe bağlı kasılmalarda, beyinden gelen uyarıların kaslara ulaştırılan sinir sistemidir. Kasların kasılması ve gevşemesi, beyinden gelen komutların motor ünite aracılığıyla kaslara iletilmesi sonucunda gerçekleşir. Kasların kasılması, motor ünitenin uyarılması sonucunda gerçekleşir. Motor ünite ya hep ya hiç prensibi ile çalışır. Motor ünitenin kasılma eşiğinin

altındaki uyarılar kasılma eyleminin gerçekleşmesi için yeterli değildir. Belli bir eşğin üzerindeki uyarı sonucunda motor üniteye bağlı kasların tamamı kasılır.

Motor ünite, kaslar arası koordinasyonu da sağlar. Kuvvet ihtiyacının yüksek olduğu durumlarda daha yüksek uyarı oluşacağından, daha fazla kas fibrilinde kasılma oluşacaktır. Boş bir sürahi ile dolu bir sürahiyi masa üzerinden kaldırmak istediğimizde ise katılan fibril sayısı aynı değildir. Burada işe katılan fibril sayısını belirleyen uyarılardır.

Motor üniteler, örnekte belirtildiği gibi vücudumuzda çeşitli hareketlerin gerçekleştirilmesini sağlar. Motor üniteler kasları ve sinir sistemini koordine eder ve kasların koordineli bir şekilde kasılarak istenen hareketleri yerine getirebilmemizi sağlarlar (Kenney ve ark., 2021).

4.7.1. Kas hücresinin uyarılması

Kas hücresinin uyarılması, sinir sistemi tarafından gönderilen sinir uyarılarının kas liflerini harekete geçirdiği süreçtir. Bu süreç, sinir kas bağlantısını sağlayan bir birçok biyokimyasal olay içerir.

Sinir impulsları, motor nöronlardan kaynaklanarak kas liflerine iletiildiği nöromüsküler bağlantı noktasında, asetilkolin adlı bir nörotransmitter aracılığıyla sinaps boşluğunu geçer. Asetilkolin, kas liflerinde etki oluşturur. Asetilkolin etkisiyle uyarılan kas lifleri, kas hücresinde depolanmış olan kalsiyum iyonlarını serbest bırakır. Serbest kalan kalsiyum iyonları, aktin ve miyozin arasında etkileşimin başlamasını sağlar ve kasılma süreci başlamış olur. Aktin ve miyozin arasındaki etkileşim sonucunda kaslarda kasılma baslar. Sinir hücresindeki uyarılar azaldığında veya bittiğinde, kas hücresine kalsiyum bağlanır ve kas hücresinin kasılma süreci sonlanmış olur (Kenney ve ark., 2021).

4.7.2. Aksiyon potansiyeli

Sinir sistemi her zaman kasların kasılma ve gevşemesini kontrol eder (Reaz ve ark., 2006). Yukarıda anlatıldığı gibi, kasılmalar beyinden gelen uyarıların motor nöronlar aracılığıyla kaslara iletilmesi yoluyla gerçekleşir. Nötr durumda olan hücrelerin uyarılmasıyla birlikte sinir hücresi zarı polarize edilir. Hücrenin hücre içi ve hücre dışı sıvıları arasında potansiyel farkı vardır. Uyarana yanıt olarak kas lifi depolarize olur. Bu depolarizasyon, bir iyon hareketi eşliğinde, her kas lifinin yakınında bir elektrik alanı üretir. EMG sinyali, nöral stimülasyona kas tepkisini gösteren motor birimi aksiyon potansiyelidir (Reaz ve ark., 2006).

4.8. Elektromiyografi

Elektromiyografi (EMG), kas aktivitesini ölçen tıbbi test ve inceleme yöntemidir. Bu test, kasların elektriksel aktivitesini değerlendirmek ve sinir kas iletişimini anlamak amacıyla yapılır.

Farklı bir tanımla EMG sinyalleri biyomedikal sinyallerdir. Bu biyomedikal sinyaller genellikle bir organın belirli bir fiziksel değişkenini temsil eden elektrik sinyallerinin toplamıdır. Bu sinyaller genellikle zamanla değişir ve genlik, frekans ve faz gibi özelliklere sahiptir. Elektromiyografi (EMG) sinyali ise kaslarda meydana gelen elektrik akımlarını ölçen bir biyomedikal sinyal türüdür, özellikle nöromüsküler aktiviteleri temsil eder. Sinir sistemi, sürekli olarak kas aktivitesini kontrol eder, bu nedenle EMG sinyali karmaşık ve sinir sistemi tarafından yönlendirilen, kasların anatomik ve fizyolojik özelliklerine bağlı bir sinyaldir (Reaz ve ark., 2006).

Elektromiyografi, sinir hasarı, kas hastalıkları, sinir kas iletişimi bozukluklarında kullanılmakta, spor bilimlerinde ise teknik analizinde ilgili tekniğin belirli kaslar üzerindeki kasılma etkisini incelemek, farklı tekniklerin iskelet sistemi üzerindeki etkilerini incelemek ve yoğunluk tespitinde de kullanılmaktadır.

4.8.1. Yüzeysel elektromiyografi (yEMG)

EMG ölçümleri birçok yöntemle yapılmaktadır. Ölçüm amaçlarına göre, deri altı ve deri üzerinden ölçüm yapılan bir çok elektrot türü bulunmakta, spor bilimlerinde en yaygın kullanım ise yüzeysel elektrot yöntemidir (Yazıcı, 2008). Yüzeysel Elektromiyografi (yEMG) ölçümleri, kas aktivitesini deri yüzeyinden elektrotlar aracılığıyla toplamayı ve kaydetmeyi amaçlar. Bu yöntem, kasların yüzeyindeki elektriksel aktiviteyi tespit ederek, belirli bir kasın kontraksiyon düzeyini ve aktivitesini ölçmeyi sağlar (Eser, 2018; Muyor ve ark., 2020; Reaz ve ark., 2006; Stegeman ve Hermens, 2007).

4.9. Kas Hareketleri

Kaslar, literatürde farklı sınıflandırmalar yapılsa da temel olarak üç farklı kasılma türüne sahiptir. Bu kasılmalar eksantrik, konsantrik ve izometrik kasılmalardır. Diğer kasılma türleri ise temel kasılma türlerinin kombinasyonu olan, izokinetik, izonortal ve izotonik kasılmadır. Kas kasılması esnasında, kuvvet tendon adı verilen kemik kısmı üzerindeki kas tarafından üretilir. Kas, dış kuvvet olarak bilinen bir dirence ya da yüke maruz kalır. Kasın kendi kuvvetini uygularken, ilgili eklem üzerinde bir moment veya tork oluşur. Bu kas kasılması ve ortaya çıkan

kas içi, kas gerginliği ile kas direnci veya üretilen kas momenti arasındaki ilişki açısından aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (Serbest ve Eldoğan, 2014).

İzometrik kasılma, kasların boyutunda bir değişiklik olmadan geriliminde artış olmasıdır. Örneğin plank hareketi esnasında karın kaslarımızda oluşan kasılma türü izometrik kasılmadır (Serbest ve Eldoğan, 2014).

Konsantrik kasılma, kasların kısalarak kuvvet üretimi sağlamaları durumudur. Diğer bir söylemle kasların kısalarak kasılmasıdır. Kasların kısalarak kasılması sonucunda eklem açısında değişim meydana gelir. Kasların ürettiği net moment, eklem açısındaki değişimle aynı yönde etki gösterir. Örneğin, basamak çıkarken diz eklemi içindeki kuadriseps kasının konsantrik kasılması, buna örnektir (Serbest ve Eldoğan, 2014).

Eksantrik kasılma, kasların uzayarak kasılmalarıdır. Eksantrik kasılmalarda kasların net momenti, eklem açısındaki değişimin karşı yönünde oluşur. Eksantrik kasılmanın bir amacı ise eklem hareketini kontrol altında tutmaktır. Örneğin, basamak inerken kuadriseps kasları eksantrik kasılma gerçekleştirir ve bu sayede dizin fleksiyon hareketini kontrollü bir şekilde yavaşlatır, böylece vücut hareketi daha dengeli ve kontrollü olur (Serbest ve Eldoğan, 2014).

4.10. Kuvvet ve Güç

Bompa, kuvvetin içsel ve dışsal dirençleri aşma yeteneğini ifade eden sinir kas kapasitesini, Newton'un ikinci hareket yasasına göre kütle ve ivmenin çarpımı ($f = m.a$) olarak açıklamıştır. Farklı kaynaklara göre kuvvet, bir dirence karşı kas veya kas grubunun ortaya koyduğu dirence dayanma veya bilinçli bir çaba sonucu üretilen maksimum gerilim olarak tanımlanmaktadır. Biyolojik açıdan bakıldığında, kuvvet bir sporcu tarafından bir kütleyi hareket ettirme, yani bir direnci aşabilme veya kas çalışmasıyla etkileyebilme anlamına gelir (Bompa ve Carlo, 2019; Şenel, 1999).

Güç kavramı ise birim zamandaki iş miktarı veya yapılan işin oranı olarak tanımlanır; yani birim zamanda ortaya konulan iş performansını ifade eder. İş ise bir nesneyi hareket ettirmek için gereken kuvvet ile hareket ettirilen mesafenin çarpımıdır. Fox ve arkadaşları, gücü iş yapabilme oranı olarak tanımlamış ve bu kavramı kuvvet ve hız üretme, metabolik potansiyel enerjinin iş veya ısıya dönüşme oranlarıyla açıklamışlardır (Fox ve ark., 1993; Şenel, 1999).

4.11. Kaslarda Kuvvet Üretimi

İskelet kasları, hareketin gerçekleştirilmesinde önemli bir rol oynayan ve lokomotor sistem bileşenlerinden biridir. Kaslar, kasılma sırasında çeşitli biyokimyasal ve mekanik süreçler sonucunda kuvvet üretirler. Kasların kuvvet üretimi, çapraz köprü teorisine dayandırılmıştır. Ancak son yıllarda çapraz köprü modelinin açıklayamadığı açıkların bulunduğu, çalışmalar tarafından bildirilmekte ve yeni çalışmalarla açıklanmaya çalışılmaktadır (Kenney ve ark., 2021; Öртеş ve Arslan, 2021).

Çapraz köprü modeline dayanan Huxley tipi kas modeli, iskelet kaslarının biyomekanik ve matematik alt yapıyı içeren, biyolojik, biyomekanik ve matematiksel altyapıya dayanan bir modeldir. İskelet kasları, makro ölçekten mikro ölçüğe kadar bir dizi yapıyı içerir. Bu yapılar arasında kas, kas demeti, kas lifi, miyofibril ve sarkomer bulunmaktadır. Ayrıca, bu yapıların bağlantı ve etkileşimini sağlayan fascia, epimisyum, perimisyum, endomisyum ve sarkolemma gibi bağ dokuları bulunur. Sarkomerler, bu karmaşık yapı içinde kendini tekrar eden ve kuvvet üreten en küçük ünitelerdir. Sarkomerler, birbirine paralel bağlı iki z-çizgisi arasında uzanan miyozin ve aktin filamentlerinin oluşturduğu birimlerdir. Sarkomerlerin farklı sayılarda seri bir biçimde birbirine bağlanması ile miyofibril yapıları oluşurken, miyofibrillerin paralel bağlanması ile de kas lifleri ortaya çıkar.

Sarkomer yapısındaki protein moleküllerinin organizasyonu, H, A ve I bantlarının oluştuğu bir yapıyı meydana getirir. Kasılma sırasında miyozin filamentinin boyunun sabit kalması hem dinamik kasılmalar hem de izometrik kasılmalar sırasında A-bantının sabit uzunlukta kalmasını sağlar. Miyozin filamentleri, sarkomer merkezinde konumlanmıştır ve çapraz köprüler sayesinde aktin filamentleri üzerindeki ilgili bölgelere bağlanarak kasılmayı gerçekleştirir. Çapraz köprüler, aktin filamentleri üzerindeki ilgili bölgelere bağlanarak bu proteini sarkomer merkezine doğru çekebilmektedir. Miyofilamentlerin hareketleri ile sarkomer üzerindeki H ve I bantlarının boylarında değişimler meydana gelir. Aktin filamentleri, içinde troponin-tropomyozin yapıları bulunan ince proteinlerle çapraz köprülerin kurulmasını sağlayan I bandı içinde gözlemlenebilen bir yapıdır (Öртеş ve Arslan, 2021).

Modellerin ilk hali, kullanışlı olmalarına rağmen, bazı deneysel kas karakteristiklerini yeterince yansıtamamıştır. Bu karakteristiklerden biri, kasların hızlı ve kısa boy değişikliklerinden sonra gösterdikleri toparlanma kuvvetlerinin hızlı bir şekilde kısılma öncesi seviyelere ulaşmasıdır. Bir iskelet kasının hızlı bir şekilde kısılması sonrasında ürettiği kuvvet düşer; ancak çok kısa bir zaman içinde kısılma öncesi kuvvete tekrar ulaşılır. Mevcut iki durumlu modelde (bir bağlanma ve bir çözülme durumu içeren), çapraz köprülerin bağlanma ve çözülmesi için gerekli

çevrim, toparlanma kuvveti ve hızını açıklamakta yetersiz kalmaktadır. Huxley ve Simmons tarafından üç durumlu kas modeli önerilmiştir (Huxley ve Simmons, 1971; Öртеş ve Arslan, 2021).

Titinin kas kasılması mekanizmasını açıklayan kayan filamentler teorisinin önerilmesinden sonra, 1970'lerin sonlarına kadar keşfedilmemiş olan kayan filamentler teorisi, kas boyunun kısaldığı (konsantrik) ve sabit kaldığı (izometrik) kasılmalar sırasındaki kas fonksiyonunu açıklamaktadır. Ancak geleneksel çapraz köprü teorisi, kasların uzadığında, "pasif kuvvet artışı" olarak adlandırılan bir mekanizma ile sanki kas içerisinde bir yay mekanizması varmış gibi neden daha fazla kuvvet ürettiğini açıklayamamaktadır. Son zamanlarda yapılan çalışmalar, titinin sertliğinin kas aktivasyonu ve kuvvet gelişimi ile arttığını ve titinin aktif kasta bir yay görevi gördüğünü bildirmektedir.

Özetle, kas kasılmasını ve kuvvet oluşumunu sağlayan mekanizmalar miyofibrillerden oluşmakta, kas kasılmasından sorumlu iki farklı filamentten oluşan sarkomer içerisinde. Kalın filamentin birincil proteini olan miyozin, her biri bir uca katlanmış küresel bir başa sahip iki protein zincirinden oluşmaktadır. İnce filament aktin, tropomiyozin ve troponinden oluşur. Her ince filamentin bir ucu Z diskine bağlıdır. Üçüncü bir mikrofilament olan titin sarkomerin stabilizasyonunu oluşturur. Kaslar gerildiğinde kuvvet üretimini artırır ve sarkomerin aşırı gerilmesini ve hasar görmesini önler (Kenney ve ark., 2021).

Kas kasılma teorisi kuvvet üretimini büyük ölçüde açıklamış olsa da, içerisinde bulundurduğu açıklanamayan alanların olduğu ve ilerleyen çalışmalarda bu alanların ilerleyen çalışmalara konu olacağı çalışmalar tarafından bildirilmiştir (Kenney ve ark., 2021; Öртеş ve Arslan, 2021).

4.12. Hızlı Eksantrik Egzersizler

Eksantrik kasılma, yer çekimi doğrultusunda yapılan, negatif özellikli ve konsantrik kasılmaya oranla kas içi gerginliği daha yüksek bir kasılma türüdür. Kasın kasılması, uygulanan kuvvetin kasın kendisi tarafından üretilen anlık kuvvetten daha yüksek olduğunu ifade eder ve bu durumda kas tendon sistemi zorunlu olarak uzar. Eksantrik kasılmalar sırasında hem aktif hem de pasif elemanlar görev alırlar (Bompa ve ark., 2019; Erol, 2021).

Alt ekstremiteye uygulanan eksantrik egzersizlerin kuvvet gelişimi açısından konsantrik egzersizlerden daha etkili olduğu bulunmuştur (Erol, 2021). Eksantrik kasılma ile konsantrik kasılmanın karşılaştırıldığı çalışmalarda, aynı açısız hızdaki kuvvet üretiminde eksantrik kasılmanın daha fazla kuvvet ürettiği (Hortobagyi ve ark., 1996), eksantrik kasılma sırasında maksimal kuvvetin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Franchi ve ark., 2017).

Kasılma türlerinin metabolik yük bakımından incelendiği çalışmalarda ise, aynı hareket hızı için, pozitif işin enerji maliyetinin, negatif işin yaklaşık altı katı olduğunu (Bigland ve Woods,

1976), eksantrik egzersizlerin metabolik maliyetinin konsantrik egzersizlere oranla yaklaşık dört kat daha düşük olduğu (Meyer ve ark., 2003), eksantrik kasılmanın farklı adaptasyonlara yol açabileceği çalışmalarda ortaya konmuştur (Julian ve ark., 2018).

Konsantrik çalışmalarla izometrik kasılmaları karşılaştıran bir çalışmada ise konsantrik kasılmaların izometrik kasılmalardan daha düşük kuvvet ürettiği ve bunun hareket hızına bağlı olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar, bu durumu hareket ne kadar hızlı olursa, oluşturulan çapraz köprü sayısının ve çapraz köprülerin ayrılma oranının düşük olmasıyla açıklamışlardır (Rome ve ark., 1999). Hareket hızı arttıkça, miyozinin aktine bağlanabileceği süre kısılanacak ve miyozinin aktine bağlanacağı alan uzatılmayarak aktin üzerindeki kalın filamentin uyguladığı çekme kuvveti azalacaktır (VanBuren ve ark., 1994). Hareket hızı azaldıkça, sadece daha fazla çapraz köprü eklenmekle kalmayacak, aynı zamanda miyozin kompleksleri tamamen gerilecek ve daha büyük kuvvet değerleri üretmek için aktin filamanlarına çekilebilecektir (Jones ve ark., 2006).

Aktif kas uzaması sırasında üretilen kuvvet, izometrik ve kısılma kasılmaları sırasında elde edilen değerlerden önemli ölçüde daha büyük olduğunu ve bazı yapısal özelliklerin geliştirilen kuvvete potansiyel bir katkısı olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle, myofibrillerin aktin-miyozin optimal üst üste binme alanının ötesine zorla uzatılmasıyla, protein üretiminin elastik potansiyel enerjiyi depolayabilen ve serbest bırakabilen bir iç yay görevi gören kas kasılma mekanizmasında yer alabileceğini düşündürmektedir (Herzog ve ark., 2008; Nishikawa ve ark., 2011).

Çapraz köprüler döngüsü sırasında, aktinin miyozin gibi döndüğü gösterilmiştir. Bu nedenle, titin, aktif uzatma kasılmaları sırasında aktine sarıldığında sertleşmesi yoluyla bir kas kuvvetinin oluşumuna "aktif olarak" katılacaktır (Hessel ve ark., 2017).

Eksantrik antrenmanlar, çoğu spor branşında performansı geliştirmekte ve yaralanmayı önlemektedir. Bu nedenle performans gelişimi ve sporcu yaralanmalarını amaçlayan eksantrik tabanlı protokollerin antrenman programlarına sistematik olarak eklenmesi önerilmektedir (Hortobagyi ve ark., 1996).

4.13. Elektromiyografik Sinyallerin Verdiği Bilgiler

Elektromiyografi (EMG), bir kasın motor siniri tarafından uyarılması sonucu ortaya çıkan elektriksel potansiyel değişikliklerini kaydeden bir tekniktir. Her motor sinir, 10 ile 1000 motor sinirini uyarır. Bu motor sinirler, kendi innerve ettiği her kas fibrili ile bir nöromüsküler kavşak ya da bir motor son birim oluşturur. EMG, bu sinir-muscle etkileşimlerini inceleyerek kas aktivitesini ölçer ve analiz eder (De Luca, 1997; Merletti ve Parker, 2004).

Motor birim, sinir-kas kontrolünün temel işlevsel birimidir. Her sinir uyarısı, motor birimin içindeki tüm kas fibrillerinin eşzamanlı ve tam bir şekilde kasılmasını sağlar. Bu uyarılar, motor aksiyon potansiyeli adı verilen, diğer bir deyişle kas fibril aksiyon potansiyeli olarak bilinen depolarizasyon dalgalarıdır. Bu dalgalar, repolarizasyon başlamadan önce motor son birimindeki her bir kas fibrili boyunca her iki yönde yayılır. Belirli bir motor birimindeki fibrillerden alınan motor aksiyon potansiyelinin mekân ve zamandaki toplamına motor birim aksiyon potansiyeli denir. Tekrarlanan sinirsel uyarılardan oluşan ve ardışık motor birim aksiyon potansiyelleri, motor birim aksiyon potansiyeli serisine dönüşür (Kenney ve ark., 2021).

Fizyolojik EMG sinyali, farklı motor birimlerdeki motor ünite aksiyon potansiyellerinin toplamını temsil eder. EMG, bir kasın aktif olduğu durumu objektif bir şekilde değerlendirmek için önerilen tek yöntemdir (Muratlı ve Çetin, 2011). Bu yöntem, kasların rollerini belirlemek amacıyla kullanılır ve sportif hareketlerdeki çeşitli kas aktivitelerinin zamanlaması veya sıralaması hakkında bilgi sağlar. Spor biyomekaniği alanında çalışan araştırmacılar, kazanılan becerilerin ve kas aktivitelerindeki değişikliklerin antrenman sonuçlarının incelenmesinde EMG'yi kullanmaktadırlar (Cerrah ve ark., 2010; Eser, 2018; Gary ve Mirka, 1991). Ayrıca, iskelet kas sistemindeki iç kuvvetlerin hesaplanması ve kas aktivitelerinin geçerlik çalışmaları gibi konularda EMG çalışmaları, tahmin yöntemi olarak da kullanılabilir (Muratlı ve Çetin, 2011).

4.14. EMG Sinyallerin Kuvvet ile İlişkisi

EMG sinyalleri, nöromüsküler sistemin ağır direnç antrenmanına adaptasyonlarını ve bu değişikliklerin adaptasyonel zaman seyrini incelemek için yaygın olarak kullanılmaktadır. EMG sinyalleri, kaslardaki motor birimlerin aksiyon potansiyellerini yansıtır ve bu, antrenmanın nöral adaptasyonunu değerlendirmek için kullanılabilir. EMG çalışmaları, antrenmanın nöromüsküler aktivasyonunu doğrudan ölçerek, kas aktivitesindeki değişiklikleri belirlemeye yardımcı olur. Kuvvet antrenmanı protokollerindeki çeşitli değişkenlerin, örneğin egzersiz türü, sırası, direnç, tekrar sayısı ve dinlenme süresi gibi faktörlerin, kas aktivasyonu ve nöral adaptasyon üzerindeki etkilerini değerlendirmek için EMG kullanılır. Özellikle, EMG

sinyalleri, motor birimlerin işe alınma becerisi, ateşleme hızları ve kas gücü gibi faktörleri ölçerek, kuvvet antrenmanının etkilerini analiz etmede önemli bir araçtır (Merletti ve Parker, 2004).

Kuvvet antrenmanlarının ilk haftalarında belirgin bir kuvvet artışı görülmekte ve araştırmacılar, bunu motor ünitelerin daha fazla işe katılımı ile açıklamaktadırlar. Aynı zamanda kas membranındaki iletim hızındaki artışla da açıklanabilmektedir. Motor ünite katılımı ve kas membranındaki iletim hızının artması sonucunda kas içi ve kaslar arası senkronizasyon gelişmekte ve bu gelişimin sayısal olarak belirlendiği en güvenli yöntem olarak EMG ölçüm yöntemi kullanılmaktadır (Cerrah ve ark., 2010; Krause ve ark., 2018; Merletti ve Parker, 2004).

4.15. Elektromiyografik Sinyallerin Yorgunluk ile İlişkisi

Elektromiyografik (EMG) sinyaller ve yorgunluk arasındaki ilişki, kas aktivitesindeki değişikliklerin yorgunluk durumunu göstermesiyle ilgilidir. Sağlıklı bireylerde yorgunluk, bir kasın uzun süreli veya yoğun bir şekilde çalışmasının sonucunda meydana gelir ve bu durum, EMG sinyallerinde belirgin değişikliklere neden olabilir. Yorgunluk, kasın uzun süreli çalışmasına bağlı olarak enerji kaynaklarının tükenmesi ve metabolik ürünlerin birikmesi sonucunda ortaya çıkar. Bu durum, EMG sinyallerindeki aktivite seviyesinde değişikliklere neden olabilir. Yorgunlukla birlikte, EMG sinyallerindeki aktivite genellikle azalır veya değişiklik gösterir. Yorgunluk, kasın kasılma frekansını ve amplitüdünü (genlik) etkileyebilir. Genellikle, yorgun bir kas daha düşük frekansta ve daha düşük amplitüdde elektriksel aktivite üretir. Kasın yorgunluğu arttıkça, EMG sinyalleri genellikle zayıflar ve daha düzensiz hale gelir (Eser, 2018; Merletti ve Parker, 2004; Reaz ve ark., 2006).

4.16. Alt Ekstremitte Kuvveti Geliştirmeye Yönelik Yapılan Çalışmalar

Antrenörler, sporcuların performansını arttırmak, sporcu yaralanmalarını önlemek ve yaralanma sonrası geri dönüşlerde alt ekstremitte kuvvetini geliştirmek amacıyla farklı egzersizler uygulamaktadırlar. Uygulanan farklı egzersizlerin etkisi ise araştırmacılar tarafından incelenmektedir.

Araştırmacılar, alt ekstremitte kuvvetini geliştirmek amacıyla, squat, jump, (Daneshjoo ve ark., 2013), reverse lunge (Handy ve Kerksick, 2017), forward lunge (Alkjær ve ark., 2020) ve farklı lunge egzersizlerini uygulamışlardır (Boudreau ve ark., 2009).

Gao ve arkadaşları, 2023 yılında yapmış oldukları çalışmada, yorgunluğun alt ekstremitte açılanmaları ve yer reaksiyonu üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Araştırmacılar, alt ekstremitte yorgunluğunu araştırmak için öne hamle adım egzersizini uygulamışlar ve alt

ekstremiteler kaslarından kuadriseps kasının yorgunluktan en çok etkilenen kas olduğunu belirtmişlerdir. Yorgunluk sonrası alt ekstremitelerde ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin azaldığı aynı zamanda yer reaksiyon kuvvetinin de paralel cevaplar verdiği ortaya konmuştur (Gao ve ark., 2023).

Pliometrik egzersizin alt ekstremiteler üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarda, Counter Movement Jump, Squat Jump, Drop Jump gibi uygulamaların yaygın olduğu ve bu uygulamaların farklı etkileri olduğu ortaya konmuştur (Ramírez ve ark., 2022)). Pliometrik egzersizlerin kaslarda motor ünite katılımını arttırdığı, nöral aktivasyon oranını ve kaslar arası koordinasyonu arttırdığı da çalışmalarda belirtilmiştir (Markovic 2007). Tüm bu etkilerin yanı sıra kaslarda gerilme kısalma döngüsünü kısalttığı ve hipertrofiye yol açtığı da çalışmalarda ortaya konmuştur (Markovic ve Mikulic 2010).

Yapılan meta analiz çalışmasında pliometrik antrenmanın uygulanma şekline bağlı olarak farklı etkileri olduğu da bildirilmiştir. Antrenman hızı arttığında gerilme kısalma döngüsü, azaldığında ise hipertrofi cevabı görülmekte, bu durum ise antrenmanın amacına bağlı olarak planlanması gerektiğini ortaya koymaktadır (Ramírez ve ark., 2022).

4.17. MİK Ölçümleri

MİK ölçümleri, bir kişinin belirli bir kas grubunu maksimum kuvvet ile kasılabilme yeteneğini değerlendirmek, ve sporcuların performansının belirlenmesi amacıyla uygulanmaktadır (Alkjær ve ark., 2020; Aniceto ve ark., 2021). Kasların aktivasyon oranının doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için maksimum istemli kasılmanın (MİK) referans alınarak normalizasyon uygulanması gerekmektedir (Gary, 1991).

Kas aktivitesinin normalizasyonu, bir kas tarafından uygulanan kuvvet miktarını belirlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır.

Normalizasyon için en yaygın kullanılan referans noktası maksimum istemli kasılmadır (Marras ve Davis, 2001). Normalizasyon için hedef kas grubuna yönelik MİK alınmalı, hedef kas grubunun maksimum kasılabildiği açılarda MİK işlemi uygulanmalı ve bu işlemin uygulanması sırasında sporcunun maksimum performansını sağlamak amacıyla yorgun olmadığı dönemlerde yapılması gerekmektedir (Merletti ve Parker, 2004). Yapılan çalışmalarda farklı yöntemler uygulanmakta ancak kuadriseps kasları için en uygun MİK açısının 90° ile 100° derece, hamstring kasları için 45° derece olduğu çalışmalarda belirtilmiştir (Ekstrom ve ark., 2007).

MİK ölçümleri, çalışmalarda kasların izometrik kasılması sonucu maksimum kasılmayı belirlemek amacıyla uygulanmaktadır. MİK ölçümlerinin uygulamasında farklı yöntemler uygulanmaktadır. Bunlardan bir tanesi MİK uygulanacak uzvun proksimaline direnç

uygulamak (Ekstrom ve ark., 2007; Merletti ve Parker, 2004), bir tanesi izokinetik dinamometrelerde sabitleyerek relatif kuvveti de ortaya koymaktadır (Eser, 2018).

Normalizasyon için referans noktası olarak bir MİK'in kullanılması kayıt faktörleri (örn. cilt empedansı, elektrot konumu, toplama yöntemleri ve cihazları, elektrot boyutu ve toplama alanı, vb) arasındaki potansiyel değişkenliğin çoğunu açıklayabilirken, bu referans noktasının tekrarlanabilirliği aynı zamanda efor sırasında talep edilen samimiyet veya motivasyon düzeyine de bağlıdır. Bu eforların öznel doğası bir miktar deneysel hataya yol açabilir (Marras ve Davis, 2001).

4.18. Elektromiyografik Sinyallerin Zaman ile İlişkisi

EMG sinyalleri, hedef kaslardaki fiziksel bir değişkeni temsil eden ve hedef uzuvlardan elde edilen toplu elektriksel sinyallerdir. Bu sinyaller zamanın bir fonksiyonudur ve genlik, frekans ve fazı açısından tanımlanmaktadır. EMG sinyalleri, nöromusküler aktiviteleri temsil eden ve kasılma esnasında kaslarda üretilen elektrik akımlarının ölçüldüğü biyomedikal sinyallerdir (Reaz ve ark., 2006).

EMG sinyalleri, zaman domeni ve frekans domeni olarak iki farklı domende incelenmektedir. Frekans domeninin incelenmesinde Hızlı fourier dönüşümü ile modern spektrum analizleri kullanılmakta, en yaygını ise hızlı fourier dönüşümüdür (Arslan, 2008).

EMG sinyallerinin zaman domeninde incelenmesi amacıyla retrifikasyon, alçak geçirgen filtre, hareketli ortalamaların (moving averaj) hesaplanması ve integralinin hesaplanması işlemleri uygulanır (Arslan, 2008).

Retrifikasyon, EMG sinyallerinin ölçümü sırasında bazı veriler negatif olabilmektedir. Ölçüm sırasında üretilen enerjinin tümünü değerlendirebilmek amacıyla tüm verilerin mutlak değerinin alınması gerekmektedir.

Alçak geçirgen filtre; Alınan verilerde hareket, elektrot, kan dolaşımı, kabloların birbirine değmesi gibi hareket gibi algılanan verilerin elimine edilebilmesi için alçak ve yüksek geçirgen filtre uygulanmaktadır. Bu filtreler uygulandığında veriler daha net ve yumuşatılmış olur.

Hareketli ortalamaların alımı, zaman içinde değişen bir ortalama şeklindedir. Hareketli ortalama, sayısal bir yumuşatma işlemi olarak da tanımlanabilir. İşaretin rastgele değişen değerlerinin ortalamasını alarak, işarettaki büyük değişiklikleri azaltmak mümkündür. İntegral alma işlemi, özellikle alçak frekansları filtrelemenin özel bir yöntemi olup, EMG işaretlerinde veriyi azaltmak için sıkça tercih edilen bir tekniktir (Arslan, 2008; Merletti ve Parker, 2004).

4.19. Elektromiyografi (sEMG) Sinyallerinin Kaynağı

EMG sinyalleri, bir organdan elde edilen ve genellikle zamanla değişen bir elektrik sinyali olan, ilgili fiziksel bir değişkeni temsil eden toplu biyomedikal sinyallerdir. Elektromiyografi (EMG) sinyali kaslardaki nöromüsküler aktiviteleri ölçmektedir. Sinir sistemi, kas aktivitelerini, yani kasların kasılma ve gevşeme durumlarını, sürekli olarak kontrol eder. Bu nedenle, EMG sinyali, karmaşık bir sinyal olup sinir sistemi tarafından düzenlenen ve kasların anatomik ve fizyolojik özelliklerine bağlı olan bir yapıya sahiptir. EMG sinyali, çeşitli dokulardan geçerken gürültü alabilir. Ayrıca, özellikle deri yüzeyinde kullanıldığında, EMG elektrotları aynı anda farklı motor birimlerden de sinyaller toplar ve bu durum farklı sinyaller arasında etkileşime neden olabilir. EMG elektrotları ile ölçülen sinyallerin ana kaynağı kaslardaki elektriksel aktivasyon olmakla birlikte, istenmeyen sinyallerin (gürültü) sebep olduğu durumlar da bulunmaktadır. Gürültüye sebep olan başlıca faktörler ise, ortam gürültüsü, elektrot yerleşimine bağlı olarak elektrotların birbirine teması, kablolu EMG kullanılıyorsa kabloların birbirine temasıdır. EMG ölçümü sırasında istenmeyen sinyaller filtreleme işlemleri ile elimine edilebilmektedir (Reaz ve ark., 2006).

4.20. Elektromiyografi (EMG) Sinyallerine Etki Eden Faktörler

Elektriksel gürültü ve EMG sinyalini etkileyen faktörler, EMG sinyalinin genlik aralığının amplifikasyon öncesi 0-10 mV (+5 ila -5) olduğu bir aralıkta bulunur. EMG sinyalleri farklı dokulardan geçerken gürültü alabilir. Elektriksel gürültünün özelliklerini anlamak önemlidir ve EMG sinyallerini etkileyebilecek faktörler şu şekilde kategorize edilebilir:

4.20.1. Elektronik ekipmandaki içsel gürültü

Tüm elektronik ekipmanlar gürültü üretir. Bu gürültü tamamen ortadan kaldırılamaz, ancak yüksek kaliteli elektronik bileşenler kullanarak azaltılabilir.

4.20.2. Ortam gürültüsü

Elektromanyetik radyasyon bu tür gürültünün kaynağıdır. Vücudumuzun yüzeyleri sürekli olarak elektrik-manyetik radyasyonla doludur ve bu gürültüyü tamamen önlemek neredeyse imkansızdır. Ortam gürültüsü, EMG sinyalinden bir ila üç kat daha büyük bir genlikle olabilir.

4.20.3. Hareket artefaktı

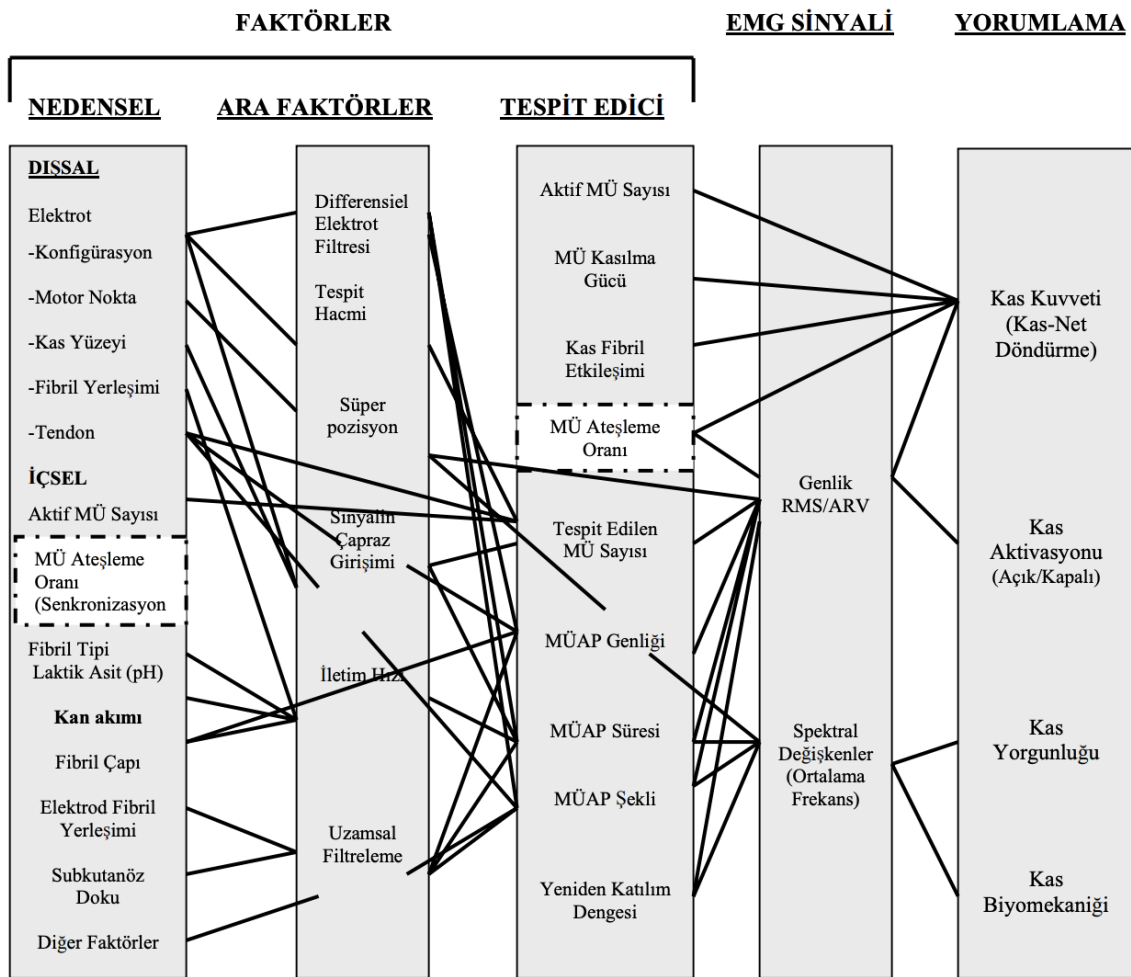
Sisteme hareket artefaktı eklendiğinde, veri çarpıtılır. Hareket artefaktı, verilerde düzensizliklere neden olabilir ve elektronik devre ve kurulumun uygun şekilde tasarlanması ile azaltılabilir.

4.20.4. Sinyalin doğasındaki kararsızlık

EMG'nin genliği doğası gereği rastgeledir. EMG sinyali, çoğu durumda 0 ila 20 Hz frekans bölgesinde ateşlenen motor ünitelerinin ateşleme hızından etkilenir. Bu tür gürültü istenmeyen kabul edilir ve gürültünün azaltılması önemlidir.

EMG sinyalini etkileyen faktörler, nedensel faktörler, ara faktörler ve belirleyici faktörler (tespit edici) olmak üzere üç ana kategoriye ayrılabilir. Bu sınıflandırma, EMG sinyal analiz algoritmalarının optimize edilebilmesi ve ekipmanların tutarlı bir şekilde tasarlanabilmesi için önemlidir. EMG sinyalinin kalitesini artırmak için sinyal-gürültü oranının yüksek olması ve EMG sinyalinin bozulmasının minimum olması hedeflenmelidir (Arslan, 2008; Chiu, 2018; Merletti ve Parker, 2004; Reaz ve ark., 2006).

Yapılan çalışmalarda, elektromiyografi (sEMG) sinyallerine etki eden faktörler şekil 9'da gösterilen sınıflandırma diyagramı kullanılarak özetlenmiştir (Biçer, 2011; De Luca, 1997; Göçmez, 2021; Uzun, 2007).



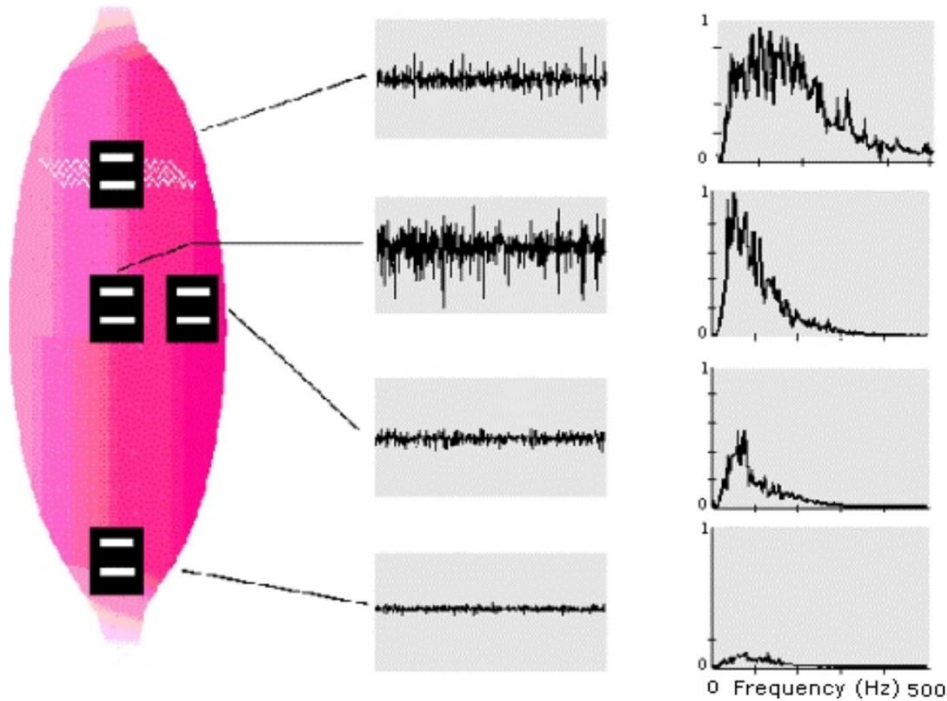
Şekil 10. Elektromiyografi (sEMG) Sinyallerine Etki Eden Faktörler (De Luca, 1997; Uzun, 2007).

Nedensel faktörler: EMG sinyali üzerinde temel etkiye sahip olan faktörlerdir. Nedensel faktörler içsel ve dışsal faktörler olarak iki gruba ayrılmıştır (De Luca, 1997; Uzun, 2007).

Dışsal faktörler;

1. Elektrot konfigürasyonu

- a) Hedef kas fibrillerinin etrafındaki motor ünitelerinin sayısı ve tespit yüzeyinin alanı ile şekli,
 - b) Differansiyel (iki işaret arasındaki fark) elektrotlardaki konfigürasyon ve bant genişliği ile elektrot tespit yüzeyi aralarındaki mesafe.
2. Elektrot yerleşiminin, hedef kasta motor noktalara ve miyotendinoz kavşağına göre alınan genlik ve frekans özellikleri
 3. Elektrotlar tarafından alınabilen verinin (çapraz giriş) muhtemel miktarını belirleyen ve kasın dış kenarına göre kas yüzeyine elektrot yerleşimi,
 4. Ölçülen aksiyon potansiyellerinin iletim hızı değerini etkileyen kas fibrillerinin yönüne bağlı olarak tespit yüzeyi oryantasyonu ve tüm dışsal etkenlerin sonucu olarak sinyalin frekans ve genlik içeriğidir (Şekil 10).



Şekil 11. EMG Sinyal Genliği ve Frekans Spektrumunun Elektrot Konumlandırmasına Göre Değişimi (De Luca, 1997).

İçsel nedensel faktörler; kasın anatomik, biyokimyasal ve fizyolojik özellikleridir. İçsel faktörler, şu anki teknolojiyle tespit edilememekte ve aşağıda belirtilmiştir:

- 1) Ölçülmüş olan sinyal genliğinde, kontraksiyonun belli bir zamanında aktif motor ünite sayısı,
- 2) Kontraksiyonda kas içi pH seviyesinde etkin rol oynayan kas fibril tipi,
- 3) Kontraksiyonda açığa çıkan metabolit oranını belirleyen faktör, kas için kan akışı,

- 4) Sinyalin algılandığı fibrilin çapı aksiyon potansiyelini, iletim hızını ve genliğini etkilemekte,
- 5) Kasta bulunan fibrillerin derinliği ve yerleşimi, sinyal genlik ve frekansını belirler,
- 6) Kas yüzeyi ile elektrot arasındaki doku miktarı,
- 7) Motor ünite karakteristikleri, motor ünitelerin ateşleme davranışları, gibi tabloda belirtilen nedensel ve tespit edici faktörlerdir.

Ara faktörler: Nedensel faktörlerden bir veya birkaçı tarafından etkilenen fiziksel ve fizyolojik olayları temsil eden ara faktörler aşağıdaki gibidir:

- 1) Elektrotlararası farkın (differansiyel elektrot konfigürasyonunun), kendi doğal özelliği olan ve bant geçiren filtreleme özellikleri,
- 2) Sinyallerin alındığı motor ünite aksiyon potansiyellerinin ağırlık ve sayısını tespit ettiği hacim,
- 3) Sinyal frekans ve genlik özelliklerine etki eden EMG sinyallerindeki aksiyon potansiyelinin süperpozisyonu,
- 4) Yakın kasta alınan sinyaller,
- 5) Fibril zarında yayılan aksiyon potansiyelinin iletim hızı, sinyal frekans ve genlik özelliklerini etkiler,
- 6) Elektrot pozisyonu ile aktif fibrillerin uzamsal filtreleme etkisi,

Fibril zarında yayılan aksiyon potansiyelinin iletim hızı ile elektrot pozisyonu çok önemlidir. Aktif olan fibriller ile elektrotların lokasyonları arasındaki mesafe değiştiğinde iki önemli sorun ortaya çıkabilmektedir. Bunlardan bir tanesi uzamsal filtreleme özelliklerinin değişmesi ve buna bağlı olarak motor ünite aksiyon potansiyeli karakteristiklerinin değişmesidir. Diğer ise kasların uzamsal olarak değişimi sonucunda farklı motor ünitelerden sinyal alınmasıdır. Filtreleme ile önceki motor ünitelerden alınan zayıf frekanslar kaldırılabilir, yeni motor ünitelerin verileri karışabilir. Bunu önlemenin yolu ise kontraksiyon sırasında fibril uzunluğu değişiyorsa sonraki ölçümde elektrot yerleşimi değiştirilmelidir. Ancak şu anki teknoloji ile fibril uzunluğunun değişimini tespit etmek zordur (De Luca, 1997; Uzun, 2007).

Tespit edici faktörler: EMG sinyalini ve kaydedilen kuvvetteki bilginin doğrudan taşındığı etkenler olarak bilinmektedir:

- 1) Aktif olan motor ünite sayısı,
- 2) Motor ünitelerin kuvvet-kasılma ilişkisi,
- 3) Kas fibrilleri arası mekanik etkileşim,
- 4) Motor ünite ateşleme oranı,
- 5) Tespit edilebilen motor ünite sayısı,

- 6) Motor ünite aksiyon potansiyellerinin şekli (MÜAP), süresi ve genliği,
- 7) Motor ünitelerin ise katılım dengesi (De Luca, 1997; Uzun, 2007).

4.21. Yüzeysel EMG Sinyalinin Kalitesi

EMG ölçümlerinde veri sinyalinin kalitesini etkileyen başlıca faktörler, elektrot konumu, cilt empedansı, cihaz kalitesi, elektrot kalitesi ve toplama yöntemidir (Marras ve Davis, 2001).

1. Elektrot Yerleşimi: Elektrot yerleşimi SENIAM protokolünde belirtilmiştir. Elektrot, kasın en şişkin bölgesine yerleştirilmelidir.
2. Elektrot Tipi ve Kalitesi: Elektrotların iletkenliği üretilen elektriğin geçirgenliği üzerinde etkiye sahiptir. Aynı zamanda kullanılan elektrot ile iletimi arttırmak amacıyla jel kullanımı da önerilmektedir.
3. Elektrot Aralığı ve Konfigürasyonu: Elektrotların yerleştirilmesi sırasında birbirine fazla yakın konumlandırılması, herhangi bir hareket esnasında elektrotların birbirine temasına sebep olacak ve gürültüye sebep olacaktır. Elektrotların belli bir mesafeden uzak olması ise verilerin hatalı ölçümüne sebep olacaktır.
4. Cilt Temizliği ve Hazırlığı: Cilt hazırlığı yapılırken deri üzerinde saç telinin olması veya ölü derinin temizlenmemesi durumunda kaslar arasındaki elektrik iletimi cihazlara taşınamayacak ve verimli ölçüm yapılamayacaktır. Ölçüm öncesinde deri üzerinin tam olarak temizlenmesi ve ölü derinin alınması amacıyla alkol ile temizlenmesi önerilmektedir.
5. Çevresel Elektrik Gürültü: Cihaz çevresinde yüksek akıma sahip bir elektrik kaynağının bulunması istenmeyen verilere, yani gürültüye sebep olacaktır. Kablosuz EMG ölçümlerinde ise farklı sinyallerin karışma olasılığına karşı telefon, bluetooth cihazların ortamdaki uzaklaştırılması önerilmektedir.
6. Referans Elektrotunun Yeri: Kablolulu EMG ölçümlerinde referans elektrot konumu, ölçümü yapılacak kas grubuna en yakın ve hareketsiz bir kemin olarak tanımlanmaktadır. Referans elektrodun hareketli bir tendon üzerinde veya kas grubu üzerine yerleştirilmesi, gürültüye sebep olacaktır.
7. Filtreleme ve Amplifikasyon Ayarları: Filtreleme yapılırken, ölçüm yöntemi ile harekete uygun bir filtreleme seçilmelidir. Hareketli ölçümlerde 20 Hz ile 500 Hz aralığının filtrelenmesi önerilmiştir. Yanlış aralıktaki filtrelemelerin uygulanması, gürültünün temizlenememesine veya gerçek hareket verisinin kaybolmasına yol açabilir.
8. Yorgunluk ve Dinlenme Durumu: Ölçüm öncesi veya sırasında sporcunun ya da hedef kas grubunun yorgun olması, kas uyarımını geciktirecek veya kasılmaların yetersiz olmasına

sebepl olacaktır. Ölçüm yapılacak kişilerin dinlenik durumda olması gerekmektedir (Merletti ve Parker, 2004; Reaz ve ark., 2006).

4.22. Yüzeyel EMG'nin Değerlendirilmesi

EMG ölçümlerinde alınan veriler, analiz edilmeden kullanılamamaktadır. Doğru verilere ulaşabilmek için sinyallerin işlenmesi gerekmektedir. EMG sinyalleri işlenirken frekans analizi ile amplitüd analizi için farklı analizler yapılmaktadır (Reaz ve ark., 2006).

Yüzeyel EMG sinyalleri, elektrot hareketi, kas çevresindeki dokular gibi birçok etkenden etkilenebilmekte ve istenmeyen sinyaller (gürültü) ortaya çıkabilmektedir. Bu gürültülerin elimine edilebilmesi ve elimine ederken doğru sinyallerin korunabilmesi için kullanımı yaygın olan FFT Hızlı Fourier dönüşümü uygulanmaktadır (De Luca, 1997; Göçmez, 2021). FFT, sinyallerin hangi aralıkta yoğunlaştığını anlamamızı sağlayan, verilerin frekansını gösteren bir analiz yöntemidir. FFT ile sinyal spektrumu belirlenen veriler, daha sonra gürültülerin giderilmesi amacıyla farklı filtreleme yöntemleri ile filtrelenmektedir. Hareket artefaktı 0 ile 20 Hz arası olarak bilinmekte, bundan dolayı çalışmalarda 0–20 Hz arası filtrelenmektedir (Reaz ve ark., 2006). EMG'nin doğasına göre, aynı lokasyondan veri alındığında bile farklı sonuçlar alınabilir (Eser, 2018). EMG verisinin farklı ölçüm ve kaslar arasındaki ölçümleri arasında karşılaştırılabilmesi için verilerin normalize edilmesi gerekmektedir (De Luca, 1997; Eser, 2018; Göçmez, 2021; Merletti ve Parker, 2004; Reaz ve ark., 2006).

EMG verilerinin hareket analizindeki kullanımı için hareket sırasında kaydedilen veriler ile normalizasyon için kaydedilen veriler aynı sıralama ile işlenir, aynı filtrelemelerden geçerek analiz edilir. İşlenen veriler, milivolt olarak değerlendirilmez, referans olarak kaydedilen MİK maksimum istemli kasılma verisi ile karşılaştırılır ve MİK verisinin yüzdesi veya oranı şeklinde değerlendirilir (Cerrah ve ark., 2010; De Luca, 1997; Göçmez, 2021).

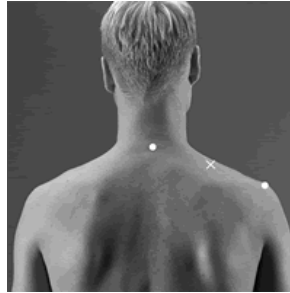
Normalizasyon işleminin temel amacı, EMG ölçümü sonucunda hedef kas grubunun kas aktivasyon oranını belirlemek ve bireyler arası ve kaslar arası karşılaştırmasını yapmaktır. EMG çalışmalarda en yaygın kullanılan normalizasyon yöntemi izometrik kasılma yöntemidir (Eser, 2018; Göçmez, 2021; Merletti ve Parker, 2004; Reaz ve ark., 2006).

4.23. EMG Ölçümünde Anatomik Noktalar

Seniam protokolüne göre insan vücudunda EMG ölçümü için belirlenen anatomik noktalar:

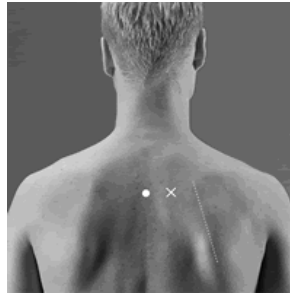
- Boyun ve omuz,
- Gövde ve Bel bölgesi,
- Kol ve el,
- Kalça ve üst bacak,
- Alt bacak ve ayak bölgesi olarak sınıflandırılmıştır. Şekil 10 ile 40 arası tüm anatomik noktalar, lokasyonları ile birlikte aşağıda gösterilmiştir.

4.23.1. Omuz ve boyun bölgesi elektrot lokasyonu



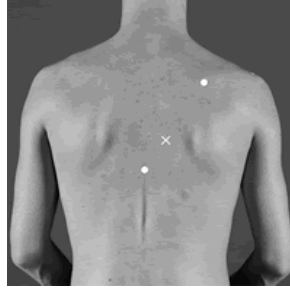
Şekil 12. Seniam'a Göre Üst Trapezius Elektrot Lokasyonu

Şekil 13'te, seniam'a göre üst trapezius elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların akromiyon ile C7nin orta kısmına yerleştirilmesi gerekmektedir.



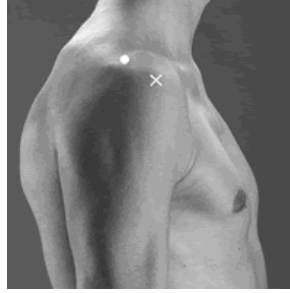
Şekil 13. Seniam'a Göre Orta Trapezius Elektrot Lokasyonu

Şekil 14'te, seniama göre orta trapezius elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların Skapulanın medial siniri ile omurganın orta noktasına, T3 hizasına yerleştirilmesi gerekmektedir.



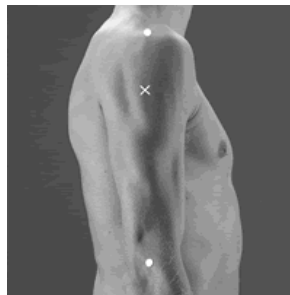
Şekil 14. Seniama Göre Alt Trapezius Elektrot Lokasyonu

Şekil 15'te, seniama göre alt trapezius elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların, trigonum spinea'dan 8. torasik vertebraya kadar olan hattın 2/3'üne yerleştirilmesi gerekir.



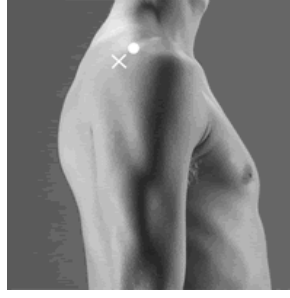
Şekil 15. Seniama Göre Orta Ön Deltoid Elektrot Lokasyonu

Şekil 16'da seniama göre orta ön deltoid elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların akromiyonun bir parmak genişliğinde distaline ve anterioruna yerleştirilmesi gerekir.



Şekil 16. Seniama Göre Orta Deltoid Elektrot Lokasyonu

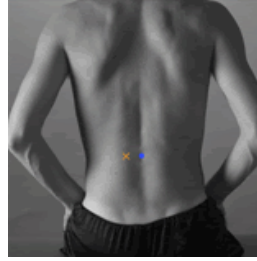
Şekil 17'de, seniama göre orta deltoid elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların akromiyon ile dirseğin lateral epikondilinin orta kısmındaki en şişkin noktasına yerleştirilmesi gerekir.



Şekil 17. Seniama Göre Arka Deltoid Elektrot Lokasyonu

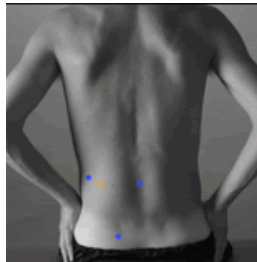
Şekil 18’de, seniama göre arka deltoid elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, akromiyonun iki parmak arkasında şişkin noktaya yerleştirilmesi gerekmektedir.

4.23.2. Sırt ve bel bölgesi elektrot lokasyonu



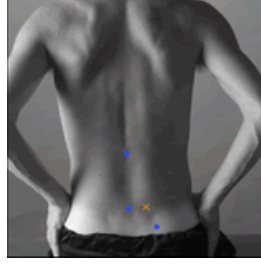
Şekil 18. Seniama Göre Erector Spinae (Longissimus) Elektrot Lokasyonu

Şekil 19’da, Seniama göre erector spinae (longissimus) elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların, L1in proksimalinden itibaren 2 parmak lateraline yerleştirilmesi gerekmektedir.



Şekil 19. Seniama Göre Erector Spinae (Iliocostalis)Elektrot Lokasyonu

Şekil 20’de, Seniama Göre Erector Spinae (Iliocostalis)Elektrot Lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, L2 hizasında, posterior illiac süperiordan alt kaburganın en alt noktasına kadar gelen hayali çizginin bir parmak medialine yerleştirilmesi gerekmektedir.



Şekil 20. Seniama Göre Multifidus Elektrot Lokasyonu

Şekil 21’de, seniama Göre Multifidus Elektrot Lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, kaudal uç posterior spina iliaka superiordan L5 spinöz çıkıntı seviyesinde L1 ve L2 interspace arasındaki interspace'e (yani orta hattın yaklaşık 2-3 cm) bir çizgi üzerine yerleştirilmelidir.

4.23.3. Ön kol ve el elektrot lokasyonu



Şekil 21. Seniama Göre Biceps Brachii (Kısa ve uzun başı) Elektrot Lokasyonu

Şekil 22’de, seniama göre biceps brachii (kısa ve uzun başı) elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların medial akromiyon ile fossa kübit arasındaki çizgiye fossadan 1/3 mesafede yerleştirilmesi gerekir.



Şekil 22. Seniama Göre Triceps Brachii (Uzun başı) Elektrot Lokasyonu

Şekil 23’te, seniama göre triceps brachii (uzun başı) elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar akromiyonun posterior kristası ile olekranon arasındaki çizginin %50'sine, çizginin 2 parmak genişliğinde medialine yerleştirilmelidir.



Şekil 23. Seniama Göre Triceps Brachii (Lateral Head) Elektrot Lokasyonu

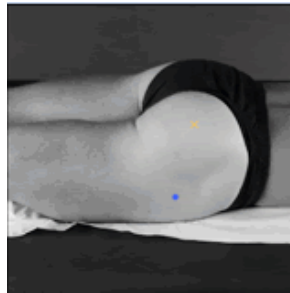
Şekil 24'te, seniama göre triceps brachii (lateral head) elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar akromiyonun posterior kristası ile olekranon arasındaki çizginin %50'sine, çizginin 2 parmak genişliği lateraline yerleştirilmelidir.



Şekil 24. Seniama Göre Abductor Policis Brevis Elektrot Lokasyonu

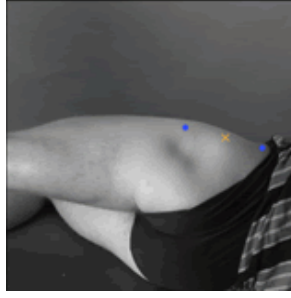
Şekil 25'te, Seniama Göre Abductor Policis Brevis Elektrot Lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, ossa metacarpalis'in distal 1/4'ünün hafif medialine yerleştirilmelidir.

4.23.4. Kalça ve üst bacak elektrot lokasyonu



Şekil 25. Seniama Göre Gluteus Maximus Elektrot Lokasyonu

Şekil 26'da, seniama göre gluteus maximus elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların, sakral vertebra ile büyük trokanter arasındaki çizginin orta noktasına yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu nokta, kalçanın en uç noktasına karşılık gelen yerdir.



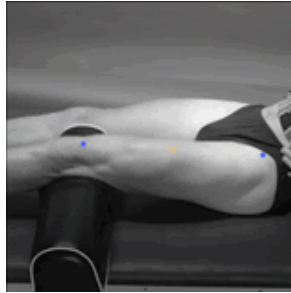
Şekil 26. Seniama Göre Gluteus Medius Elektrot Lokasyonu

Şekil 27’de, seniama göre gluteus medius elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların crista iliaca'dan trokantere kadar olan çizginin %50'sine yerleştirilmesi gerekmektedir.



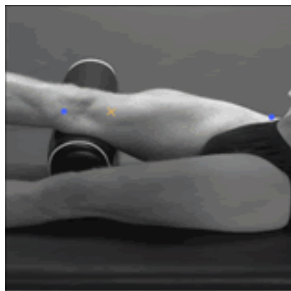
Şekil 27. Seniama Göre Tensor Fasciae Latae Elektrot Lokasyonu

Şekil 28’de seniama göre tensor fasciae latae elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, anterior spina iliakın superiorunden lateral femoral kondile kadar olan çizgi üzerinde, proksimalin 1/6’lık mesafede yerleştirilmesi gerekmektedir.



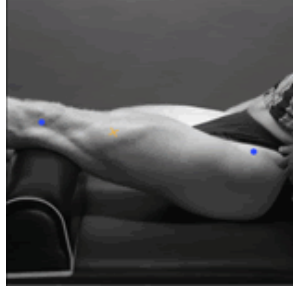
Şekil 28. Rektus Femoris Elektrot Lokasyonu

Şekil 29’da seniama göre rektus femoris elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, anterior spina iliaka superiorundan patellanın superior kısmına kadar olan çizginin %50'sine yerleştirilmelidir.



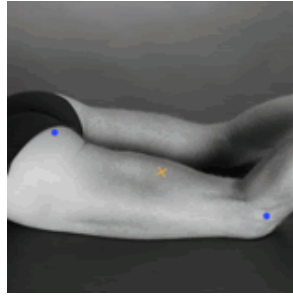
Şekil 29. Seniama Göre Vastus Medialis Elektrot Lokasyonu

Şekil 30'da seniama göre vastus medialis elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların anterior spina iliaca superior ile medial ligamanın anterior sınırının önündeki eklem boşluğu arasındaki çizgiye %80 oranında yerleştirilmesi gerekmektedir.



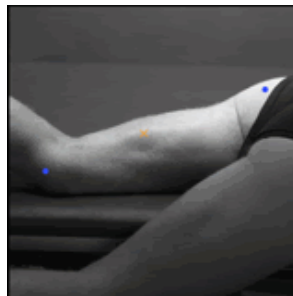
Şekil 30. Seniama Göre Vastus Lateralis Elektrot Lokasyonu

Şekil 31'de seniama göre vastus lateralis elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotların anterior spina iliaca superior'dan patellanın lateral tarafına kadar olan hattın 2/3'üne yerleştirilmesi gerekmektedir.



Şekil 31. Seniama Göre Biceps Femoris (kısa ve uzun başı) Elektrot Lokasyonu

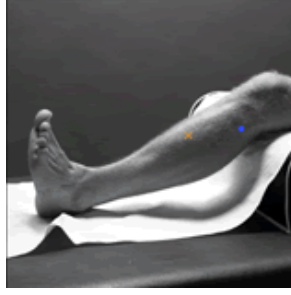
Şekil 32'de seniama göre biceps femoris (kısa ve uzun başı) elektrot lokasyonu verilmiştir. Elektrotlar, iskiyal tüberozite ile tibianın lateral epikondili arasındaki çizginin %50'sine yerleştirilmelidir.



Şekil 32. Seniama Göre Semitendinosus Elektrot Lokasyonu

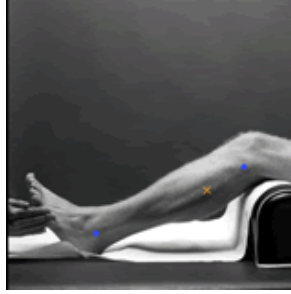
Şekil 33'te seniama göre semitendinosus elektrot lokasyonu verilmiştir. Elektrotlar, iskiyal tüberozite ile tibianın medial epikondili arasındaki çizginin orta noktasına yerleştirilmelidir.

4.23.5. Alt bacak ve ayak elektrot lokasyonu



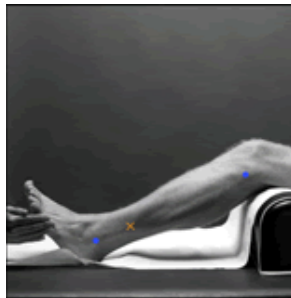
Şekil 33. Seniyama Göre Tibialis Anterior Elektrot Lokasyonu

Şekil 34'te seniyama göre tibialis anterior elektrot lokasyonu verilmiştir. Elektrotların, fibula ucu ile medial malleol ucu arasındaki çizginin 1/3'lük kısmına yerleştirilmesi gerekmektedir.



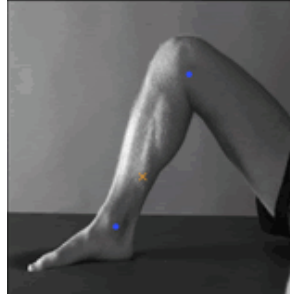
Şekil 34. Seniyama Göre Peroneus Longus Elektrot Lokasyonu

Şekil 35'te seniyama göre peroneus longus elektrot lokasyonu verilmiştir. Elektrotlar, fibula başının ucu ile lateral malleolün ucu arasındaki çizginin %25'ine yerleştirilmelidir.



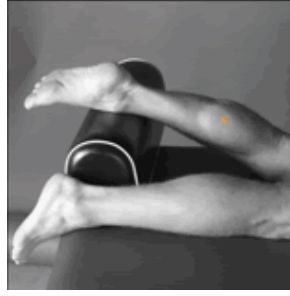
Şekil 35. Seniyama Göre Peroneus Brevis Elektrot Lokasyonu

Şekil 36'da seniyama göre peroneus brevis elektrot lokasyonu gösterilmiştir. Elektrotlar, m. Peroneus longus tendonunun anterioruna, lateral malleolün ucundan fibula başına kadar olan çizginin % 25'lik kısmına yerleştirilmesi gerekmektedir.



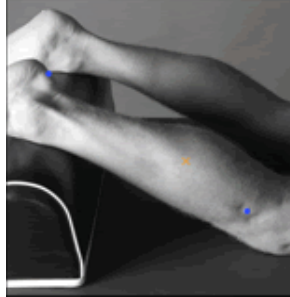
Şekil 36. Seniama Göre Soleus Elektrot Lokasyonu

Şekil 37’de Seniama Göre Soleus Elektrot Lokasyonu verilmiştir. Elektrotlar, femurun medial kondili ile medial malleol arasındaki çizginin 2/3'üne yerleştirilmelidir.



Şekil 37. Seniama Göre Gastrocnemius Medialis Elektrot Lokasyonu

Şekil 38’de seniama göre gastrocnemius medialis elektrot lokasyonu verilmiştir. Elektrotların kasın en belirgin çıkıntısına yerleştirilmesi gerekmektedir.



Şekil 38. Seniama Göre Gastrocnemius Lateralis Elektrot Lokasyonu

Şekil 39’da, seniama göre gastrocnemius lateralis elektrot lokasyonu verilmiştir. Elektrotların fibula başı ile topuk arasındaki çizginin 1/3'üne yerleştirilmesi gerekir.

5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. Araştırma Modeli

Bu çalışma, deneysel olarak tasarlanmıştır. Bu çalışmanın ölçümleri, Eylül 2022–Ocak 2024 tarihleri arasında, Marmara üniversitesi Spor bilimleri Fakültesi laboratuvarında yapılmıştır. Bu çalışmanın etik kurul izni, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik kurulundan alınmıştır (06.05.2022 tarih ve 09.2022.831 protokol kodu). Tüm katılımcılar, test öncesinde araştırma hakkında bilgilendirilmiştir. Katılımcılara Helsinki Bildirgesi'ne göre hazırlanan bilgilendirme ve onay formu imzalatılmıştır (WMA Declaration of Helsinki, 2013). Tüm uygulamalar helsinki protokolüne göre gerçekleştirilmiştir.

5.2. Araştırmanın Hipotezleri

H_0 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında eksantrik ve konsantrik fazlar arasındaki kas aktivasyonları eşittir.

H_1 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında eksantrik fazdaki kas aktivasyonları ve konsantrik fazdan yüksektir.

H_0 = Farklı yüksekliklerde uygulanan öne hamle egzersizleri sırasında kas aktivasyonları eşittir.

H_1 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında kas aktivasyonları yükseklik arttıkça artar.

H_0 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında yükseklik arttıkça VL/VM kas aktivasyon oranı değişim göstermez.

H_1 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında yükseklik arttıkça VL/VM kas aktivasyon oranı değişkenlik gösterir.

H_0 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında yüksekliğin artması dikey yer tepki kuvveti değerlerini arttırmaz.

H_1 = Öne hamle adım egzersizleri sırasında yükseklik arttıkça yer tepki kuvvetleri artar.

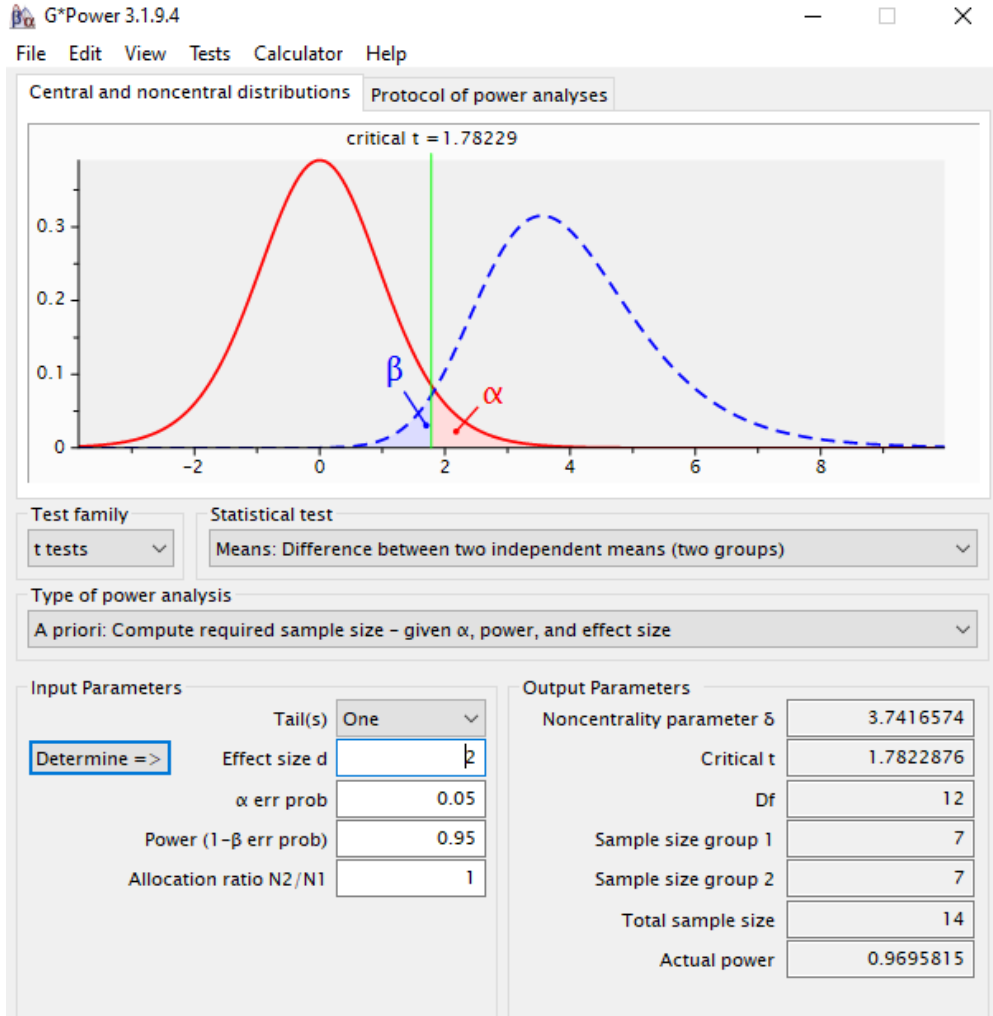
H_0 = Yüzde MİK, vücut ağırlığı, beden kitle indeksi, vücut ağırlığı değerleri ile Q açısı değerleri arasında ilişki yoktur.

H_1 = Yüzde MİK, vücut ağırlığı, beden kitle indeksi, vücut ağırlığı değerleri ile Q açısı değerleri arasında ilişki vardır.

5.3. Araştırma Grubu

Araştırma, en az iki yıl spor geçmişi olan ve tenis oynayan 23 katılımcı ile yapılmıştır. Çalışmanın örneklemini, benzer çalışmalardan yola çıkılarak yapılan G*Power (G*Power 3.1.9.2, Duesseldorf, Almanya) paket programı ile hesaplanmıştır (Faul ve ark., 2007). Yapılan

hesaplamalarda kişi sayısı 14 olarak belirlendi. Çalışmanın güçlü olması açısından maksimum kişiye ulaşılmaya çalışılmıştır.



Şekil 39. Etki analizi Sonucu

5.4. Araştırmaya dahil olma, çıkarılma kriterleri

5.4.1. Araştırmaya dahil olma kriterleri

Çalışmaya katılmaya gönüllü olması,

Cinsiyetlerinin erkek olması,

En az 2 yıllık spor geçmişinin olması,

BKİ değerlerinin 18-25 aralığında olması,

Aktif spor yapıyor olmaları,

Sağlıklı olması,

Son 24 saat içinde Alkol, cafein vb uyarıcı kullanmamış olması gerekmektedir.

5.4.2. Araştırmadan hariç tutulma/çıkartılma kriterleri

Sporcudaki herhangi bir sakatlık oluşması,

Sporcudaki baş dönmesi, mide bulantısı, göz kararması gibi semptomların oluşması,

Sporcunun kendi isteğiyle,

Son 24 saat içinde alkol, kafein vb uyarıcı kullanması,

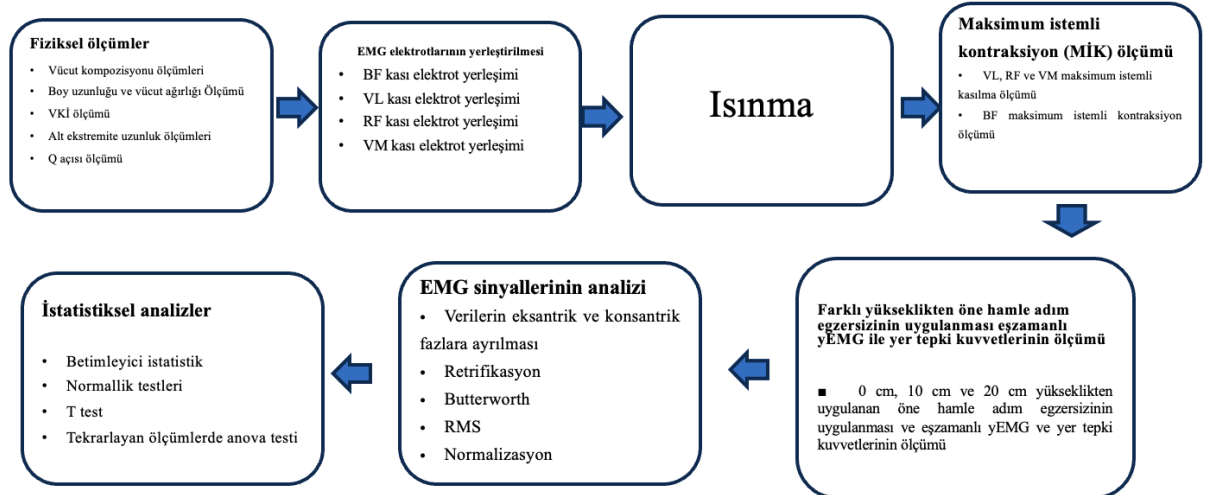
Sporcunun tekniği doğru uygulayamamasıdır.

5.5. Deneysel Tasarım

Araştırma, katılımcıların fiziksel ölçümleri ile başlayarak, EMG elektrotlarının yerleştirilmesi, ısınma, MİK ölçümleri, farklı yükseklikten öne hamle adım egzersizlerinin uygulanması sırasında BF, VL, RF, VM kaslarının kas aktivasyonları ile yer tepki kuvvetlerinin ölçümü, EMG sinyallerinin işlenmesi ve istatistiksel analiz yapıldıktan sonra tez yazımı ile sonlandırılmıştır.

Tüm araştırma ölçümleri saat 10.00 ile 14.00 arasında yapılmıştır. Katılımcılar, randomize kontrollü şekilde belirlenmiş ve günde bir kişi gelecek şekilde laboratuvara alınmıştır.

Araştırmanın deneysel tasarımı Şekil 40'ta verilmiştir.



Şekil 40. Araştırmanın Deneysel Tasarımı

5.6. Verilerin Toplanması

Veriler, aşağıdaki sıra ile alınmış ve alt başlıklarda ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Katılımcıların demografik verileri, antropometrik verileri, Q açılarının tespiti, ısınma, elektrotların yerleştirilmesi, kuvvet platformunun kalibrasyonunun yapılması, maksimum istemli kasılmanın (MİK) ölçümü, öne hamle adım egzersizi sırasında kas aktivasyonunun ölçülmesi sırasıyla veriler toplanmıştır.

5.7. Veri toplama araçları ve yöntemi

Katılımcıların boy uzunluğu (0,01 duyarlılıkta Holtain marka boy skalası) vücut ağırlığı (Tanita SC 330 (made in japan)) ile, ekstremite boyu ise mezura ile ölçülmüştür.

5.7.1. Fiziksel ölçümler

Katılımcıların boy uzunluğu, 0,01 cm duyarlılıkta olan Holtain (UK) marka boy skalası ile ölçülmüştür. Vücut ağırlığı ise (Tanita SC 330 (made in japan)) ile belirlenmiştir.



Şekil 41. Tanita SC330

5.7.1.1. Vücut Kitle İndeksi (VKİ)

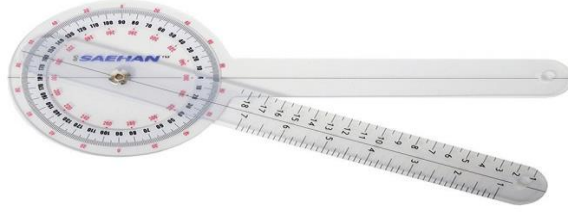
Tanita'dan alınan vücut kompozisyonu analizi verilerinden kaydedilmiştir.

5.7.1.3. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümleri

Tüm uzunluk ölçümleri ISEK protokolüne uygun olarak yapılmıştır.

5.7.1.4. Q Açısı Ölçümü

Q açısı, goniometre (SH5203; Danmic-Saehan, DanMic Global, San Jose, CA, USA) ile ölçülmüştür (Şekil 42).



Şekil 42. Goniometre

5.7.2. Yüzeysel EMG ölçümü

Biopack marka mp150model EMG cihazı ile yapılmıştır (Şekil 43). Bu model yEMG cihazın kullanımına dair çalışmalar bulunmaktadır (Colloca ve Hinrichs, 2005).



Şekil 43. Biopack mp 150 EMG cihazı

5.7.3. Yer tepki kuvvetlerinin Ölçümü

Sporcuların yük değişimleri, farklı yüksekliklerden kuvvet platformuna (Kistler Marka (Switzerland)) inişi sırasında ölçülmüştür (Şekil 45). Sporcuların kuvvet platformuna inişi ile hareketi tamamlama süresi yaklaşık 3 sn olarak uygulanmıştır. Sporcuların kuvvet platformunda kalma süresi yaklaşık 1 saniyedir. Kuvvet platformunun, spor çalışmalarında kullanımını doğrulayan çalışma bulunmaktadır (Bobbert ve Schamhardt, 1990).



Şekil 44. Kistler marka kuvvet platformu

5.8. Veri Toplama Yöntemleri

Katılımcılar ısınmadan önce çalışma hakkında bilgi verilerek yüklenme olmaksızın hareketler öğretilmiştir. Daha sonra yEMG elektrotları SENIAM protokolüne uygun olarak anatomik noktalara yerleştirilmiştir. Sporcuların ısınmaları sağlandıktan sonra ileriye adım alarak Kistler Marka (Switzerland) kuvvet platformuna inerek ardından başlangıç pozisyonuna gelerek uygulanmıştır. Egzersiz, 0cm, 10cm ve 20cm yükseklikten uygulanmıştır. Sporcular hareketi 3 tekrarlı uygulamış, her tekrar arasında 5 sn bekletilerek standart hale getirilmiştir (Bobbert ve Schamhardt 1990).

5.8.1. Vücut Kompozisyonu Ölçümleri

Katılımcıların boy uzunluğu (0.01 duyarlılıkta Holtain marka boy skalası) vücut ağırlığı (Tanita SC 330 (made in japan)) ekstremite boyu mezura ile ölçülmüştür.

5.8.2. Boy ve Vücut ağırlığı Ölçümü

Katılımcıların boy uzunluğu, 0,01 cm duyarlılıkta olan Holtain marka boy skalası ile ölçülmüştür. Vücut ağırlığı ise (Tanita SC 330 (made in japan)) ile ölçülmüştür. Ölçümler sırasında katılımcıların üzerinde ölçüme etki edecek kıyafet veya ayakkabı bulunmamasına dikkat edilmiştir. Ölçümler alınırken katılımcıların başı dik, dizler gergin, topuklar bitişik ve vücut dik pozisyonda olmasına dikkat edilmiştir. Ölçüm sonucunda alınan değerler bilgi formuna kaydedilmiştir. Ağırlıklar kg cinsinden, boy uzunluğu ise cm cinsinden yazılmıştır (Şekil 46, 47).



Şekil 45. Tanita ile vücut kompozisyonu ölçümü



Şekil 46. Boy uzunluğu ölçümü

5.8.3. VKİ ölçümü

Tanita'dan alınan vücut kompozisyonu analizlerinin verileri dikkate alınmıştır.

5.8.4. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümleri ve Baskın (Dominant) Ekstemitenin Belirlenmesi

Tüm uzunluk ölçümleri ISEK protokolüne uygun olarak yapılmıştır (Eston ve Reilly, 2008). Katılımcıların dominant bacağı, topa vururken hangi ayaklarını kullandıklarının sorulması yöntemiyle belirlenmiştir.

5.8.5. Üst Bacak Uzunluk Ölçümü

Femurun büyük trokantörü ile femurun lateral kondiliyle ve lateral tibial kondilin antero-lateral kısmı arasında kalan eklem boşluğunun ortası arasındaki uzunluk ölçülmüştür.

5.8.6. Alt Bacak Uzunluk Ölçümü

Femurun lateral kondiliyle ve lateral tibial kondilin antero-lateral kısmı arasında kalan eklem boşluğunun ortası ile medial malleolusun orta noktası arasındaki mesafe ölçülerek kaydedilmiştir.

5.8.7. Q Açısı Ölçümü

Q açısı, sporcu sırtüstü uzanmış durumda, ayağı rahat ve parmak ucu yukarıyı gösterecek şekilde iken ölçülmüştür. Ölçüm, anterior süperior iliac'tan patella kapağına bir çizgi çizilerek, yine aynı şekilde tibiadan patella kapağına kadar bir çizgi çizildikten sonra, iki çizgi arasındaki açı goniometre ile ölçülmüştür (Şekil 48) (Merchant ve ark., 2020).



Şekil 47. Q açısı ölçümü

5.8.8. EMG Elektrotlarının Yerleştirilmesi

EMG elektrotlarının yerleştirilmesi ile ilgili detaylı bilgi her kas grubu için anatomik noktalar, SENIAM protokolüne uygun olarak işaretlendikten sonra tıraşlanmış ve alkol ile ölü deri temizlendikten sonra yerleştirilmiştir. Her kas grubu için ayrıntılı bilgi aşağıda verilmiştir (Stegeman ve Hermens, 2007).

5.8.8.1. Rektus Femoris Elektrot Lokasyonu

Katılımcılar masada oturur durumda iken dizlerini sarkıtmış ve bu pozisyonda elektrot, anterior spina iliaca superior ve patellanın süperioru arasındaki çizginin orta noktasına yerleştirilmiştir (Şekil 49).



Şekil 48. Rektus Femoris Elektrot Lokasyonu

5.8.8.2. Vastus Lateralis Elektrot Lokasyonu

Katılımcılar oturur pozisyonda, ayakları sarkık pozisyonda iken, anterior spina iliaca superior ile patellanın laterali arasındaki mesafenin 2/3'ü işaretlenmiş ve bacak tutularak ektansiyona getirilmesi istenmiştir. Bacağın lateralindeki kasın en şişkin noktası belirlenerek elektrot yerleştirilmiştir (Şekil 50).



Şekil 49. Vastus lateralis elektrot lokasyonu

5.8.8.3. Vastus Medialis Elektrot Lokasyonu

Katılımcılar masada oturur durumda iken dizlerini sarkıtacak ve bu pozisyonda elektrot, Patellanın medial üst kenarı ve antreior spina iliaca superior arası mesafenin %80'ine ve uyluğun ön kısmına yerleştirilmiştir (Şekil 51).



Şekil 50. Vastus medialis elektrot lokasyonu

5.8.8.4. Biceps Femoris Elektrot Lokasyonu

Biceps femorisin aktivasyonu için ise uyluğun lateral yüzündeki kas liflerine paralel, trokanter ile dizin arkası arasındaki mesafenin üçte ikisi olacak şekilde yerleştirilir. Çalışmamızda biceps femoris kas aktivasyonu ölçüleceğinden, kas liflerine paralel, trokanter ile diz arası mesafenin üçte ikilik kısmına gelecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 52).



Şekil 51. Biceps femoris elektrot lokasyonu

5.8.9. Isınma Protokolü

Katılımcılar, pedal hızını 50-60 rpm arasında tutarak 5 dk Ergoline GmbH bisiklet ergometresinde ısınmışlardır (Fradkin vd., 2010). Ardından hareketi öğrenene kadar öne hamle adım egzersizi yapmaları sağlanmıştır (Şekil 53).



Şekil 52. Isınma

5.8.10. Maksimum İstemli Kontraksiyon (MİK) Ölçümü (mV)

EMG elektrotları yerleştirildikten ve elektrotlar bağlandıktan sonra elektrotlarda herhangi bir gürültünün varlığını kontrol etmek ve kuvvet platformunun darasının alınması amacıyla ölçüm yapılmadan önce 5 sn veri kaydı alınmıştır.

5.8.10.1. VL, RF, VM kaslarının MİK ölçümü

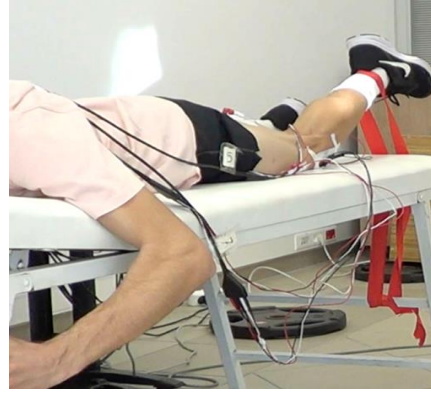
Sporcuların MİK (mV) değerlerinin belirlenmesi için, sporcular şekil 54'te gösterildiği gibi bacağı 100 dereceye sabitleyerek maksimum güç ile bacağına ekstansiyona getirmesi istenmiştir. MİK ölçümlerinin bacağı sabitleyerek kuadriseps kasları için 100° dereceye sabitleyerek uygulayan çalışmalar bulunmaktadır (Eser, 2018; Halaki ve Gi, 2012). Sporcular, MİK testlerini bir denemeden sonra 5sn'lik 2 tekrarlar ve 2 dakikalık molalarla uygulamışlardır.

5.8.10.2. BF kasının MİK ölçümü

Biceps femoris kası MİK ölçümü; sporcu yüz üstü pozisyonda ve diz eklemi 45° derece fleksiyonda ölçülmüştür (Şekil 55). Biceps femoris kasının en iyi MİK performansının diz ekstansiyonunun 45°lik açıda bulunduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir (Llurda-Almuzara ve ark., 2021).



Şekil 53. Ön kas grubu MİK ölçümü



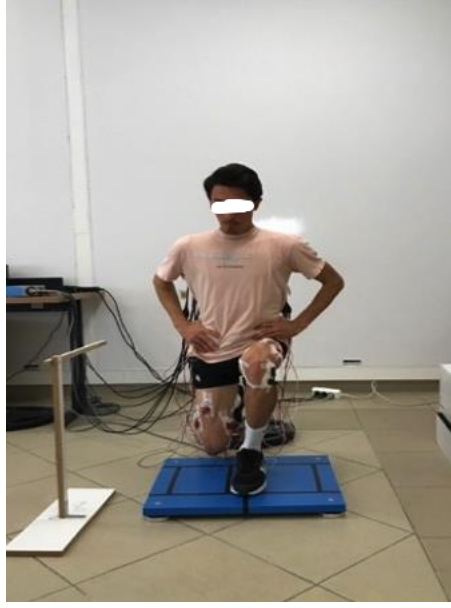
Şekil 54. Biceps Femoris Kası MİK Ölçümü

5.9. Test Protokolü

Katılımcılar ısınmasını tamamladıktan sonra, öne hamle adım uygulaması sözlü olarak anlatılmış ve hareket doğru uygulanana kadar deneme yapmaları sağlanmıştır. Sporcuların denemeleri bittikten sonra elektrotların kabloları bağlanmış ve bu sırada sporcular 3 dakika dinlendirilmiştir. Daha sonra sporcular öne hamle adım hareketini düz bir zeminde, diz açısı 90° hedeflenerek uygulanmıştır. Sporcuların hareketi uygulaması sırasında gövdenin düz pozisyonunda olmasına dikkat edilmiştir. Adım uzunluğu, her sporcunun bacak boyuna göre değişkenlik göstermiştir. Kuvvet platformu ve sporcunun üzerinde durduğu platform arasındaki mesafe, sporcunun bacak boyuna göre, hedef açıda hareketi uygulayabileceği şekilde ileri veya geri çekilerek ayarlanmıştır. Uygulama sırasında, sporcuların öne düşerek adım atması sağlanmıştır. Sporcuların hareketi uygulaması sırasında EMG verileri kaydedilmiştir. Sporcular, hareketi 3 defa tekrarlamışlardır. Hareketin standardizasyonunu sağlamak amacıyla sporcular, hareketi 1 sn kuvvet platformuna iniş, 1sn kuvvet platformunda kalma süresi ve 1 sn olmak üzere toplam 3 saniyede tamamlamışlardır. Sporcular, tekrarlar arasında 3 sn bekletilerek dinlendirilmiştir. Tüm süreler metronom ile belirlenmiştir.

Tüm yüzeysel EMG ölçümleri, Biopack mp150model EMG cihazı ile yapıldı. EMG sinyal genişliği 20–450 Hz, örneklem frekansı ise saniyede 2000 Hz olarak kaydedilmiştir.

Uygulama sırasında, adım atarken dengesini kaybeden, adımını yavaş atan (düşerek uygulamayan), gövde salınımı normal hareket dışında olan (gövde fleksiyonu veya ekstansiyonu), fazla veya az çömelen sporcuların verileri kaydedilmemiş ve doğru teknikle yapılana kadar tekrarlanmıştır.



Şekil 55. Adım alma egzersizi (0 cm Düz zemin)

5.9.1. Sıfır cm yükseklikten öne hamle adım egzersizi uygulaması

Sporcunun EMG elektrotları yerleştirildikten sonra, öne hamle adım olarak uygulanmıştır. Sporcular sağ ve sol bacakta aynı hareketi ilk başta baskın (dominant) ayağı önde olacak şekilde adım atarak ve yandaki açı ölçerdeki açıyı hedefleyerek (90°) hareketi uygulamışlardır. Sporcu, öne düşerek adım attıktan sonra hedef diz açısına kadar çömelmiş ve hızlıca kuvvet platformundan başlangıç pozisyonuna dönmüştür. Hareket sıklığı ise 5 saniyede 1 defa olacak şekilde 3 tekrar yapılmıştır (Şekil 56).



Şekil 56. 10 cm yükseklikten adım alma egzersizi

5.9.2. On cm yükseklikten öne hamle adım egzersizi uygulaması

Sporcunun EMG elektrotları yerleştirildikten sonra, öne hamle adım olarak uygulanmıştır. Sporcular sağ ve sol bacakta aynı hareketi ilk başta baskın (dominant) ayağı önde olacak şekilde adım atarak ve yandaki açı ölçerdeki açığı hedefleyerek (100°) hareketi uygulamışlardır. Sporcu, öne düşerek adım attıktan sonra hedef diz açısına kadar çömelmiş ve hızlıca kuvvet platformundan başlangıç pozisyonuna dönmüştür. Hareket sıklığı ise 5 saniyede 1 defa olacak şekilde 3 tekrar yapılmıştır (Şekil 57).



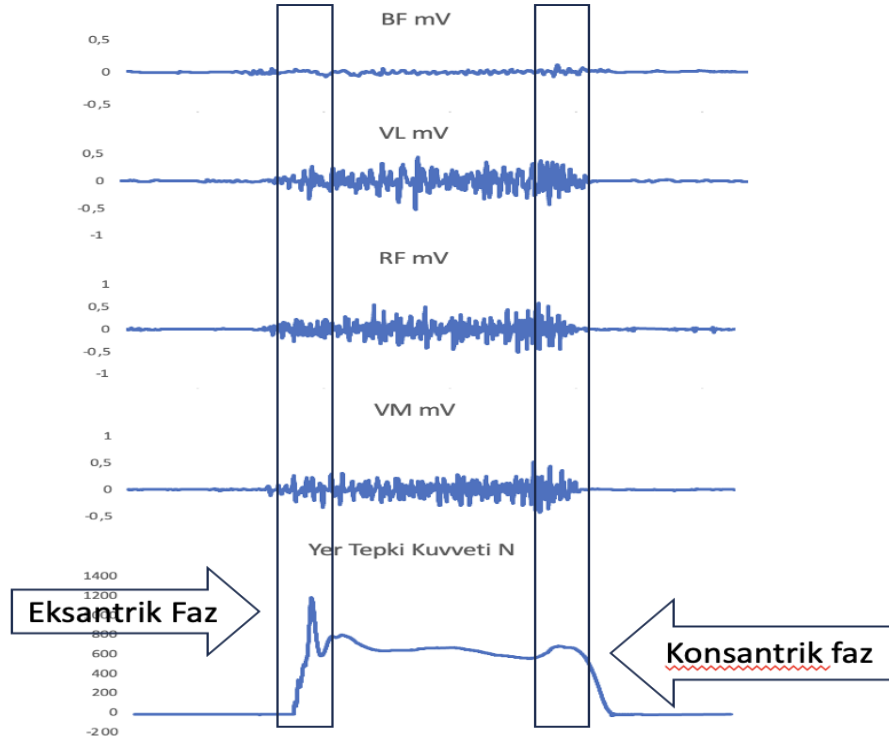
Şekil 57. 20 cm yükseklikten adım alma egzersizi

5.9.3. Yirmi cm yükseklikten öne hamle adım egzersizi uygulaması

Sporcunun EMG elektrotları yerleştirildikten sonra, öne hamle adım olarak uygulanmıştır. Sporcular sağ ve sol bacakta aynı hareketi ilk başta baskın (dominant) ayağı önde olacak şekilde adım atarak ve yandaki açı ölçerdeki açığı hedefleyerek (100°) hareketi uygulamışlardır. Sporcu, öne düşerek adım attıktan sonra hedef diz açısına kadar çömelmiş ve hızlıca kuvvet platformundan başlangıç pozisyonuna dönmüştür. Hareket sıklığı ise 5 saniyede 1 defa olacak şekilde 3 tekrar yapılmıştır (Şekil 58).

5.10. Verilerin analizi

Testlerden elde edilen ham veriler öncelikle kuvvet platformu verileri doğrultusunda fazlarına ayrılmıştır (Şekil 59). Kuvvet datasının tepe noktasındaki veriler sinyal işlemeye alınmıştır. Fazlara ayrılan ham EMG verileri, MATLAB 2023b programı ile analiz edilmiştir.



Şekil 58. Öne hamle adım egzersizinin fazları

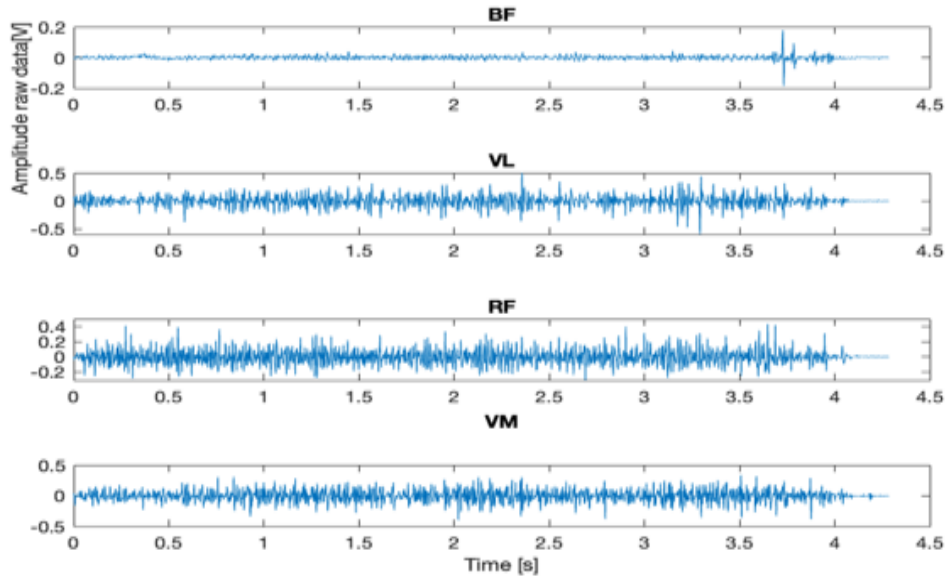
5.10.1. EMG sinyallerinin analizi

EMG verileri, 4. dereceden gerçirgen filtre (butterworth) kullanılarak 20-450 Hz frekans aralığındaki harekete bağlı gürültü filtrelenmiştir. Ham veri rektifiye edildi (mutlak verinin alınması) ve pencere genişliği 50 ms seçilerek sinyal yumuşatılmıştır (denklem 1). Elde edilen veriler aynı filtreleme işlemlerinden geçirilmiş olan MİK verileri ile normalize edilerek her hareketin maksimum kasılmaya oranı bulunmuştur (Merletti ve Parker, 2004).

$$EMG_{KOKK} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

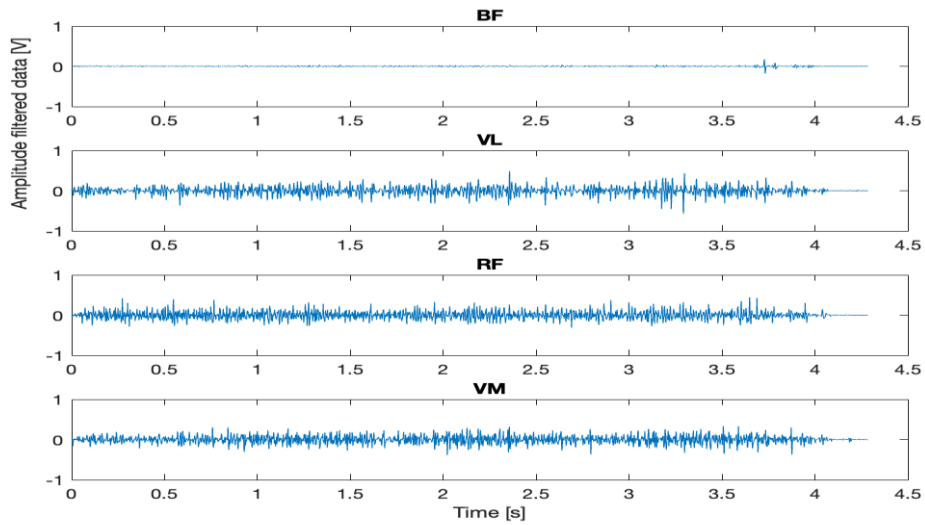
Denklem 1. x_i değeri EMG sinyalinin i ' ninci değerini ve N ilgili aralıktaki örneklem sayısını belirtmektedir.

Şekil 60'ta MATLAB programına akatırılan verilerin filtrelenmemiş hali gösterilmiştir.



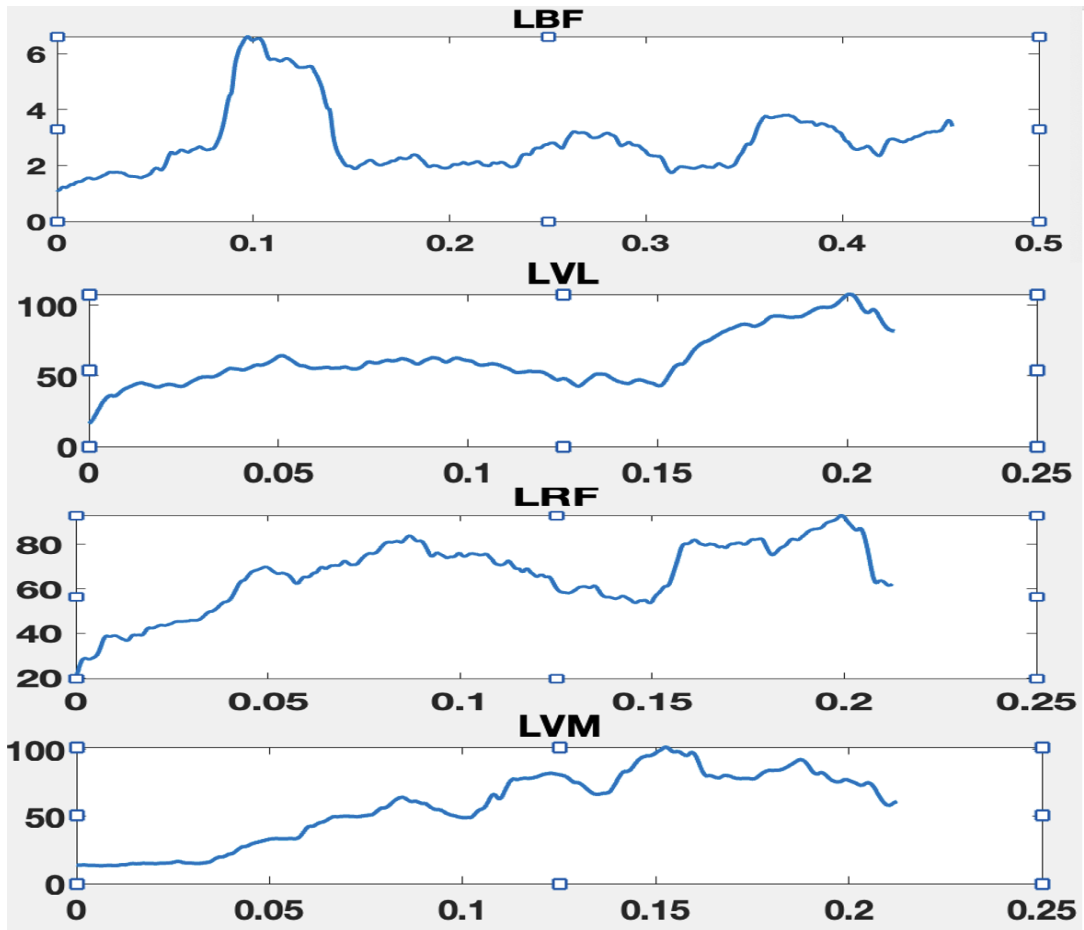
Şekil 59. Ham verilere örnek

Şekil 61'de MATLAB uygulamasında, 4. dereceden geçirgen filtre (butterworth) kullanılarak filtrelenen verilere ait bir örnek gösterilmiştir.



Şekil 60. 20-450 Hz frekans aralığında butterworth kullanılarak filtrelenen veriye örnek

MATLAB uygulamasında, her 10 verinin ortalaması alınarak bir veri haline getirilmiştir. Şekil 62'de kare ortalamalarının karekökü (KOK) alınan verilere ait bir örnek gösterilmiştir.



Şekil 62. Normalize edilmiş verilere bir örnek

5.10.3. Kuvvet verilerinin analizi

Sporcuların kuvvet verileri, Excel (Microsoft, USA) programı kullanılarak, maksimum değerler bulunmuştur. Daha sonra kuvvet platformu verilerinin egzersiz öncesi alınan darası elde edilen veriye eklenerek eksantrik ve konsantrik fazlardaki Newton değerleri elde edilmiştir.

5.10.4. İstatistik analiz

Tüm verilerin istatistiksel analizi, SPSS 24 (SPSS, Inc, Chicago, IL, USA) paket programı ile yapılmıştır. Hata payı ise tüm istatistiksel hesaplamalarda $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir.

Verilerin istatistiği yapılmadan önce 3 tekrarın ortalaması alınmıştır. Daha sonra verilerin normallik testleri Skewness Kurtosis ve Shapiro Wilk ile belirlenmiştir. Tüm veriler normal dağılım gösterdiği için parametrik testler seçilmiştir.

Farklı yükseklikten yapılan hamle adım egzersizleri arasındaki istatistiksel ilişkinin belirlenebilmesi için tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi (tekrarlayan ölçümlerde anova) yapılmıştır. Varyanslar arası anlamlı fark bulunduğunda, anlamlı farkın hangi ikili arasında olduğunu belirlemek amacıyla post hoc testi uygulanmıştır. Mauchly'nin küresellik testi

sonucunda $p>0.05$ ise, küresellik testi kabul edilmiş, $p<0.05$ ise Greenhouse-Geisser testi sonuçları kullanılmıştır. Kaslar arası, sağ-sol bacak, eksantrik ve konsantrik fazlar arası karşılaştırmaları bağımsız örneklem t-testi ile belirlenmiştir. Q açısı ile kas grupları arasındaki ilişkinin belirlenebilmesinde ise pearson korelasyon testi uygulanmıştır.

5.11. Sınırlılıklar

Bu çalışmada, kablolu EMG kullanıldığından ve laboratuvar imkanlarının kısıtlı olmasından dolayı kuvvet dinamometresi kullanılamamış ve relatif kuvvet hesaplanamamıştır.

Öne hamle adım egzersizi sırasında diz açıları, dijital stadiometre bulunmadığından takip edilememiştir.

Araştırmaya katılan sporcular, 18-25 yaş arası erkek sporcular ile sınırlandırılmıştır.

Katılımcılar sporda günlük kullandığı ayakkabı ile testlere katılmış ve tüm ayakkabılar standart varsayılmıştır.

Yer tepki kuvveti değerlendirmesi, dikey yer tepki kuvveti değerlendirmesiye sınırlandırılmıştır.

6. BULGULAR

Çalışma sonuçları, hipotez sırasıyla aşağıda verilmiştir.

Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri, yaş, antrenman yılı, alt bacak boyu, üst bacak boyu, sağ bacak Q açısı, sol bacak Q açısı, vücut yağ yüzdesi, vücut ağırlığı, beden kitle indeksi, değerleri Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri

	N	Min-Maks	Ort±SS
Yaş		18-25	21±2
Boy		167,0-190	178
Antrenman Yaşı (yıl)		3-17	9,9±4
Alt Bacak Boyu (cm)		38-46	42±3
Üst Bacak Boyu (cm)		43-54	47±3
Sağ Bacak Q açısı° Değerleri	23	9-24	14±4
Sol Bacak Q açısı° Değerleri		8-25	14±4
Vücut Yağ Yüzdesi (%)		3,6-18,2	9±4
Vücut Ağırlığı (kg)		56,2-88,6	70±9
BKİ (kg/m ²)		4,5-24,5	21±4

BKİ: Beden kütle indeksi, N: Katılımcı sayısı, Min-maks: Minimum–Maksimum, Ort±SS: Ortalama±Standart sapma

Katılımcıların öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK’e göre sağ-sol ekstremite karşılaştırılması, bağımlı örneklem t-testi ile yapılmıştır (Tablo 2). Bağımlı örneklem t-test sonuçlarına göre; 0 cm yükseklikte, RF kası, eksantrik ve konsantrik fazda, 10 cm yükseklikte BF kası, eksantrik fazda, yine 10 cm yükseklikte RF kası eksantrik ve konsantrik fazda, 20 cm yükseklikte eksantrik ve konsantrik fazda BF ve RF kaslarında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 2. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre sağ-sol ekstremitelere karşılaştırılması

	Eksantrik %				Konsantrik %			
	Ort±SS	t	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst	Ort±SS	t	P	%95 Güven Aralığı Alt-Üst
Sol Bacak 0 cm BF	10,00±6,11	0,90	0,19	7,36-12,64	10,52±4,89	1,46	0,08	8,40-12,63
Sağ Bacak 0 cm BF	8,80±4,2			6,97-10,63	8,67±4,36			6,78-10,55
Sol Bacak 0 cm VL	109,15±40,46	-0,25	0,40	91,65-126,64	140,96±59,77	0,40	0,35	115,11-166,80
Sağ Bacak 0 cm VL	112,21±58,12			87,07-137,34	141,92±72,76			110,45-173,38
Sol Bacak 0 cm RF	105,97±37,60	6,66	0.00*	89,71-122,22	146,99±61,99	10,06	0.00*	120,18-173,79
Sağ Bacak 0 cm RF	98,61±35,81			74,22-102,35	128,48±52,60			94,2-133,82
Sol Bacak 0 cm VM	113,13±156,56	1,72	0,05	88,67-137,58	149,08±90,66	-0,55	0,29	109,87-188,28
Sağ Bacak 0 cm VM	92,28±40,30			74,85-109,70	129,81±64,91			101,74-157,87
Sol Bacak 10 cm BF	10,07±5,53	2,17	0.02*	7,67-12,45	14,2±7,42	-0,85	0,20	10,99-12,63
Sağ Bacak 10 cm BF	12,51±6,53			9,68-15,33	11,63±6,60			8,77-14,47
Sol Bacak 10 cm VL	112,61±39,64	-0,08	0,47	95,46-129,74	144,93±152,58	-0,78	0,22	122,19-167,66
Sağ Bacak 10 cm VL	110,24±55,68			84,85-129,32	140,67±67,48			111,49-169,85
Sol Bacak 10 cm RF	107,54±35,22	8,58	0.00*	92,31-122,77	151,25±56,44	6,27	0.00*	126,84-175,65
Sağ Bacak 10 cm RF	96,92±33,08			81,93-109,76	126,25±56,38			106,54-148,41
Sol Bacak 10 cm VM	101,41±37,75	1,02	0,16	85,08-117,73	126,33±58,89	0,22	0,42	109,87-188,281
Sağ Bacak 10 cm VM	95,16±47			74,83-115,48	133±63,75			105,42-160,56
Sol Bacak 20 cm BF	12,79±7,54	-1,80	0.04*	9,53-16,05	20,59±9,28	2,22	0.02*	16,57-24,60
Sağ Bacak 20 cm BF	14,10±7,28			10,95-17,25	15,33±9,06			11,41-19,25
Sol Bacak 20 cm VL	111,4±44,28	0,21	0,42	92,25-130,54	169,04±59,03	0,58	0,28	143,51-194,56
Sağ Bacak 20 cm VL	119,76±60,17			93,74-145,77	161,40±80,07			126,77-196,03
Sol Bacak 20 cm RF	116,06±42,50	6,80	0.00*	97,68-134,44	175,40±61,26	9,82	0.00*	148,90-201,88
Sağ Bacak 20 cm RF	105,08±38,84			89,0-123,16	138,27±58,82			115,32-155,54
Sol Bacak 20 cm VM	102,77±41,95	0,61	0,27	120,85-181,66	151,26±70,31	0,08	0,47	120,85-181,66
Sağ Bacak 20 cm VM	100,39±46,36			80,33-120,43	149,90±89,16			111,34-188,46

BF: Biceps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis, Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, Eks: Eksantrik, Kon: Konsantrik *: p<0,05.

Katılımcıların öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e eksantrik-konsantrik faz karşılaştırılması bağımlı örneklem t-testi ile yapılmıştır (Tablo 3). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre eksantrik fazdaki yüzde MİK değerleri, sol bacakta BF dışındaki tüm kaslarda anlamlı fark bulunmuştur($p<0,05$). Sağ bacakta ise, VL ile VM arasında konsantrik kasılma değerleri daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 3. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik-konsantrik faz karşılaştırılması

	Sol Bacak %				Sağ Bacak %			
	Ort±SS	t	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst	Ort±SS	t	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst
BF 0 cm eks	10,00±6,11			7,36-12,64	8,80±4,22			6,97-10,63
BF 0 cm kon	10,52±4,89	-0,41	0,34	8,40-12,63	8,67±4,36	0,10	0,46	6,78-10,55
VL 0 cm eks	109,15±40,46			91,65-126,64	112,21±58,12			87,07-137,34
VL 0 cm kon	140,96±59,77	-3,98	0,00	115,11-166,80	141,92±72,76	-3,72	0,00	110,45-173,38
RF 0 cm eks	105,97±37,60			89,71-122,22	98,61±35,81			74,22-102,35
RF 0 cm kon	146,99±61,99	-4,56	0,00	120,18-173,79	128,48±52,60	0,48	0,32	94,26-133,82
VM 0 cm eks	113,13±56,56			88,67-137,58	92,28±40,30			74,85-109,70
VM 0 cm kon	149,08±90,66	-3,88	0,00	109,87-188,28	129,81±64,91	-4,49	0,00	101,74-157,87
BF 10 cm eks	10,07±5,53			7,67-12,45	12,51±6,53			9,68-15,33
BF 10 cm kon	14,2±7,42	-2,51	0,01	10,99-17,40	11,63±6,60	0,52	0,30	8,77-14,47
VL 10 cm eks	112,61±39,64			95,46-129,74	110,24±55,68			84,85-129,32
VL 10 cm kon	144,93±52,58	-5,13	0,00	122,19-167,66	140,67±67,48	-4,64	0,00	111,49-169,85
RF 10 cm eks	107,54±35,22			92,31-122,77	96,92±33,08			81,93-109,76
RF 10 cm kon	151,25±56,44	-6,55	0,00	126,84-175,65	126,25±56,38	0,13	0,45	106,54-148,41
VM 10 cm eks	101,41±37,75			85,08-117,73	95,156±47			74,83-115,4
VM 10 cm kon	126,33±58,89	-3,95	0,00	85,08-117,73	133±63,75	-6,21	0,00	105,42-160,56
BF 20 cm eks	12,79±7,54			9,53-16,05	14,10±7,28			10,95-17,25
BF 20 cm kon	20,59±9,28	-3,40	0,00	16,57-24,60	15,334±9,06	-0,56	0,29	11,41-19,25
VL 20 cm eks	111,4±44,28			92,25-130,54	119,76±60,17			93,74-145,77
VL 20 cm kon	169,04±59,03	-8,53	0,00	143,51-194,56	161,40±80,07	-4,41	0,00	126,77-196,03
RF 20 cm eks	116,06±42,50			97,68-134,44	105,08±38,84			89,00-123,16
RF 20 cm kon	175,40±61,26	-8,96	0,00	148,90-201,88	138,27±58,82	-0,51	0,48	115,32-155,54
VM 20 cm eks	102,77±41,95			120,85-181,66	100,39±46,36			80,33-120,43
VM 20 cm kon	151,26±70,31	-5,23	0,00	120,85-181,66	149,90±89,16	-4,55	0,00	111,34-188,46

BF: Biceps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis, Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, Eks: Eksantrik, Kon: Konsantrik, *: $p<0,05$.

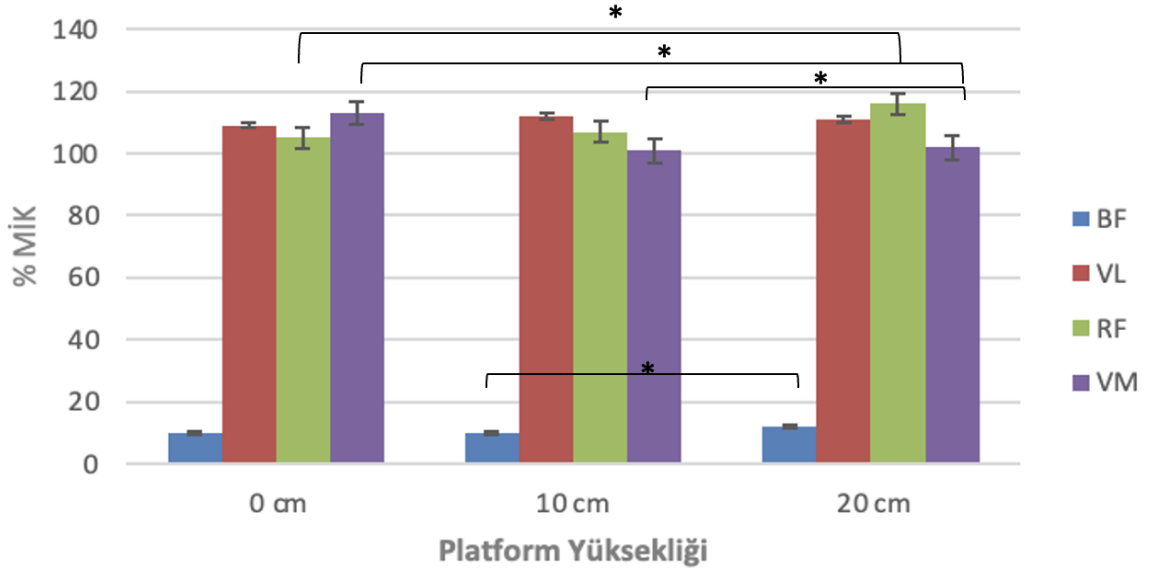
Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik faz platform yüksekliği (0-10-20cm) karşılaştırılması tablo 4'te verilmiştir. Yapılan ANOVA test sonuçlarına göre, sol bacak; BF, RF ve VM kaslarında, sağ bacak; BF, RF kaslarında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik faz platform yüksekliği karşılaştırılması

Sol Bacak	Ort±SS	f	p	%95 Güven Arahğı Alt- Üst	Sağ Bacak	Ort±SS	f	p	%95 Güven Arahğı Alt- Üst
BF 0 cm	10,00±6,11			7,36-12,64	BF 0 cm	8,80±42,23			6,97-10,63
BF 10 cm	10,07±5,53	5,46	0,01*	7,67-12,45	BF 10 cm	12,51±65,35	11,36	0,00**	9,68-15,33
BF 20 cm	12,79±7,54			9,53-16,05	BF 20 cm	14,10±72,81			10,95-17,25
VL 0 cm	109,15±40,46			91,65-126,64	VL 0 cm	112,21±58,12			87,07-137,34
VL 10 cm	112,60±39,64	0,39	0,66	95,46-129,74	VL 10 cm	110,24±55,68	1,45	0,25	84,85-129,328
VL 20 cm	111,4±44,28			92,25-130,54	VL 20 cm	119,76±60,17			93,74-145,77
RF 0 cm	105,97±37,60			89,71-122,22	RF 0 cm	98,61±35,81			74,22-102,35
RF 10 cm	107,54±35,22	3,50	0,04*	92,31-122,77	RF 10 cm	96,92±33,08	5,33	0,01*	81,93-109,76
RF 20 cm	116,06±42,50			97,68-134,44	RF 20 cm	105,08±38,84			89,00-123,16
VM 0 cm	113,13±56,56			88,67-137,58	VM 0 cm	92,28±40,30			74,85-109,70
VM 10 cm	101,41±37,75	3,50	0,04*	85,08-137,58	VM 10 cm	95,15±47	0,89	0,40	74,83-115,48
VM 20 cm	102,77±41,95			120,85- 181,66	VM 20 cm	100,39±46,36			80,33-120,43

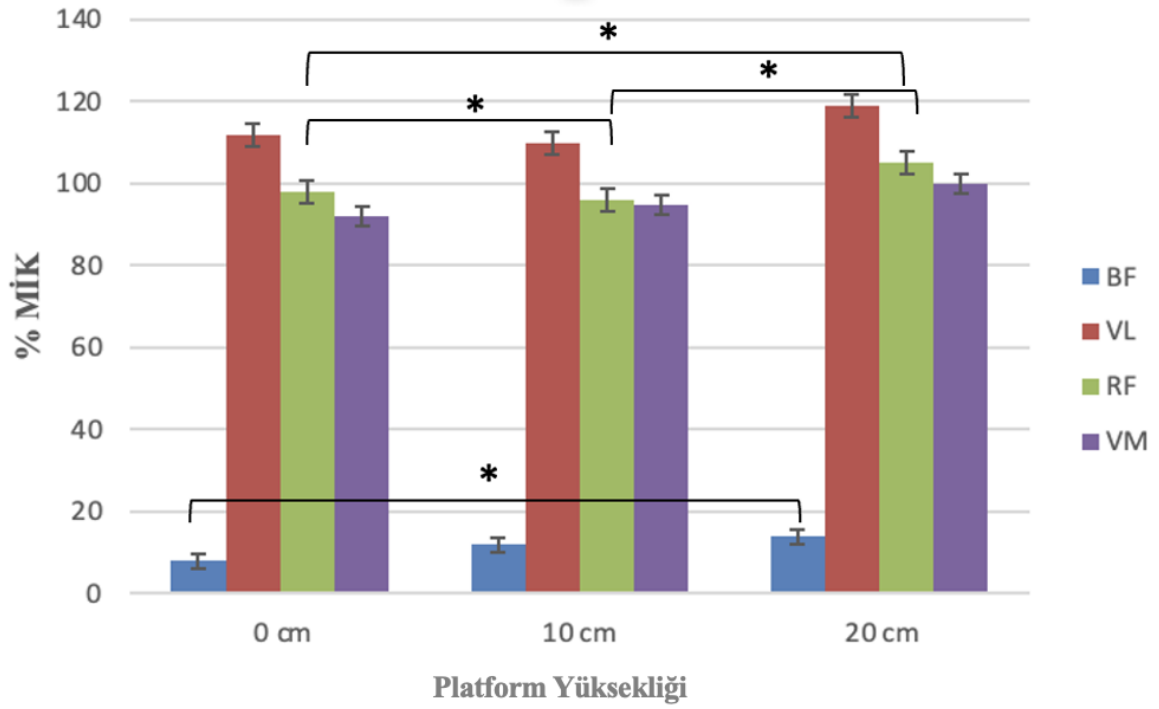
BF: Biseps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis, Ort±SS: Ortalama±Standart sapma * : $p<0,05$.

Sol bacak eksantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması sırasında, anlamlı farkın hangi yükseklikler arasında olduğunu belirlemek üzere bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır (Şekil 64). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre; BF kasının 10 cm ve 20 cm, RF kasının 0 cm-20 cm ve VM kasının 0 cm-20 cm, 10cm-20 cm yükseklik değerlerinde anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).



Şekil 63. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak eksantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni Test sonuçları *: $p < 0,05$

Sağ bacak eksantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması sırasında, anlamlı farkın hangi yükseklikler arasında olduğunu belirlemek üzere bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır (Şekil 65). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre BF kasının 0 cm-20 cm ve RF kasının 0 cm-10 cm, 0cm-20cm ve 10 cm-20 cm yükseklik değerlerinde anlamlı fark görülmüştür ($p < 0,05$).



Şekil 64. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sağ bacak eksantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni test sonuçları *: ($p < 0,05$).

Tablo 5'te öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre konsantrik faz platform yüksekliği karşılaştırılması verilmiştir. Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testine göre, sol bacak konsantrik faz; BF, VL, RF kaslarında ve sağ bacak; BF, VL, RF ve VM kaslarında 3 farklı yükseklik arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$).

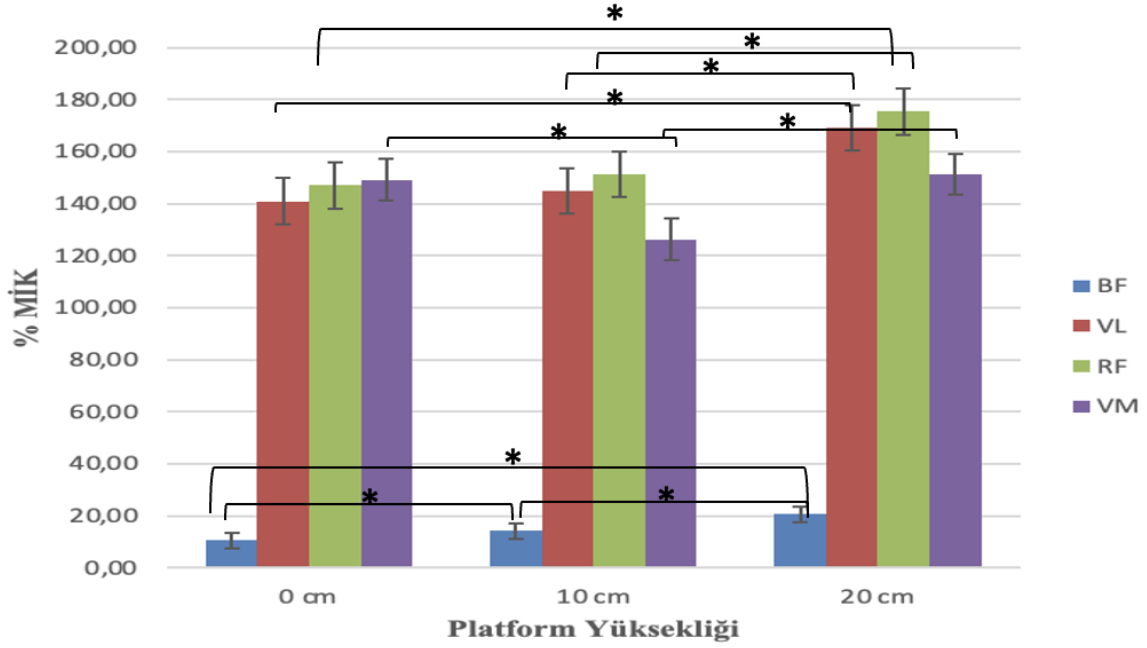
Tablo 5. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre konsantrik faz platform yüksekliği karşılaştırılması

Sol Bacak	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst	Sağ Bacak	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst
BF 0 cm	10,52±4,89			8,40-12,63	BF 0 cm	8,67±4,36			6,78-10,55
BF 10 cm	14,2±7,42	29,60	0,00**	10,99-17,40	BF 10 cm	11,63±6,60	12,80	0,00**	8,77-14,47
BF 20 cm	20,59±9,28			16,57-24,60	BF 20 cm	15,33±9,06			11,41-19,25
VL 0 cm	140,96±59,77			115,11-166,80	VL 0 cm	141,92±72,76			110,45-173,38
VL 10 cm	144,93±52,58	15,67	0,00**	122,19-167,66	VL 10 cm	140,67±67,48	4,92	0,01**	111,49-169,85
VL 20 cm	169,04±59,03			143,51-194,56	VL 20 cm	161,40±80,07			126,77-196,03
RF 0 cm	146,99±61,99			120,18-173,79	RF 0 cm	128,48±52,60			94,26-133,82
RF 10 cm	151,25±56,44	15,21	0,00**	126,84-175,65	RF 10 cm	126,25±56,38	6,51	0,00**	106,54-148,41
RF 20 cm	175,40±61,26			148,90-201,88	RF 20 cm	138,27±58,82			115,32-155,54
VM 0 cm	149,08±90,66			109,87-188,28	VM 0 cm	129,81±64,91			101,74-157,87
VM 10 cm	126,33±58,89	3,03	0,08	85,08-117,73	VM 10 cm	133±63,75	4,18	0,03*	105,42-160,56
VM 20 cm	151,26±70,31			120,85-181,66	VM 20 cm	149,90±89,16			111,34-188,46

BF: Biceps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis, Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, *:

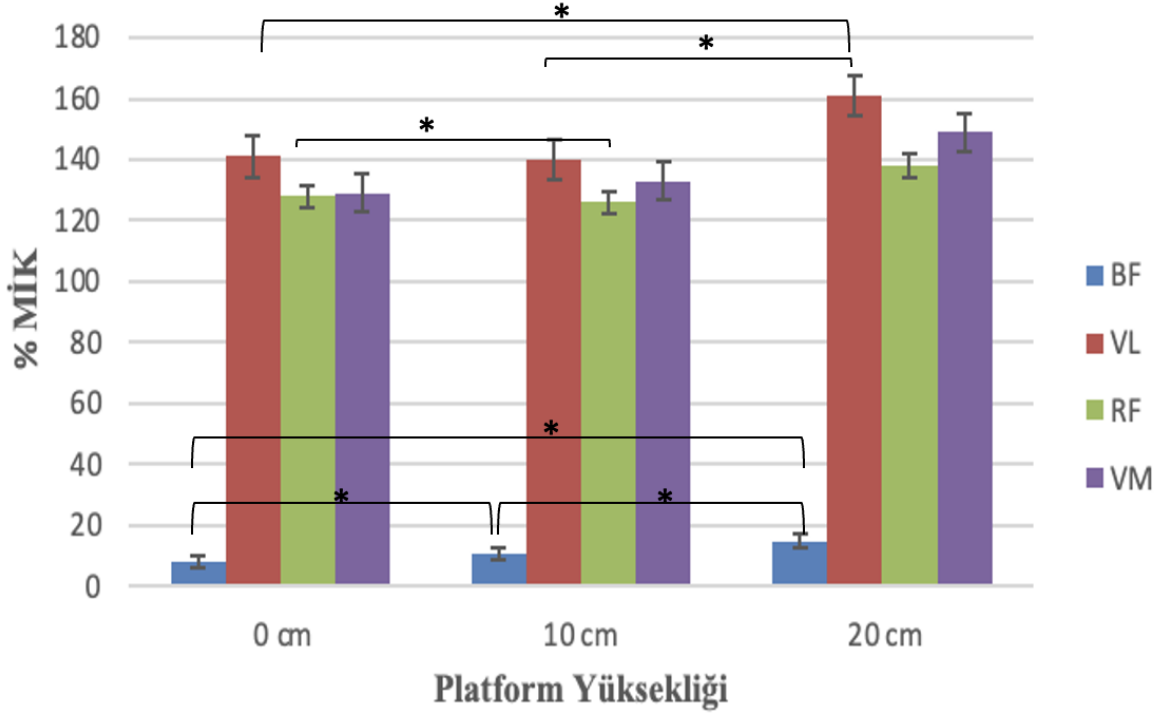
$p < 0,05$.

Sol bacak konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması sırasında anlamlı farkın hangi yükseklikler arasında olduğunu belirlemek üzere bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır (Şekil 66). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre, BF kasının 0 cm–10 cm, 0 cm–20 cm ve 10 cm-20 cm, VL kasının 0 cm-20 cm, 10 cm-20 cm, RF kasının 0 cm-20 cm, 10 cm-20 cm, VM kasının 0cm-20 cm ve 10 cm-20 cm yükseklik değerlerinde anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).



Şekil 65. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni test sonuçları *: $p<0,05$.

Sağ bacak konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması sırasında anlamlı farkın hangi yükseklikler arasında olduğunu belirlemek üzere bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır (Şekil 67). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre BF kasının 0 cm-10 cm, 0 cm-20 cm, 10 cm-20 cm, VL kasının 0 cm-20 cm,10 cm-20 cm ve RF kasının 0 cm-10 cm, yüksekli değerlerinde anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).



Şekil 66. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sağ bacak konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre karşılaştırması Bonferroni test sonuçları ($p<0,05$).

Tablo 6’da öne hamle adım egzersizinde MİK'e göre kas aktivasyonunun platform yüksekliğine göre yüzde değişimi verilmiştir. Konsantrik Faz: Bu fazda kas aktivasyonları genel olarak platform yüksekliği arttıkça artış göstermiştir. En belirgin artış, BF kasında 0 cm'den 20 cm'ye geçişte %96,10 oranında sol bacakta, %76,78 oranında ise sağ bacakta gözlemlenmiştir.

Eksantrik Faz: Eksantrik fazda da benzer şekilde artışlar gözlemlenmiş, ancak bazı kas gruplarında (VL, RF) hafif azalmalar da kaydedilmiştir. En yüksek artış, BF kasında 0 cm'den 20 cm'ye geçişte %60,23 oranında sağ bacakta, %27,90 oranında ise sol bacakta görülmüştür.

Tablo 6. Öne hamle adım egzersizinde MİK'e göre kas aktivasyonunun platform yüksekliğine göre değişim oranı

	Platform yüksekliği	Konsantrik faz %		Eksantrik faz %	
		Sol bacak	Sağ bacak	Sol bacak	Sağ bacak
BF	0 cm-10 cm	35,02	34,07	0,7	42,2
	10 cm-20 cm	44,96	31,81	27,00	12,7
	0 cm-20 cm	96,10	76,78	27,90	60,23
VL	0 cm-10 cm	2,82	-0,88	3,20	-1,8
	10 cm-20 cm	16,59	14,71	-1,1	8,6
	0 cm-20 cm	19,79	13,78	1,61	7,1
RF	0 cm-10 cm	2,90	-1,73	1,50	-1,7
	10 cm-20 cm	15,98	9,53	7,90	8,4
	0 cm-20 cm	19,13	7,29	9,78	6,47
VM	0 cm-10 cm	-15,26	2,45	-10,4	3,1
	10 cm-20 cm	19,72	12,67	1,30	5,5
	0 cm-20 cm	1,35	15,22	-9,61	8,62

BF: Biceps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis.

Tablo 7’de öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen MİK'e göre yüzde kas aktivasyonu değerlerinin VL/VM oranı karşılaştırması verilmiştir. Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA sonuçlarına göre yükseklikler arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p<0,05$).

Tablo 7. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen MİK'e göre yüzde kas aktivasyonu değerlerinin VL/VM oranı karşılaştırması

	Sol Bacak				Sağ Bacak			
	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı (Alt-Üst)	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı (Alt-Üst)
0 cm Eksantrik Faz	1,06±0,33			0,90-1,20	1,24±0,39			1,06-1,40
10 cm Eksantrik Faz	1,14±0,28	1,26	0,29	1,01-1,26	1,24±0,48	0,02	0,98	1,02-1,44
20 cm Eksantrik Faz	1,11±0,23			1,00-1,20	1,25±0,40			1,07-1,42
0 cm Konsantrik Faz	1,12±0,72			0,81-1,43	1,11±0,29			0,98-1,23
10 cm Konsantrik Faz	1,21±0,37	0,15	0,73	1,04-1,36	1,08±0,28	1,66	0,20	0,95-1,20
20 cm Konsantrik Faz	1,17±0,30			1,04-1,30	1,17±0,34			1,01-1,31

Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, *: $p<0,05$.

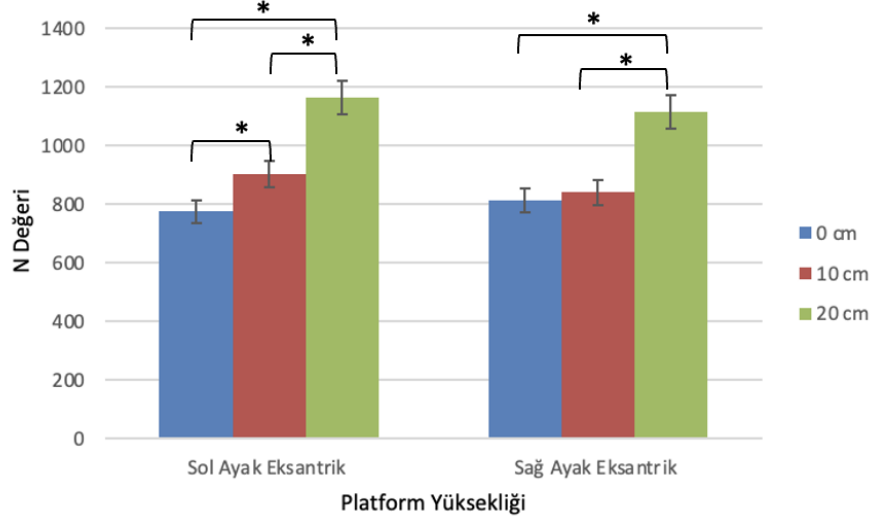
Tablo 8’de öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin farklı yükseklikler arasındaki değerlerinin karşılaştırıldığı ANOVA test sonuçları verilmiştir. Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA sonuçlarına göre, sırasıyla 10 cm N değeri 0 cm’den, 20 cm N değeri 10 cm’den yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 8. Öne hamle adım egzersizi sırasında farklı yüksekliklerin yer tepki kuvvetleri üzerindeki etkisinin karşılaştırılması

	Sol Bacak Eksantrik				Sağ Bacak Eksantrik			
	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı (Alt-Üst)	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı (Alt-Üst)
0 cm N	775,70±22			680,12-871-26	811,96±305,44			679,87-944,04
10 cm N	903,23±260,70	28,84	0,00	790,48-1015,97	839,86±275,74	18,17	0,00	720,61-959,09
20 cm N	1164,13±375,19			1001,88-1326,37	1115,10±295,33			987,39-1242,81
	Sol Bacak Konsantrik				Sağ Bacak Konsantrik			
0 cm N	614,28±144,99			551,57-676,97	623,48±157,02			555,580-691,37
10 cm N	703,93±162,59	91,23	0,00	633,61-774,23	679,83±192,97	25,77	0,00	596,38-763,27
20 cm N	777,35±155,21			710,22-844,46	760,51±166,32			688,58-832,43

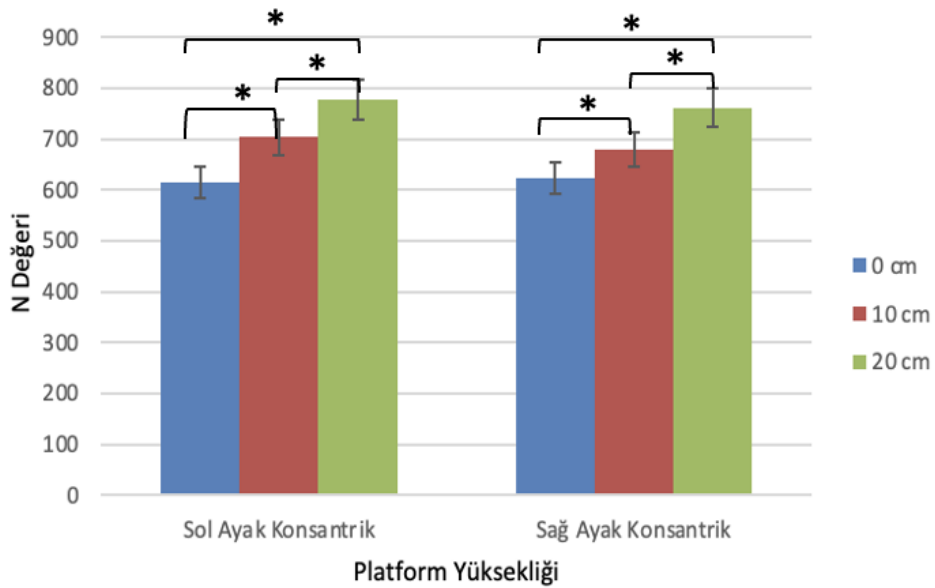
N: Newton, Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, *: $p<0,05$.

Öne hamle adım egzersizi eksantrik faz yer tepki kuvvetleri değerlerinde anlamlı farkın hangi yükseklikler arasında olduğunu belirlemek üzere bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır (Şekil 68). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre sol bacak eksantrik fazda 0cm, 10cm ve 20 cm; sağ bacak eksantrik fazda 0 cm-20 cm ile 10 cm-20 cm arasında anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).



Şekil 67. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen eksantrik faz yer tepki kuvvetleri karşılaştırması Bonferroni test sonuçları *: $p<0,05$.

Öne hamle adım egzersizi konsantrik faz dikey yer tepki kuvveti değerlerinde anlamlı farkın hangi yükseklikler arasında olduğunu belirlemek üzere bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır (Şekil 69). Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre sol bacak konsantrik fazda; 0 cm-10 cm, 0 cm-20 cm ve 10 cm-20 cm, sağ bacak konsantrik fazda ise; 0 cm-10 cm, 0 cm-20 cm ve 10 cm-20 cm arasında anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).



Şekil 68. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen konsantrik faz yer tepki kuvvetleri karşılaştırması Bonferroni test sonuçları *: $p<0,05$.

Tablo 9’da Dikey yer tepki kuvvetleri yüksekliğe bağlı değişim oranı verilmiştir. Eksantrik faz değerleri; Sol bacak dikey yer tepki kuvvetleri, 0 cm-10 cm arası %16,42 oranında, 0 cm-20 cm arası %50,21 ve 10 cm-20 cm arası %28,89 oranında artmıştır. Sağ bacak dikey yer tepki kuvvetleri; 0 cm-10 cm arası %3,43 oranında, 0 cm-20 cm arası %37,37 ve 10 cm-20 cm arası %32,79 oranında artmıştır.

Konsantrik faz değerleri ise; Sol bacak dikey yer tepki kuvvetleri, 0 cm-10 cm arası %14,57 oranında, 0 cm-20 cm arası %26,57 ve 10 cm-20 cm arası %10,42 oranında artmıştır. Sağ bacak dikey yer tepki kuvvetleri; 0 cm-10 cm arası %9,03 oranında, 0 cm-20 cm arası %21,99 ve 10 cm-20 cm arası %11,86 oranında artmıştır.

Tablo 9. Dikey yer tepki kuvvetleri yüksekliğe bağlı değişim oranı

		Eksantrik faz (%)				Konsantrik faz (%)			
		Değişim				Değişim			
	Platform yüksekliği	oranı (%)	0 cm (N)	10 cm (N)	20 cm (N)	oranı (%)	0 cm (N)	10 cm (N)	20 cm (N)
Sol Bacak	0 cm-10 cm	16,42				14,54			
	0 cm-20 cm	50,21	775,7	903,2	1164,1	26,69	614,28	703,9	777,3
	10 cm-20 cm	28,89				10,73			
Sağ Bacak	0 cm-10 cm	3,43				9,03			
	0 cm-20 cm	37,16	811,9	839,8	1115,1	22,04	623,48	679,83	760,51
	10 cm-20 cm	32,71				11,94			

N: Newton %: Yüzde değişim değeri

Tablo 10’da öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin sağ ve sol bacak arasındaki değerlerinin karşılaştırılması verilmiştir. Yapılan bağımlı örneklem t-test sonuçlarına göre sağ bacak ile sol bacak arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p<0,05$).

Tablo 10. Öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin sağ ve sol bacak arasındaki değerlerinin karşılaştırılması

	Eksantrik				Konsantrik			
	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı Alt-Üst
0 cm sağ bacak N	811,95±305,44	0,66	0,51	679,87-944,04	623,48±157,02	0,62	0,54	555,58-691,37
0 cm sol bacak N	775,70±221			680,12-871,26	614,28±144,99			551,57-676,97
10 cm sağ bacak N	839,85±275,4	-,21	0,24	720,61-959,09	679,83±192,97	-1,81	0,08	596,38-763,27
10 cm sol bacak N	903,23±260,73			790,48-1015,97	703,93±162,59			633,61-774,23
20 cm sağ bacak N	1115,10±295,33	-,58	0,57	987,39-1242,81	760,51±166,32	-1,40	0,17	688,584-832,431
20 cm sol bacak N	1164,13±375,19			1001,8-1326,37	777,35±155,21			710,22-844,46

Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, N: Newton*; $p<0,05$.

Tablo 11’de Öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin eksantrik ve konsantrik faz arasındaki karşılaştırması verilmiştir. Yapılan bağımlı örneklem t-test sonuçlarına göre tüm yüksekliklerde fazlar arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Tüm yükseklik değerlerinde eksantrik faz N değerleri konsantrik faza göre yüksek bulunmuştur.

Tablo 11. Öne hamle adım egzersizi sırasında yer tepki kuvvetlerinin eksantrik ve konsantrik faz değerlerinin karşılaştırılması

	Sol Bacak				Sağ Bacak			
	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı (Alt-Üst)	Ort±SS	f	p	%95 Güven Aralığı (Alt-Üst)
0cm eksantrik N	775,70±221	3,80	0,00*	680,12-871,26	811,96±305,44	3,24	0,00*	679,87-944,04
0cm konsantrik N	614,28±144,99			551,57-676,97	623,48±157,02			555,58-691,37
10cm eksantrik N	903,23±260,73	3,70	0,00*	790,48-1015,97	839,86±275,74	3,33	0,00*	720,61-959,09
10cm konsantrik N	703,93±162,59			633,61-774,23	679,83±192,97			596,38-763,271
20cm eksantrik N	1164,13±375,12	4,70	0,00*	1001,88-1326,37	1115,10±295,33	8,14	0,00*	987,39-1242,81
20cm konsantrik N	777,35±155,21			710,22-844,46	760,51±166,32			688,584-832,43

Ort±SS: Ortalama±Standart sapma, N: Newton*; $p<0,05$.

Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak MİK'e göre kasılma yüzdesi, VA, BKİ, Q açısı ve N değerleri arasındaki ilişki tablo 12'de verilmiştir. Yapılan pearson korelasyon testine göre konsantrik faz 0 cm yükseklikte, BF kası ile vücut ağırlığı ve BKİ arasında, eksantrik fazda 10 cm yükseklikte BF kası ile BKİ değerleri arasında anlamlı korelasyon bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 12. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak MİK'e göre kas aktivasyon yüzdesi, Vücut ağırlığı, BKİ, Q açısı ve N değerleri arasındaki ilişki

		Eksantrik 0 cm %MİK				Konsantrik 0 cm %MİK			
		BF	VL	RF	VM	BF	VL	RF	VM
Vücut Ağırlığı (kg)	r	-0,36	0,01	-0,06	0,08	-,426*	0,03	-0,05	0,07
	p	0,09	0,96	0,8	0,73	0,04	0,89	0,83	0,74
BKİ (kg/m ²)	r	-0,37	0,17	0,2	0,14	-,424*	0,09	0,18	0,15
	p	0,08	0,44	0,37	0,52	0,04	0,69	0,41	0,5
Sol Bacak Q Açısı	r	-0,11	0,25	0,05	-0,19	-0,02	0,12	0,1	-0,17
	p	0,61	0,24	0,8	0,39	0,92	0,57	0,64	0,44
Sol Bacak Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	r	-0,04	-0,02	-0,06	0,05	-0,3	-0,02	-0,01	-0,19
	p	0,84	0,92	0,78	0,81	0,17	0,91	0,97	0,38
		Eksantrik 10 cm %MİK				Konsantrik 10 cm %MİK			
		BF	VL	RF	VM	BF	VL	RF	VM
Vücut Ağırlığı (kg)	r	-0,36	0,03	-0,01	0	-0,08	0,08	0,02	-0,02
	p	0,09	0,9	0,97	0,99	0,71	0,72	0,92	0,94
BKİ (kg/m ²)	r	-,479*	0,03	0,2	0,05	-0,34	-0,06	0,11	0,08
	p	0,02	0,88	0,37	0,82	0,11	0,8	0,62	0,72
Sol Bacak Q Açısı	r	-0,04	0,1	-0,1	0,02	-0,21	0,05	0	0
	p	0,85	0,64	0,66	0,93	0,34	0,82	0,98	0,99
Sol Bacak Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	r	0,06	-0,07	-0,1	0,04	0	0,24	0,24	0,22
	p	0,79	0,76	0,66	0,85	0,99	0,28	0,26	0,31
		Eksantrik 20 cm %MİK				Konsantrik 20 cm %MİK			
		BF	VL	RF	VM	BF	VL	RF	VM
Vücut Ağırlığı (kg)	r	-0,35	-0,01	0,03	-0,02	-0,31	-0,11	-0,17	-0,22
	p	0,1	0,98	0,88	0,92	0,15	0,61	0,44	0,32
BKİ (kg/m ²)	r	-0,23	0,13	0,27	0,12	-0,27	0,05	0,08	0,03
	p	0,29	0,56	0,21	0,58	0,21	0,83	0,71	0,88
Sol Bacak Q Açısı	r	-0,07	0,16	0,13	-0,04	-0,12	0,01	-0,01	-0,16
	p	0,74	0,46	0,56	0,84	0,58	0,98	0,96	0,47
Sol Bacak Dikey Yer Tepki Kuvveti (N)	r	-0,17	-0,14	-0,17	-0,13	-0,34	0,12	0,1	-0,02
	p	0,44	0,53	0,43	0,54	0,12	0,58	0,64	0,93

BF: Biceps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis, BKİ: Beden kitle indeksi, kg: kilogram, N: Newton, %MİK: Mike göre yüzde kasılma değerleri q açısı: kuadriseps açısı

Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sol bacak MİK'e göre kas aktivasyon yüzdesi, VA, BKİ, Q açısı ve N değerleri arasındaki ilişki tablo 13'de verilmiştir. Yapılan pearson korelasyon testine göre 10 cm yükseklikte eksantrik fazda VM kası ile BKİ değerleri arasında, 20 cm yükseklikte konsantrik fazda BF kası ile yer tepki kuvveti değerleri arasında anlamlı korelasyon görülmüştür (p<0,05).

Tablo 13. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen sağ bacak MİK'e göre kas aktivasyon yüzdesi, VA, BKİ, Q açısı ve N değerleri arasındaki ilişki

		Eksantrik 0 cm %MİK				Konsantrik 0 cm %MİK			
		BF	VL	RF	VM	BF	VL	RF	VM
Vücut	r	-0,19	-0,26	-0,39	-0,24	-0,31	-0,13	-0,03	-0,26
Ağırlığı (kg)	p	0,38	0,22	0,06	0,27	0,15	0,55	0,89	0,23
BKİ (kg/m ²)	r	-0,13	-0,09	-0,21	-0,16	-0,34	0,02	0,15	-0,23
	p	0,54	0,67	0,34	0,46	0,11	0,92	0,49	0,28
Sağ Bacak	r	-0,16	0,04	-0,27	-0,17	0,13	0,04	0,00	-0,11
Q Açısı	p	0,46	0,87	0,22	0,43	0,56	0,85	0,98	0,63
Sağ Bacak	r	0,07	-0,18	-0,12	-0,17	-0,30	-0,02	-0,01	-0,19
Dikey Yer									
Tepki	p	0,75	0,40	0,60	0,44	0,17	0,91	0,97	0,38
Kuvveti (N)									
		Eksantrik 10 cm %MİK				Konsantrik 10 cm %MİK			
		BF	VL	RF	VM	BF	VL	RF	VM
Vücut	r	-0,37	-0,28	-0,30	-0,16	-0,01	-0,11	-0,01	-0,22
Ağırlığı (kg)	p	0,08	0,20	0,17	0,46	0,97	0,63	0,95	0,32
BKİ (kg/m ²)	r	-0,22	-0,22	-0,35	-,458*	-0,29	-0,07	-0,08	-0,32
	p	0,32	0,31	0,10	0,03	0,18	0,75	0,73	0,14
Sağ Bacak	r	-0,18	0,02	-0,25	-0,27	0,08	-0,07	-0,11	-0,16
Q Açısı	p	0,40	0,92	0,26	0,22	0,70	0,76	0,62	0,47
Sağ Bacak	r	-0,17	0,18	-0,03	0,38	-0,29	0,11	0,03	-0,05
Dikey Yer									
Tepki	p	0,43	0,42	0,90	0,08	0,18	0,61	0,87	0,82
Kuvveti (N)									
		Eksantrik 20 cm %MİK				Konsantrik 20 cm %MİK			
		BF	VL	RF	VM	BF	VL	RF	VM
Vücut	r	-0,31	-0,36	-0,32	-0,22	-0,10	-0,29	-0,24	-0,34
Ağırlığı (kg)	p	0,16	0,09	0,13	0,31	0,65	0,17	0,27	0,11
BKİ (kg/m ²)	r	-0,33	-0,08	-0,09	-0,34	-0,26	-0,06	-0,10	-0,22
	p	0,12	0,71	0,68	0,11	0,23	0,80	0,65	0,32
Sağ Bacak	r	-0,24	0,02	-0,26	-0,27	0,21	-0,09	-0,28	-0,20
Q Açısı	p	0,26	0,93	0,23	0,22	0,34	0,70	0,20	0,35
Sağ Bacak	r	0,16	0,07	-0,28	0,23	-,468*	0,02	-0,24	-0,12
Dikey Yer									
Tepki	p	0,46	0,76	0,19	0,30	0,02	0,94	0,26	0,59
Kuvveti (N)									

BF: Biceps Femoris, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, VM: Vastus Medialis, BKİ: Beden kitle indeksi, kg: kilogram, N: Newton, %MİK: Mike göre yüzde kasılma değerleri

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmanın amacı, öne düşerek uygulanan hamle adım egzersizinin 0cm, 10cm, 20cm yüksekliklerdeki kas aktivasyonlarının ve dikey yer tepki kuvvetlerinin incelenerek karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada, öne hamle adım egzersizi eksantrik ve konsantrik faz olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Kas aktivasyonu oranları; sağ ve sol bacak, eksantrik ve konsantrik faz, 0cm-10cm-20cm yüksekliklerde değerlendirilmiş ve karşılaştırmalar yapılmıştır. Ayrıca, dikey yer tepki kuvvetleri incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Verilerin arasındaki ilişkinin belirlenebilmesi amacıyla; MİK'e göre kas aktivasyon oranı, vücut ağırlığı, beden kitle indeksi, q açısı ve dikey yer tepki kuvvetleri arasındaki ilişkiler incelenmiştir.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda araştırmanın hipotezlerinden 'kasların eksantrik ve konsantrik fazlar arasındaki kas aktivasyonları eşittir' ve 'eksantrik fazda daha yüksektir' hipotezi doğrulanmamıştır. Eksantrik konsantrik faz karşılaştırmasında genel anlamda konsantrik fazdaki kas aktivasyonu daha yüksek bulunmuştur.

Çalışmanın hipotezlerinden, 'farklı yüksekliklerde uygulanan öne hamle adım egzersizleri sırasında kas aktivasyonları eşittir' hipotezi reddedilmiş ve 'öne hamle adım egzersizleri sırasında yükseklik arttıkça kas aktivasyonları artar' hipotezi kısmen doğrulanmıştır. Bu da 20 cm yükseklikteki öne hamle adım egzersizinde görülmüştür.

'Öne hamle adım egzersizleri sırasında yükseklik arttıkça VL/VM oranı değişkenlik göstermez' hipotezi doğrulanmıştır. Yükseklik arttıkça VL/VM oranında değişim görülmemiştir.

Hipotezlerden 'öne hamle adım egzersizleri sırasında yükseklik arttıkça yer tepki kuvvetleri artar' hipotezi doğrulanmıştır. Yükseklik arttıkça yer tepki kuvvetleri doğrusal bir şekilde artış göstermiştir.

H_0 hipotezinin büyük oranda doğrulandığı ve H_1 hipotezinin reddedildiği görülmüştür.

Yüzde MİK ve VA, BKİ, Q açısı ilişkisi değerlendirildiğinde, sol ayak BF ile BKİ ve BF ile VA; sağ ayakta ise, VM ile BKİ, BF ile dikey yer tepki kuvveti dışında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

7.1. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen MİK'e göre yüzde kas aktivasyonu değerlerinin sağ-sol ekstremite karşılaştırması

Öne hamle adım eksantrik faz 0 cm, 10 cm ve 20 cm platform yüksekliğinde RF ve BF kasında anlamlı fark bulunmuştur. Sol bacak RF kası sağ bacak RF kası aktivasyon değerinden yüksek iken, sol bacak BF kası aktivasyonu sağ bacak BF kasına göre yüksek bulunmuştur. Bu durumda, eksantrik fazda ve sağ bacakta alt ekstremite yük dağılımının RF kasında arttığı görülmüştür.

Sol bacak eksantrik fazda ise, BF kası aktivasyonu sağ bacak BF kası aktivasyonundan daha yüksek bulunmuştur.

Konsantrik fazda ise tüm yüksekliklerde RF kasında sol bacak kası aktivasyonu sağ bacak kası aktivasyonuna göre yüksek bulunmuştur. BF kasında ise sadece 20 cm yükseklikte sol bacak kası aktivasyonu sağ bacak kası aktivasyonuna göre yüksek bulunmuştur.

Yapılan çalışmalarda öne hamle adım egzersizinin squat hareketine göre daha fazla denge gereksinimine bağlı olarak alt ekstremitelerin sürekli ve dinamik kontrolüne ihtiyaç duyulduğunu belirtmiştir (Kim ve ark., 2019). Bu bakımdan alt ekstremite dinamik stabilizasyon kontrolünü sağlamak amacıyla alt ekstremitede farklı kasların aktive olacağı belirtilmiştir (Kim ve ark., 2019; Lee ve ark., 2018; Nairn ve ark., 2017).

Kim ve arkadaşları (2019) düz zemin ve TOGU üzerinde yapılan öne hamle adım egzersizinin kas aktivasyonu üzerindeki etkileri incelenmişlerdir. TOGU üzerinde, VM kası aktivasyonunun arttığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda hareketli zemin olmamasına rağmen ileri hamle adım egzersizi, 10 cm ve 20 cm yüksekten öne doğru düşerek uygulandığından katılımcıların egzersizi uygulama sırasında dengede kalma zorluğunun arttığı düşünülmektedir. McBride ve arkadaşları (2010), stabilizasyonun zayıf olduğu aktivitelerde RF kasının kas aktivasyon oranının azaldığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızdaki sol bacak RF kası aktivasyon oranının yere basma zorluğuna ve denge kurma çabalarına bağlı olarak kas aktivasyonu değerlerinin değişimi dominant bacağa göre yüksek bulunduğu düşünülmektedir. Dominant bacakta RF kası aktivasyonunun dominant bacağa oranla yüksek bulunmasının yanı sıra, Kim ve arkadaşlarının (2019) çalışmasındaki VM kası aktivasyonundaki artış çalışmamızı destekler niteliktedir.

Sabadri ve arkadaşları (2023) antrenmansız bireylerde, farklı yüklerle yapılan öne hamle adım egzersizi çalışmasında, yükler ile baskın ve baskın olmayan taraf arasında anlamlı fark olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda, farklı yüksekliklerin farklı yüklenmelere yol açtığı görülmüştür. Sabadri ve arkadaşları (2023), farklı yüklenmelerin hareket kinematiği üzerinde etkisi olduğunu ortaya koymuşlardır. Merletti ve Parker (2004) ise EMG kas aktivasyon oranının hareket hızından, hareketin kinematiğinden etkilenebileceğini bildirmişlerdir. Bizim

çalışmamızda öne hamle adım egzersizi uygulanırken adım uzunluğu ve eklem açılanmaları sabit tutulmaya çalışılsa da hareket dinamik olduğundan uygulama sırasında ekstremiteler arasında farklılıklar olduğu düşünülmektedir. Farrokhi ve arkadaşları (2008), kas uzunluğu ve hareket kinematiğine bağlı olarak impuls üretimini değiştireceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, sağ bacak ile sol bacak kas aktivasyonu değerleri incelendiğinde, BF ve RF kaslarında anlamlı fark bulunmuştur. Yapılan karşılaştırmada, RF kas aktivasyon değerleri daha sağ ayakta daha düşük, BF kas aktivasyon değerleri ise daha yüksek bulunmuştur. RF ile BF ön ve arka kas grubudur. Yapılan değerlendirmeler sonucunda sağ ayakta BF kasında daha yüksek kas aktivasyonu bulunması, sağ ayak arka kas grubuna daha fazla yük bindiğini düşündürmektedir. Sol ayakta ise RF kasında daha yüksek bulunması sol ayakta ön kas grubuna daha fazla yük bindiğini düşündürmektedir. Sonuç olarak çalışmamızdaki BF ve RF kaslarının sağ sol bacak arasındaki fark hareket kinematiğine bağlı olarak değişkenlik göstermiş olabileceği düşünülmektedir.

İleri hamle adım hareketi normal adım ile uygulandığında, yüke rağmen baskın taraf kas aktivasyonu değerlerinin daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir (Nadzalan ve ark., 2018), Diğer yandan Niu ve arkadaşları (2011), öne düşerek yapılan hamle egzersizlerinde, baskın olmayan bacak kas aktivasyonunu daha yüksek tespit etmişlerdir (Niu ve ark., 2011). Çalışmamızda öne hamle egzersizi öne düşerek uygulanmış ve sol bacak RF ile BF kas aktivasyonu sağ bacak (dominant bacak) aktivasyonu değerlerinden yüksek bulunmuştur. Çalışmamız bu yönüyle Niu ve arkadaşları (2011) ve Nadzalan ve arkadaşlarının (2018) çalışmasına benzerlik göstermektedir. Araştırmacılar dominant olmayan tarafta daha yüksek değere sahip olan kas aktivasyonu değerlerinin, dominant olmayan tarafta denge kurma çabalarından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Reaz ve arkadaşları, (2006) EMG sinyallerinin impuls iletimine bağlı olduğunu, impuls iletiminin ise motor ünite katılımı veya motor üniteye gönderilen sinyallerden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Çalışmamızdaki sol bacak yüzde MİK değerlerinin yüksek kas aktivasyonu, denge kurma çabalarının yanı sıra dominant olmayan tarafta kuvveti dengeleme çabalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

EMG çalışmalarının genellikle tek ekstremitte üzerinde uygulandığı görülmektedir (Hughes ve Dally, 2015; Muyor ve ark., 2020). İki ekstremitteyi ölçen ve karşılaştıran çalışmalar literatürde oldukça sınırlıdır (Nadzalan ve ark., 2018; Niu ve ark., 2011). Bu nedenle sağ ve sol ekstremitte arasındaki tartışma oldukça sınırlı kalmıştır.

7.2. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre eksantrik-konsantrik faz karşılaştırılması

Bu çalışmada, sağ bacak BF kası dışındaki tüm konsantrik faz yüzde MİK değerleri, eksantrik faz yüzde MİK değerlerinden yüksek bulunmuştur. Sağ bacak değerleri incelendiğinde, tüm platform yüksekliklerinde (0cm, 10cm, 20 cm) VL ve VM kaslarında anlamlı fark görülmüştür. BF ve RF kaslarında, eksantrik ve konsantrik fazlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda, konsantrik fazda en yüksek kas aktivasyonu, RF kasında bulunmuştur. VL, RF, VM ve BF kasları içinde en az kas aktivasyonuna sahip kas ise BF kasıdır. Eksantrik fazda en fazla kas aktivasyonuna sahip kas, VL kasıdır. Eksantrik fazda, vücut ağırlığının büyük bölümünün düşerek kuvvet platformuna inmekte ve öndeki bacağa dolayısıyla stabilizatör kaslara yük binmektedir.

Hareketin konsantrik fazında ise vücut ağırlığını kuvvet platformundan geri çıkarmak için hamle yapılmakta ve alt ekstremiteye eksantrik fazdan farklı bir yüklenme ortaya çıkmaktadır. bu yüklenme sonucunda en yüksek kas aktivasyonu, 20 cm yükseklikten uygulanan öne hamle adım egzersizinde ölçülen RF kasıdır.

Jönhagen ve arkadaşları (2009a), eksantrik egzersizlerden öne hamle adım egzersizini incelemişler ve öne hamle adımın farklı uygulamalarında hamstring ve kuadriseps kaslarının aktivasyon oranını ölçmüşlerdir. Araştırmacılar, öne hamle adım egzersizinin kuadriseps kas aktivasyonunun hamstring grubundan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da VL, RF ve VM kas aktivasyonu, BF kas aktivasyonundan daha yüksek ölçülmüştür. Jönhagen ve arkadaşlarının (2009a), çalışması, bu yönüyle bizim çalışmamızı destekler niteliktedir. Aynı çalışmada, öne hamle adım egzersizi boyunca kasların boyu ölçülerek kasılma türü beş anabelirlenmiştir. Araştırmacılar hamstring kas grubunun hareketin genelinde izometrik kasıldığı, kuadriseps kaslarının ise eksantrik kasıldığı bildirilmiştir. Araştırmacılar, öne hamle adım egzersizini sıçrayarak ve yürüyerek test etmişler ve sıçrayarak elde edilen kas aktivasyon oranının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızdaki öne hamle adım egzersizi öne düşerek yapılmıştır. Jönhagen ve arkadaşlarının (2009a) çalışması ile karşılaştırıldığında, sıçrayarak yapılan öne hamle adım egzersizine yakın değerler bulunmuştur. Ancak yürüyerek yapılan öne hamle adım egzersizi sonuçları, çalışmamızdaki kas aktivasyonu değerlerinden daha düşük ölçülmüştür. Bu durum, egzersiz hızının da kas aktivasyon oranına etki ettiğini düşündürmektedir.

Jönhagen ve arkadaşları (2009b), 6 hafta boyunca futbol antrenmanlarına ek olarak sıçrayarak ve yürüyerek olmak üzere iki farklı öne hamle adım egzersizi uygulamışlardır. Çalışmada sonucunda, alt ekstremitte kaslarında %35`lik performans artış görüldüğünü bildirmişlerdir. 6 haftalık egzersizde %35`lik performans artışı, öne hamle adım egzersizin alt ekstremitte

kaslarında etkili olduğunu ortaya koymaktadır. Aynı çalışmada yazarların yaptığı değerlendirmeler sonucunda, yürüyerek yapılan öne hamle adım egzersizlerinde hamstring kuvvetinde artış görülürken, sıçrama ile yapılan ileri hamle adım egzersizinde sprint performansında artış görülmüştür.

Bizim çalışmamızda tüm yüksekliklerde konsantrik faz kas aktivasyon oranı, eksantrik faz aktivasyon oranından yüksek ölçülmüştür. Öne düşerek yapılan egzersizde konsantrik faz değerlerinin eksantrik faza göre yüksek çıkması, sporcuların konsantrik fazda yer çekimine karşı kuvvet üretmesi olarak değerlendirilebilir.

Jönhagen ve arkadaşları (2009a), öne hamle adım egzersizinde kasların kasılma özelliğini incelemiş ve öne hamle adım egzersizinde %61 RF kasının eksantrik olarak kasıldığı bildirilmiştir. Aynı çalışmada eksantrik kasılmanın daha fazla kuvvet ürettiği araştırmacılar tarafından vurgulanmıştır. Araştırmacılar, öne hamle adım döngüsünü incelemişler ve hareketin tamamında kasların eksantrik kasılma oranını incelemişlerdir. Kuadriseps kaslarının %54 oranında eksantrik, hamstring kaslarının ise %18 oranında, eksantrik kasıldığı bulunmuştur. Öne hamle adım egzersizinin tamamı incelendiğinde, kuadriseps kasları ve gastoknemius kasları, egzersizin eksantrik fazının başında ve hareketin konsantrik fazında eksantrik kasılma göstermişlerdir. Öne hamle adım egzersizinin uygulanması sırasında, bizim çalışmada da RF'nin büyük oranda eksantrik kasılma ihtimali, konsantrik fazdaki yüksek kas aktivasyonunun sebebi olabilir.

Olimpik bar ile farklı egzersizlerin alt ekstremité kas aktivasyonunun araştırıldığı bir çalışmada, 20 kg. olimpik bar ile ileri hamle adım, tek bacak squat ve yana hamle adım egzersizi karşılaştırılmıştır (Muyor ve ark., 2020). Yapılan değerlendirmeler sonucunda, konsantrik faz kas aktivasyon değerleri, eksantrik fazdan yüksek bulunmuştur. Aynı çalışmada, VL ile VM kasılma değerleri RF ile BF kaslarından yüksek ölçülmüştür. Bizim çalışmamız, vücut ağırlığı ile yapılmış ve farklı yüksekliklerden düşerek uygulanmıştır. Bu farklılıklara rağmen konsantrik fazdaki kas aktivasyon değerleri, çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Bunun yanı sıra, 20 kg olimpik bar ile uygulanan öne hamle adım kas aktivasyon değerleri ile bizim çalışmamızın kas aktivasyon değerleri de benzerlik göstermektedir. Bu durum bizim çalışmamızda 20 cm yüksekten öne düşerek yapılan egzersizin 20 kg olimpik bar ile benzer yükler oluşturabileceğini düşündürmektedir. Bu durumda sporcuların ağırlık altına girmeden öne hamle adım egzersizini düşerek uygulamaları sporcu performansını arttırabilir.

7.3. Öne hamle adım egzersizi sırasında elde edilen yüzde kas aktivasyonu değerlerinin MİK'e göre platform yüksekliğinin karşılaştırılması

Bu veriler, öne hamle adım egzersizi sırasında farklı yüksekliklerde kas aktivasyonlarının nasıl değiştiğini göstermektedir.

- Öne hamle adım egzersizi uygulanırken arttırılan yükseklik, istatistiksel olarak kas aktivasyon oranında artışa yol açsa da ortalamalar birbirine yakın ölçülmüştür.
- Eksantrik fazda, 0 cm yükseklikten yapılan öne hamle adım egzersizinde en yüksek kas aktivasyon oranı sol bacak VM kasında bulunmuştur. En yüksekten en düşük kas aktivasyonu, VL, RF ve BF kas aktivasyonu olarak ölçülmüştür.
- Eksantrik faz 10 cm yükseklikte kas aktivasyon oranları sırasıyla %112 ile VL, %107 RF, %101 VM ve %12 ile BF kas aktivasyonudur.
- Eksantrik faz 20 cm değerleri incelendiğinde, en yüksek kas aktivasyon oranı, %119 VL, %116 RF, %102 VM ve %14 BF kası olarak tespit edilmiştir.
- Konsantrik faz kas aktivasyon oranlarına göre ise; 0 cm en yüksek kas aktivasyonu %149 VL, ve sırasıyla, %146 RF, %140 VM ve %10 BF kası olarak ölçülmüştür.
- Konsantrik fazda 10 cm`de en yüksek kas aktivasyon oranları ise %151 %RF, %144 VL, %133 VM ve %14 BF kası şeklindedir.
- Konsantrik faz 20 cmde en yüksek değerler, %175RF, %169 VL, %151 VM ve %20 BF kası olarak ölçülmüştür.
- Çalışmamızda, eksantrik fazda en düşük kas aktivasyonuna sahip olan BF kası, yükseklikten en çok etkilenen kas olarak bulunmuştur. Sol bacak BF kasının, 0 ile 20 cm yükseklikler arasındaki yüzdelik değişimi %60,23 olarak bulunmuştur.
- Konsantrik fazda ise en büyük değişim, sol bacak BF kasında, 0 cm ile 20 cm yükseklikleri arasında %96,10 olarak ölçülmüştür.

Yüksekliğe göre değerlendirildiğinde, en yüksek kas aktivasyonu, öne hamle adım egzersizinin 20 cmde yüksekliğinde bulunmuştur. Tüm yüksekliklerde en az kas aktivasyonu, BF kasında görülmüştür. Eksantrik fazda en yüksek kas aktivasyonu VL kasında görülmüş, konsantrik fazda ise en yüksek kas aktivasyonu RF kasında bulunmuştur. Araştırmamızda, eksantrik fazda VL kas aktivasyonunun en yüksek değere sahip olması, vücut ağırlığının hızlı bir şekilde kuvvet platformuna düşüşü sırasında denge kurma çabalarına bağlı olduğu düşünülmektedir. Konsantrik fazda ise en yüksek kas aktivasyon oranının RF kasında olması, vücut ağırlığının yer çekimine karşı bir itme kuvveti uyguladığı sırada RF kası aktivasyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir.

Egzersizin eksantrik fazı, sporcuların kuvvet platformuna iniş sırasında gerçekleşir. Bu fazda, sporcular yer tepki kuvvetlerine karşı bir yavaşlatma (deselerasyon) hareketi yapar. Bu yavaşlatma sürecinde kaslar gerilerek uzar ve bu gerilim, kasların oluşturduğu kuvvetlerde farklılıklara yol açar (Enoka, 2015; Komi, 2003). Egzersizin bu fazında çalışmamızda yer tepki kuvvetlerinde artış görülmüştür. Çalışmamızda, egzersizin eksantrik fazında kas aktivasyonu en yüksek ölçülen kas, 20 cm yükseklikten uygulanan öne hamle egzersizinde %119 ile sağ bacak VL kası olmuştur.

Öne hamle adım egzersizine benzer uygulanan split squat egzersizinde vücut ağırlığının yaklaşık %60-70'inin ön bacak üzerine aktarıldığı kabul edilmektedir (Escamilla ve ark., 2001; McCurdy ve ark., 2010).

Öne hamle adım egzersizinin eksantrik fazında öne yansıyan vücut ağırlığının yaklaşık %70'inin öne yansıdığı bu bakımdan öne düşülen yükün artmasıyla eksantrik ve konsantrik yer tepki kuvvetlerinde artış kaçınılmazdır. Öne düşüşte vücut ağırlığı yansırken dinamik kontrolü sağlamak amacıyla kuvvet oranında artış olacaktır. Çalışmamızda, sağ ayak eksantrik faz 0 cm VL kas aktivasyon oranı %112 iken, 10 cmde %110 olarak bulunmuştur. Yine aynı fazda 0 cm yükseklikte VM kas aktivasyon oranı, %92 olarak ölçülmüş, 10 cmde ise %95 olarak ölçülmüştür. VL ve VM kaslarında 0 cm ile 10 cm kas aktivasyon değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Ancak aynı fazda öne hamle adım egzersizi 20 cm yükseklikten uygulandığında VL %119, VM ise %100 kas aktivasyon oranı saptanmıştır. Stabilizasyonun daha zayıf olduğunu düşündüğümüz nondominant bacak kas aktivasyon oranı, birbirine yakın değerlere sahip olsa da, VL kas aktivasyonu artış gösterdiğinde VM kasında azalma, VM kas aktivasyonunda artış olduğunda VL kas aktivasyon oranında azalma görülmüştür. Kaslar arasındaki bu değişimin diz stabilizasyonunu sağlamak amacıyla denge kurma çabalarına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Krause ve arkadaşlarının (2018) yapmış olduğu çalışmada, hamstring grubu yüzde MİK değerleri %8,7 ve RF kası %22 olarak bulunmuştur. Hamstring grubu yüzde MİK değerleri çalışmamızdaki değerlere benzer niteliktedir. RF kası değerleri ise bizim çalışmamızdaki değerlerden daha düşüktür. Krause ve arkadaşlarının (2018) araştırma yöntemi, katılımcıların normal ileri hamle adımı ile TRX bandı arasındaki farkı araştırmak üzere tasarlanmış ve sağ veya sol ekstremitelere bilgisi verilmemiştir. Bizim çalışmamızdaki değerler ile karşılaştırıldığında, dominant taraf olan sağ bacak değerlerine yakın değerler bulunmuştur. BF kasılma değerleri benzer iken RF kası, bizim çalışmada daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, RF kasının çalışmamızdaki frenleme fazında daha aktif rol aldığını düşündürmektedir.

Sedanterlerde yapılan bir çalışmada, farklı egzersizlerin kas aktivasyonuna etkisi incelenmiş ve öne hamle adım egzersizinin, vastus medialis oblique ile vastus lateralis yüzde MİK değerleri

sırasıyla %0,61 ile %0,53 olarak ölçülmüştür (Irish ve ark., 2010). Çalışma sonuçları bizim çalışma sonuçları ile karşılaştırıldığında, oldukça düşük kas aktivasyonu değerleri bulunduğunu göstermektedir. Iriş ve arkadaşlarının (2010) çalışmasında, yapılan öne hamle egzersizi, rehabilitasyona yönelik ve yavaş uygulandığından kas aktivasyon değerleri düşük bulunmuş olabilir. Bizim çalışma ise sporcuların platforma düşerek indikleri ve frenleme yaparak hızlıca kuvvet platformundan ayrıldıkları bir düzenek olduğundan aradaki kasılma oranı farklı bulunmuştur.

Yorgunluk ve kas aktivasyonunun araştırıldığı bir çalışmada, katılımcılara 3 dakika boyunca düz zeminde öne hamle adım egzersizi yaptırılmıştır (Pincivero ve ark., 2000). Çalışmada, VL, VM ve BF kasları incelenmiştir. Yapılan değerlendirme sonucunda BF kasının yorgunluktan VL ile VM kaslarından daha az etkilendiği ortaya konmuştur. Yüzde MİK değerleri incelendiğinde, egzersizin %20'lik kısmından itibaren verilen değerler, tüm kasların %20'lik kısmında yani yaklaşık 36. saniyesinde %100'lük kas aktivasyonuna ulaştığı ve sonrasında egzersiz devam ettikçe farklılaştığını göstermektedir. Egzersizin %40'lık diliminde (72. sn.), VL ve VM kaslarının yüzde MİK değerleri %120'lere ulaşırken BF kasında sabit kalmıştır. Bu durum öne hamle adım egzersizi sırasında, BF kasının katılım oranının diğer kaslardan daha az olduğunu göstermektedir. Öne hamle egzersizinin iniş ve kalkış fazlarında kas aktivasyonu en belirgin kasların VL ve VM kasları olduğunu belirten çalışmada, BF kas aktivasyonunun salınım fazında belirginleştiği belirtilmiştir (Pincivero ve ark., 2000). Bu veriler, çalışmamızın tüm fazlarında ve her iki ekstremitede BF kası yüzde MİK değerlerinin kuadriseps kaslarından daha düşük çıkmasını desteklemektedir. Aynı zamanda egzersiz süresi uzadıkça kaslarda yüzde MİK değerlerinin artışı ve BF kası ile kuadriseps kaslarının farklılaşması, BF aktivitesinin düz zeminde yapılan öne hamle adım egzersizlerde diğer kaslara oranla daha pasif olduğunu düşündürmektedir.

İleri, geri ve yana hamle adım egzersizlerini karşılaştıran bir çalışmada, hamle adım egzersizlerinin kuadriseps kaslarını aktive ettiğini belirtmişlerdir (Park ve ark., 2016). Bizim çalışmamızdaki sonuçlarda da, sağ ve sol ekstremitede, eksantrik ve konsantrik fazda ve tüm farklı yüksekliklerde VL ve VM kaslarının diğer kaslardan daha yüksek yüzde MİK değerlerine sahiptir. Çalışma bu yönü ile çalışmamızı destekler niteliktedir. Ancak kas aktivasyon yüzdeleri karşılaştırıldığında, bizim çalışmadaki yüzde MİK değerleri arasında fark bulunmaktadır. Kas aktivasyon oranı, egzersizin türüne, yapılış şekline, hızına ve kuvvet ihtiyacına bağlı olarak değişkenlik gösterdiği, önceki çalışmalarda belirtilmiştir (Merletti ve Parker, 2004). Bizim araştırma protokolümüz farklı yüksekliklerde yapılan hızlı eksantrik kasılmalar sırasında yüzde MİK değerlerini analiz etmek üzere tasarlandığından, adım alma gibi yapılan hamle adım

egzersizlerinden farklılık gösterebilir. Çalışmalar arasındaki yüzde MİK değerleri değişkenleri, hareket hızı ve egzersiz uygulama tekniğinden kaynaklanmış olabilir.

Öne hamle adım egzersizini düz ve dengesiz zeminlerde inceleyen Kim ve arkadaşları (2019), yaptıkları çalışmada, dengeyi bozan 4 farklı ekipman ile düz zemindeki egzersizin alt ekstremitte aktivasyonunu incelemişlerdi. Yapılan çalışmada en yüksek kas aktivasyonu togu üzerinde yapılan öne hamle adım egzersizi sırasında ölçülen VM kasında görülmüştür. Çalışmada, togu üzerinde boş bar tutarak yapılan öne hamle adım egzersizinde ise en yüksek aktivasyon oranı tibialis anterior kasında görülmüştür. Ancak tüm kas aktivasyon değerleri çalışmamızdan daha düşük ölçülmüştür. Kim ve arkadaşlarının (2019) çalışmasında 4 farklı ekipman ve 4 farklı uygulamada 4 farklı kas aktivasyonu ölçülmüştür. Bu durum egzersize bağlı olarak kas aktivasyon değerlerinin değişim gösterdiğini ortaya koymaktadır. Bizim çalışmada ise farklı yükseklikten ve öne düşerek uygulanan öne hamle adım egzersizi Kim ve arkadaşlarının (2019) çalışmasındaki değerlerden düşük bulunmuştur. Çalışmamızdaki bu fark, hareketin hızlı uygulanması sonucunda alt ekstremitte kaslarına binen yükün, öne hamle adım egzersizini yavaş uygulayan çalışmalara oranla daha yüksek olduğunu göstermektedir.

Fukuda ve arkadaşları 2010 yılında yapmış oldukları çalışmada, izometrik aktivasyon yöntemiyle farklı ağırlıkların kas aktivasyonu üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Yapılan çalışmada, sporcuların kas aktivasyon değerleri maksimum ve genlikleri ölçülerek farklı ağırlıklarda maksimuma oranla ve genlik değerlerinin ağırlıkla orantılı olarak artıp artmayacağı araştırılmıştır. Değerlendirme sonuçlarına göre, sporcuların sabit harekette ağırlık arttıkça maksimuma oranı ve genlik değerleri ağırlıkla doğru orantılı olarak artmıştır (Fukuda ve ark., 2010). Bizim çalışmamızda ise yükseklik arttıkça kas aktivasyon oranındaki artış doğrusal görülmemiştir. Çalışmamızdaki artışın doğrusal olamamasının sebebi dinamik olmasından kaynaklanmış olabilir. Bulgularımız incelendiğinde, öne hamle adım egzersizi sırasında yük dağılımı, farklı yüksekliklerde farklı kaslarda görülmüştür. Yük dağılımındaki değişimin dinamik egzersizde denge kurma çabasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

López-de-Celis ve arkadaşları (2024), dört farklı egzersiz yöntemi ile üç kas grubunun kas aktivasyonunu incelemişlerdir. Çalışmada, sporcular kum ve su torbaları ile tek bacakta durma (izometrik), tek bacak deadlift, öne ve yana hamle adım egzersizi uygulamışlardır. Yapılan değerlendirme sonucunda, ölçümü yapılan kaslardan gluteus medius, vastus lateralis ve vastus medialis kaslarından en yüksek kas aktivasyonu, kum ağırlığı ile yapılan yana hamle egzersizinde VM kasında, öne hamle adımda ise VL kasında görülmüştür. Çalışmamızda VL kasında, VM kasından daha yüksek aktivasyon görülmüştür. Bu yönden López-de-Celis ve arkadaşlarının (2024) araştırması, çalışmamızı desteklemektedir. Çalışmamızın temel amacı, hızlı eksantrik egzersizlerdeki kas aktivasyonunu değerlendirmek olduğundan düşerek adım

alma ve frenleme ile platforma geri çıkma sırasındaki yük değişimini incelemektir. İki çalışma sonucu karşılaştırıldığında, hızlı yapılan eksantrik egzersizler ve yük ile stabil ağırlıkla yapılan egzersizde benzer kaslara yük bindiği düşünülmektedir.

7.4. MİK'e Göre Farklı Yüksekliklerde Sol ve Sağ Bacak Eksantrik ve Konsantrik Faz Yüzde Kas Aktivasyonu ile VL/VM Oranının Tartışılması

Bu çalışmada, MİK'e göre farklı yüksekliklerde sol ve sağ bacak eksantrik ve konsantrik faz yüzde kas aktivasyonu ile VL/VM oranı, sol bacakta en düşük 1,06 ve en yüksek 1,21 olarak ölçülmüşken, sağ bacakta en düşük 1,08 ve en yüksek 1,24 olarak bulunmuştur.

Diz stabilizasyonu ve optimal patellar izleme için vastus medialis (VM) ve vastus lateralis (VL) kaslarının aktivasyon oranları önemlidir. VM/VL oranının yaklaşık 1.0 olması istenir. VM'nin özellikle vastus medialis obliquus (VMO) kısmının patellayı mediale doğru çekerek stabilite sağladığı, VL'nin ise patellayı laterale doğru çekerek bu dengeyi sağladığı bilinmektedir. Oranın 1'e yakın olması, bu kasların dengeli çalıştığını ve diz ekleminin sağlıklı bir şekilde işlev gördüğünü gösterir. Araştırmacılar, bu oranın kişisel farklılıklardan dolayı, 0,8 ile 1,5 arasında değişebileceğini bildirmişlerdir (Covan ve ark., 2008; Witvrouw ve ark., 2004). Literatürdeki bu bilgilere göre çalışmamızdaki VM/VL kas aktivasyon oranının normal aralıktaki değerler olduğu söylenebilir. Çalışmamızda, yükseklikle birlikte VM/VL oranı artmamıştır. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da sol bacak 10 cm değerlerinde, 0 ve 20 cm değerlerinden yüksek bulunması, baskın olmayan bacakta, 10 cm yüksekliğindeki öne hamle adım egzersizinde, bacak kuvvetinin lateralde olduğunu düşündürmektedir.

Hahn ve arkadaşlarının (2001) yaptığı çalışmada, diz instabilitesinin cinsiyete göre değişkenlik gösterdiği ve kadınlarda daha yüksek olduğu, mesleklere göre de değişkenlik gösterdiği belirtilmiştir. Spor branşından bağımsız olarak tüm sporcularda diz instabilitesi olduğu ortaya konmuştur (Hahn ve ark., 2001).

Irish ve arkadaşları 2010 yılında yapmış oldukları çalışmada, 3 farklı egzersizin VM ve VL kasları üzerindeki kas aktivasyon oranı ölçülmüş ve VM/VL oranını karşılaştırmışlardır. Çalışmada yapılan 3 farklı egzersiz, çift bacak squat, izometrik kalça addüksiyon egzersizi ve öne hamle adım egzersizidir. 3 farklı egzersiz içinde, en yüksek VM/VL aktivasyon oranı çift bacak squat egzersizinde ölçüldüğü belirtilmiştir. Çift bacak squat egzersizinde VM/VL oranı 1,18 bulunmuşken, öne hamle adım egzersizinde 1,14 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmada ise VL/VM oranı, sağ, sol ve platform yüksekliği ile eksantrik konsantrik faza göre değişkenlik göstermiştir. Irish ve arkadaşlarının çalışmasındaki değerler ile karşılaştırıldığında, tüm değerler yakın bulunmuştur.

Yapılan bir araştırmada, izometrik squat hareketinin alt ekstremite kas aktivasyonu üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, üç farklı izometrik egzersiz arasında anlamlı fark bulunmamış, hamstring/kuadriseps oranında anlamlı fark görölmüştür. Çalışmada, 1 tekrar maksimum değerlerinin %70'inde yapılan squat egzersizinde VL/VM oranında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Berral de la Rosa ve ark., 2021). Çalışma bu yönü ile öne hamle adım egzersizinin tüm yüksekliklerinde ve tüm fazlarında anlamlı fark görölmeyen çalışmamızı destekler niteliktedir.

Li ve arkadaşlarının (2018) yapmış oldukları çalışmada, ön çapraz bağ ameliyatı öncesi ve sonrası alt ekstremite kas aktivasyonunu ve VL/VM oranını incelemişlerdir. Yapılan alışma sonucunda, ön çapraz bağ ameliyatı sonrasında VL/VM oranının anlamlı oranda azaldığı görölmüştür. Çalışmada, operasyon geçiren bireylerin ameliyat öncesi ve sonrası VL/VM oranı, kontrol grubundan yüksek ölçölmüştür. Ancak kontrol grubunun VL/VM oranı çalışmamızdaki oranlara yakın bulunmuştur. Bu durum sağlıklı bireylerde farklı EMG aktivitelerine sahip olsalar da VL/VM oranının 1'e yakın olduğunu göstermektedir.

Suter ve arkadaşlarının 1999 yılında yapmış olduğu çalışmada, izometrik dinamometrede diz fleksiyonu ve ekstansiyonu yaptırılarak, diz fleksiyonunun farklı açılarında kuadriseps kaslarının kas aktivasyon oranlarını incelemişlerdir. Yapılan inceleme sonucunda, fleksiyon derecesi azaldıkça kas aktivasyon oranının arttığını ve VL, RF, VM kaslarından VM kasındaki kas aktivasyon oranının diğer kaslardan yüksek olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda VL, VM, RF ve BF kas aktivasyonu ölçölmüştür. Dört kas içinden en yüksek kasılma oranı, VL kasında görölmüştür. Çalışmamızda diz açıları ölçölmemiş ancak platform yüksekliği arttıkça diz açılarında daralma gözlenmiştir. Çalışmamızda, yükseklik arttıkça kas aktivasyon oranındaki fark, değişkenlik göstermiştir. VM kasındaki aktivasyon oranı arttığında VL kasındaki kas aktivasyon oranında azalma görölmüş, VM kasında kas aktivasyonunda artış olduğunda VL kas aktivasyonunda azalma görölmüştür. Bu farkın denge kurma çabalarına bağlı olduğu düşünölmektedir.

7.5. Öne Hamle Adım Egzersizi Sırasında Dikey Yer Tepki Kuvvetlerinin Eksantrik ve Konsantrik Faz Değerlerinin Tartışılması

Bu çalışmada, farklı yüksekliklerden yapılan öne hamle adım egzersizinde yükseklik arttıkça dikey yer tepki kuvvetleri de artmış ve bu artış anlamlı bulunmuştur. Egzersizin fazları incelendiğinde, eksantrik faz N değerleri konsantrik faza göre yüksek bulunmuştur. Sağ ve sol bacak karşılaştırıldığında ise ekstremiteelerin ortalamaları birbirine yakın ölçölmüştür.

Çalışmada dikey yer tepki kuvvetlerinin oransal değişimi, en yüksek %50,21 ile sol bacak, 0-20 cm arasında; konsantrik fazda ise en yüksek değişim %26,69 ile 0-20 cm arasında sol bacak değerlerinde görülmüştür.

Dikey yer tepki kuvvetinde en düşük oransal değişim ise eksantrik fazda sağ ayak 0 cm ile 10 cm arasında %3,43 iken; konsantrik fazda da 0 cm ile 10 cm arasında %9,03 olarak bulunmuştur.

Öne hamle adım egzersizi, yürümeye benzer bir teknikle gerçekleştirilir (Merletti ve Parker, 2004). Yükseklik olmadan yapılan egzersizlerde (0 cm), dominant bacak yer tepki kuvvetleri, günlük yaşamda yürüyüşe benzerlik gösterdiği için, dengesizlik kaygısı olmadan atılan adımlar nedeniyle daha yüksek ölçülür. Ancak, 10 cm ile 20 cm yüksekliklerde, dominant olmayan tarafın yer tepki kuvvetleri daha yüksek ölçülür. Bu durum, egzersizin denge kaygısı oluşturduğu ve dolayısıyla dominant olmayan tarafın daha fazla yer tepki kuvveti ürettiği düşünülmektedir. Çalışmamızda yüksekliğe bağlı yer tepki kuvvetleri incelendiğinde en büyük değişim, eksantrik faz %50,21 ile sol bacakta bulunmuştur. Eksantrik fazda, sporcunun düşüşü sırasında en büyük farkın sol bacakta görülmesi baskın olmayan ayağın bacağın denge kurma çabasından kaynaklanmış olabilir. Konsantrik fazda en yüksek yer tepki kuvveti, sol ayakta %26,69 ile sol bacakta bulunmuştur. Bu durum kontrol kurma çabasının sol bacakta arttığını ve buna bağlı olarak yer tepki kuvvetlerinin arttığını düşündürmektedir.

Bu çalışmada, öne hamle adım egzersizinde yükseklik arttıkça sporcularda hareket kontrolünün zorlaştığı ve denge kurma çabasının arttığı gözlemlenmiştir. Baskın olmayan bacağın dengeyi sağlamak için daha fazla çaba harcamak zorunda kaldığı ve buna bağlı olarak baskın olmayan bacak yer tepki kuvvetleri arttığı düşünülmektedir.

Comfort ve arkadaşları (2015), yapmış oldukları çalışmada, üç farklı egzersizin yer tepki kuvvetleri ve açısal değişimleri ile eklem momentlerini incelemişlerdir. Yapılan çalışma sonucunda, ileri hamle adım hareketinde sol bacak yer tepki kuvvetleri sağ baktan yüksek bulunmuş, konsantrik fazdaki dikey yer tepki kuvveti de eksantrik fazdan yüksek bulunmuştur. Aynı zamanda, tek bacak çömelme egzersizinde sporcuların daha geniş destek tabanına bağlı olarak daha yüksek yer tepki kuvveti ürettiğini belirtmişlerdir (Comfort ve ark., 2015). Bizim çalışmamızda, öne hamle egzersizinin eksantrik fazında ayak tabanı konsantrik fazda olduğu kadar geniş destek tabanına ulaşmamış olabilir. Konsantrik fazdaki dikey yer tepki kuvveti değerlerinin, fazlar arasındaki destek tabanına bağlı olarak değişkenlik göstermiş olabileceği düşünülmektedir.

Farklı yüksekliklerden yapılan drop jump egzersizinin alt ekstremite kas aktivasyonu ve yer tepki kuvvetlerini araştıran bir çalışmada, dominant ve dominant olmayan bacak arasında dikey yer tepki kuvvetinde anlamlı fark görülmemiştir (Niu ve ark., 2011). Ancak araştırmacılar yer

tepki kuvveti ortalamalarının baskın tarafta baskın olmayan tarafa göre yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir. Yapılan çalışmada, tibialis anterior kas aktivasyon oranı dominant olmayan tarafta daha yüksek ölçülmüş ve araştırmacılar bunu bilek açılmasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir (Niu ve ark., 2011). Bizim çalışmada, öne hamle adım egzersizi düşerek uygulanmıştır ancak baskın ayak ile baskın olmayan ayak karşılaştırıldığında, anlamlı fark bulunamamıştır. Ortalamalar incelendiğinde ise 0 ve 20 cm yükseklikte sağ bacak dikey yer tepki kuvveti ortalamaları, sol bacak yer tepki kuvvetlerinden yüksek bulunmuştur.

Kim ve arkadaşları (2019), yapmış oldukları çalışmada dört farklı egzersizi karşılaştırmışlardır. Çalışmada, düz zeminde öne hamle adım egzersizi, TOGU üzerinde öne hamle adım egzersizi, olimpik bar+TOGU üzerinde öne hamle adım egzersizi ve surge+TOGU egzersizi yaptırılarak yer tepki kuvvetleri ile gluteus medius, vastus medialis, gastroknemius, tibialis anterior kas aktivasyon oranı incelenmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda, düz zeminde yapılan öne hamle adım egzersizi, TOGU üzerinde yapılan öne hamle adım egzersizinden daha düşük kas aktivasyonuna sahipken düz zeminde yapılan öne hamle adım egzersizinin yer tepki kuvvetleri daha yüksek bulunmuştur.

Olimpik bar ve TOGU üzerinde yapılan öne hamle adım egzersizi ile surge ve TOGU kullanılarak yapılan öne hamle adım egzersizinde gastroknemius kasının aktivasyonu, düz zeminde yapılan öne hamle adım egzersizine göre daha yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, olimpik barın ve surgenin ağırlığının dengesizliğe yol açarak yer reaksiyon kuvvetini artırdığını belirtmişlerdir. Ayrıca, araştırmacılar, öne hamle adım egzersizinde dominant ve dominant olmayan taraflarda daha fazla denge gereksinimi olacağını vurgulamışlardır. Denge gereksinimine bağlı olarak, öndeki bacaklara yük binmekte ve itiş gücünün elastik enerjide depolanarak itme kuvvetine dönüştüğü ve bu durumun yer tepki kuvvetlerini artırdığı bildirilmiştir (Kim ve ark., 2019).

Bizim çalışmamızda ise eksantrik ve konsantrik fazlar karşılaştırıldığında eksantrik fazda yer tepki kuvvetlerinin konsantrik fazdan daha yüksek olduğu ölçülmüştür. Kim ve arkadaşlarının (2019) çalışmasında, egzersizin uygulanma prensibi denge kurma üzerine tasarlanmıştır. Ancak, bizim çalışmamızda öne hamle adım egzersizi düşerek uygulanmıştır. Çalışmamızda yer tepki kuvvetlerinin eksantrik fazda konsantrik fazdan yüksek olması, Kim ve arkadaşlarının (2019) çalışmasından farklılık göstermektedir. Bu durumun, egzersizin uygulanma metoduna bağlı olduğu düşünülmektedir.

7.6. Öne Hamle Adım Egzersizi Sırasında Elde Edilen Sol Bacak MİK'e Göre Kasılma Yüzdesi, VA, BKİ, Q Açısı ve N Değerleri Arasındaki İlişkinin Tartışılması

Bizim çalışmamızda, yüzde MİK, VA, BKİ ve Q açısı arasındaki ilişki pearson korelasyon testi ile incelenmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmeye göre, sol bacak konsantrik faz 0 cm yükseklikte, BF kası ile VA ve BKİ arasında, eksantrik fazda 10 cm yükseklikte BF kası ile BKİ değerleri arasında korelasyon görülmüştür.

Sağ bacak değerlerinde ise 10 cm yükseklikte VM kası ile BKİ değerleri arasında, 20 cm yükseklikte konsantrik fazda BF kası ile dikey yer tepki kuvveti değerleri arasında korelasyon bulunmuştur.

Q açısı, pelvikten başlayıp, patellanın üzerinden geçerek tibia üzerinden bir çizgi ile femur ekseninden çizilen bir çizginin oluşturduğu açıdır. Bu açı, diz eklemi ve patella fonksiyonunu belirlemede önemli bir parametredir (Flanagan ve ark., 2004). Yüksek q açısına sahip bireylerde diz eksantör kaslarının zayıf olduğu ve bu durumun patellafemoral ağrıya sebep olduğu çalışmalar tarafından bildirilmiştir (Toraman ve ark., 2003; Koca, 2009). Yüksek q açısı, patellanın lateral yöndeki hareket etmesine sebep olarak VM kasında daha fazla aktivasyona sebep olabilir. VM kasının aktivasyon sebebi, patellanın stabilitesini korumaktır. VL kas aktivasyonunun VM kas aktivasyonundan yüksek değerlere sahip olması kas dengesizliğine yol açabilir (Saç ve Taşmektepligil, 2018). Ancak çalışmamızda VL ve VM değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Aynı zamanda VL/VM oranı yükseklikle birlikte değişkenlik göstermemiştir. Farklı yüksekliklerde yapılan öne hamle adım egzersizlerinin VL/VM oranına etki etmediği söylenebilir.

Saç ve Taşmektepligil, 2018 yılında yapmış oldukları çalışmada, Q açısı ile alt ekstremite kas aktivasyonu ilişkisini incelemişlerdir. Yapılan çalışma sonucunda, yüksek q açısı değerlerine sahip bireylerin daha düşük güç ve tork ürettiğini bildirmişlerdir. Çalışmada, q açısı ile kas aktivasyonu incelendiğinde, q açısı ile kas aktivasyonu arasında doğrudan ilişki bulunmadığını belirtmekte, yüksek q açısına sahip bireylerin kuadriseps kaslarını güçlendirme egzersizlerinin önemini vurgulamaktadırlar.

Q açısını inceleyen farklı bir çalışmada, araştırmacılar, 6 kadavra dizinin q açısını cerrahi yolla arttırarak ve azaltarak diz eklemine fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yaptırmışlardır. Yapılan inceleme sonuçlarına göre, Q açısının arttırılmasının, patellanın laterale kaymasına ve tibianın mediale dönmesine sebep olduğu, Q açısı azaldığında ise tibia dışa dönerken, patellanın laterale döndüğü bildirilmiştir. Araştırmacılar, Q açısında bir artışın patella stabilitesini olumsuz etkileyebileceği ve patellofemoral stresin artabileceğini bildirmişlerdir (Mizuno ve ark., 2001). Yapılan literatür taramasında artan Q açısının diz eklemi üzerindeki etkileri açıktır. Çalışmalar, Q açısına bağlı olarak mediale binen yükün dengesiz kas aktivasyonlarına neden olabileceğini

göstermektedir (Powers, 2010; Smith ve ark., 2009). Çalışmamızda Q açısı ile kas aktivasyonları arasında anlamlı korelasyon görülmemiştir. Bu bulgular, katılımcıların Q açılarının normal değerler aralığında olması ve öne hamle adım egzersizinin yük dağılımı incelendiğinde VL kas aktivasyonu ile VM kas aktivasyonundan değerlerinin yakın olmasından kaynaklanmış olabilir.

7.7. Sonuç ve Öneriler

Araştırma sonucunda elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Egzersizin konsantrik fazında, tüm yüksekliklerde eksantrik fazdan daha yüksek kas aktivasyonu ölçülmüştür.
2. Egzersizin konsantrik fazında yapılan incelemede yükseklik arttıkça kas aktivasyonunda doğrusal artış gözlenmiştir.
3. Eksantrik ve konsantrik fazda en düşük kas aktivasyonuna sahip olan BF kası, yükseklikten en fazla etkilenen kas olmuştur.
4. BF kası öne hamle adım egzersizinde, 0, 10 ve 20 cm yüksekliklerde VL, VM ve RF kasları arasında kas aktivasyonu en düşük bulunan kas olarak tespit edilmiştir.
5. BF kasının kas aktivasyon oranı, tüm yüksekliklerde konsantrik fazda eksantrik fazdan daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Daha sonra sırasıyla RF, VM ve VL kasları, öne hamle adım egzersizi sırasında kas aktivasyon oranı en yüksek kaslar olarak gözlemlenmiştir.
6. Eksantrik fazda, yükseklik arttıkça, rektus femoris ve biceps femoris kaslarındaki yük, vastus medialis ve vastus lateralis kaslarına doğru yansımıştır.
7. Yüksekliğin artmasıyla RF kas aktivasyonu azalarak VM ile VL kas aktivasyonu artış göstermiştir.
8. Eksantrik fazdaki platform yüksekliği arttıkça, bazı kas gruplarında yüzde kas aktivasyonu değişiklikleri gözlemlenmektedir. Özellikle Biceps Femoris (BF) kasında, 10 cm yüksekliğe geçişle birlikte sol bacakta %2,1, sağ bacakta ise %42,6 artış gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, Rektus Femoris (RF) kasında da 10 cm yüksekliğe geçişle sol bacakta %1,57, sağ bacakta ise %9,43 artış gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, Vastus Medialis (VM) kasında 10 cm yüksekliğe geçişle birlikte sol bacakta %11,72 azalış, sağ bacakta ise %5,94 azalış gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar ile egzersizin daha yüksek platformlarda yapıldığında bazı kas gruplarında daha fazla aktivasyon sağlandığı ve bu aktivasyonun asimetrik olabileceği belirlenmiştir.
9. Dikey yer tepki kuvvetleri incelendiğinde, en düşük yer tepki kuvveti beklendiği gibi 0 cm'de, daha sonra 10 cm ve 20 cm yükseklikte görülmüştür. Yer tepki kuvvetlerindeki doğrusal artış, yükseklik arttıkça alt ekstremite üzerindeki yükün de arttığını göstermiştir. Ancak yükseklik arttıkça yükün yansıdığı kas grupları değişiklik göstermiştir.

Öneriler

1. 0 cm ile 10 cm yükseklikten yapılan öne hamle adım egzersizinde benzer kas aktivasyonu bulunduğundan, önce her iki yükseklikteki doğru teknik tamamlanıp, 20 cm öne hamle adım egzersizine geçilebilir.
2. Öne hamle adım egzersizi sırasında platforma geri dönebilmek için vücut ağırlığının büyük bölümünün yeri iterek konsantrik vücut ağırlığının geriye taşınması daha zor olacaktır. Konsantrik fazın bu bakımdan eksantrik faza göre daha zorlu olduğu düşünülebilir. Konsantrik vurgulu kas gelişimi için önce 10 cm, adaptasyon sağlandıktan sonra 20 cm ve sonra öne düşerek hamle egzersizleri uygulanabilir.
3. Eksantrik vurgulu kas gelişimi için kademeli olarak önce 0 cm sonra 10 cm ve daha sonra 20 cm yükseklikten öne düşerek hamle adım egzersizi uygulanabilir. Özellikle 20 cm'den öne düşülerek yapılan hamle egzersizinde öne düşen ayağın dinamik stabilizasyonunda katılımcıların oldukça zorlandıkları gözlemlenmiştir. Bu bakımdan sporcuların herhangi bir yaralanmaya yer vermemek amacıyla, önce her iki ayağın yerde olduğu öne hamle adım egzersizini en doğru teknikte uygulamaları sağlanmalıdır. Doğru teknik kazanılmadan 10 cm veya 20 cm yüksekten öne hamle adım egzersizi uygulanmaması önerilebilir.

Diğer Araştırmacılara Öneriler

1. Farklı yüksekliklerdeki öne hamle adım egzersizleri relatif kuvvet hesaplanarak karşılaştırılabilir.
2. Farklı yüksekliklerde perturbasyon etkisi kullanılarak öne hamle adım egzersizlerindeki yük ve kas aktivasyonları araştırılabilir.
3. Öne hamle adım egzersizinin farklı yüksekliklerinde farklı adım uzunluğu, eklem açılanmaları ve valgus açıları değerlendirilebilir.
4. Farklı yüksekliklerdeki geriye hamle adım adım (reverse lunge) egzersizleri karşılaştırılabilir.
5. Benzer çalışmalarda LES (landing error scoring system) testleri ile sporcuların düşüş skorları değerlendirilerek düşüş sırasındaki kas aktivasyonları incelenebilir.
6. Farklı yüksekliklerde aynı kişiye çok tekrar ile case study planlanabilir.
7. Sadece yüksekte düşüp durdurularak düşme sonrası durma sırasında (stop landing) EMG aktivasyonu değerlendirilebilir.
8. Benzer çalışmalarda diz açılarını stabil tutmak adına hareket analizi eklenebilir.
9. Gastoknemius ve soleus kaslarına elektrot yerleştirilerek öne hamle adım egzersizi sırasındaeksenrik ve konsatrik faz stabilizasyon değerlendirmesi yapılabilir.
10. Spesifik landing uygulamaları yapan sporculara öne hamle adım egzersizleri uygulanabilir ve bu uygulama sırasındaki kas aktivasyonları incelenebilir.

8. KAYNAKLAR

- Alkjær, T., Smale, K. B., Flaxman, T. E., Marker, I. F., Simonsen, E. B., Benoit, Daniel. L., & Krogsgaard, M. R. (2020). Forward lunge before and after anterior cruciate ligament reconstruction: Faster movement but unchanged knee joint biomechanics. *Plos One*, *15*(1), 1-14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0228071>
- Aniceto, R. R., Pirauá, A. L. T., Da Silva Leandro, L., Da Silva, H. C. F., Silva, D. M., De Araújo, L. C., Costa, P. B., & Dos Santos, H. H. (2021). Lunges activate the gluteus maximus muscles more than back squats when both exercises are standardized. *Isokinetics and Exercise Science*, *29*(4), 353-359 doi:10.3233/IES-210125
- Arslan, E. (2008). EMG işaretlerinin incelenmesi ve madenciliği uygulaması. (Yüksek Lisans Tezi). Sakarya Üniversitesi, Sakarya.
- Baltacı, G., Tunay, V. B., Tuncer, A., & Ergun, N. (2016). *Spor yaralanmalarında egzersiz tedavisi*. (4. Baskı). Hipokrat Kitabevi.
- Begalle, R. L., DiStefano, L. J., Blackburn, T., & Padua, D. A. (2012). Quadriceps and hamstrings coactivation during common therapeutic exercises. *Journal of Athletic Training*, *47*(4), 396-405. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.4.01>
- Berral de la Rosa, F. J., Rojas Quinchavil, G., Venegas Jeldrez, P., Valencia, O., Guzmán Venegas, R., Araneda Valenzuela, O. F., & Flores León, A. F. (2021). Hip and thigh muscular activity in professional soccer players during an isometric squat with and without controlled hip contraction. *Retos: Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte y Recreación*, *39*, 697-704. <https://doi.org/10.47197/retos.v0i39.82024>
- Bezera, E. D. S., Diefenthaler, F., Nunes, J. P., Sakugawa, R. L., Heberle, I., Moura, B. M., Moro, A. R. P., Marcolin, G., & Paoli, A. (2021). Influence of trunk position during three lunge exercises on muscular activation in trained women. *International Journal of Exercise Science*, *14*(1), 202-210. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8136561/>
- Biçer, B. (2011). Sporcularda erektor spinae kas yoğunluğunun işlevsel yakın kızılaltı spektroskopisi ve yüzeysel elektromiyografi ile değerlendirilmesi (Doktora Tezi). Marmara Üniversitesi. İstanbul.
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1976). Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *The Journal of Physiology*, *260*(2), 267-277. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011515>
- Bobbert, M. F., & Schamhardt, H. C. (1990). Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. *Journal of Biomechanics*, *23*(7), 705-710. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90169-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90169-4)
- Bompa, Tudor, & Carlo, B. (2019). *Periodization-6th edition: theory and methodology of training*. (6th ed.). Human Kinetics.
- Boudreau, S. N., Dwyer, M. K., Mattacola, C. G., Lattermann, C., Uhl, T. L., & McKeon, J. M. (2009). Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over

exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(1), 91-103.
<https://doi.org/10.1123/jsr.18.1.91>

- Bourne, M. N., Duhig, S. J., Timmins, R. G., Williams, M. D., Opar, D. A., Najjar, A. A., Kerr, G. K., & Shield, A. J. (2017). Impact of the nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 51(5), 469-477. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096130>
- Cerrah, A. O., Ertan, H., & Soylu, A. R. (2010). Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8(2), 43-49. doi:10.1501/Sporm_0000000175
- Chiu, L. Z. F. (2018). Biomechanical methods to quantify muscle effort during resistance exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 32(2), 502-513. doi:10.1519/JSC.0000000000002330
- Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 623-631. doi:10.1016/j.jmpt.2005.08.005
- Comfort, P., Jones, P. A., Smith, L. C., & Herrington, L. (2015). Joint kinetics and kinematics during common lower limb rehabilitation exercises. *Journal of Athletic Training*, 50(10), 1011-1018. <http://https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- Daneshjoo, A., Rahnema, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Effectiveness of injury prevention programs on developing quadriceps and hamstrings strength of young male professional soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 39, 115-125. doi:10.2478/hukin-2013-0074
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163. <http://https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- Duncan, F., & Liebenson, C. (2019). The deficit reverse lunge. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 23(1), 156-160. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2018.11.003>
- Ekstrom, Richard A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2007.2471>
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics.
- Erol, S. (2021). Futbolculara uygulanan eksantrik ve konsantrik antrenmanların bazı motorik özellikler ve kardiyak aktivite üzerine etkilerinin incelenmesi (Doktora Tezi). Uludağ üniversitesi, Bursa.
- Escamilla, R., Zheng, N., MacLeod, T. D., Imamura, R., Wilk, K. E., Wang, S., Rubenstein, I., Yamashiro, K., & Fleisig, G. S. (2022). Patellofemoral joint loading during the performance of the forward and side lunge with step height variations. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 17(2), 174-184. doi: 10.26603/001c.31876

- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., & Bergemann, B. W. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(9), 1552-1566.
- Eser, C. (2018). Yüzey EMG ölçümleri sırasında kaydedilen MVC (maximum voluntary contraction) ile kuvvet ilişkisinin incelenmesi. (Yüksek Lisans Tezi). Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Esmer, A. F., Başarır, K., & Binnet, M. (2011). Diz ekleminin cerrahi anatomisi. *TOTBİD Dergisi*, 10(1), 38-44.
- Eston, R. G., & Reilly, T. (2008). *Kinanthropometry and exercise physiology laboratory manual* (3rd ed.). Routledge London, UK.
- Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y.-J., Reischl, S., & Powers, C. M. (2008). trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(7), 403-409. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2008.2634>
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>
- Flanagan, S. P., Wang, M.-Y., Greendale, G. A., Azen, S. P., & Salem, G. J. (2004). Biomechanical attributes of lunging activities for older adults. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 18(3), 599-605.
- Fox, E. L., Bowers, R. W., & Foss, M. L. (1993). *The physiological basis for exercise and sport*. (5th ed.). Brown & Benchmark.
- Fradkin, A. J., Zazryn, T. R., & Smoliga, J. M. (2010). Effects of warming-up on physical performance: a systematic review with meta-analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(1), 140-148. doi:10.1519/JSC.0b013e3181c643a0
- Franchi, M. V., Reeves, N. D., & Narici, M. V. (2017). Skeletal muscle remodeling in response to eccentric vs. concentric loading: morphological, molecular, and metabolic adaptations. *Frontiers in Physiology*, 8(447), 1-16. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00447>
- Frank, N & Netter, MD. (2019). *Atlas of human anatomy* (7. Ed.). Elsevier Inc.
- Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. O., Pompeu, J. E., Lucareli, P. R. G., Garbelotti, S., Gimenes, R. O., & Apolinário, A. (2010). Root mean square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects. *The Journal of Applied Research*, 10(1), 32-39.
- Toraman F., Yaman H., Sibel Taşralı, S. (2003). Patellofemoral açı farklılığının alt ekstremitte performansına etkisi. *Turkish Joint Dieases Foundation*, 14(1), 013-017.
- Gao, L., Ye, J., Bálint, K., Radak, Z., Mao, Z., & Gu, Y. (2023). Biomechanical effects of exercise fatigue on the lower limbs of men during the forward lunge. *Frontiers in Physiology*, 14, 1-10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1182833>

- Gary, A. Mirka. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34(3), 343-352. <https://doi.org/10.1080/00140139108967318>
- Godwin, M., Stanhope, E., Bateman, J., & Mills, H. (2020). An acute bout of self-myofascial release does not affect drop jump performance despite an increase in ankle range of motion. *Sports*, 8(3), 1-12. <https://doi.org/10.3390/sports8030037>
- Göçmez, H. B. (2021). Dikey ve yatay düzlemde sıçrama sırasında diz eklemine binen yüklerin ve kas aktivasyon paternlerinin incelenmesi. (Yüksek Lisans Tezi). Marmara Üniversitesi, İstanbul.
- Gunn, S., & Lo, A. (2007). Emergency orthopedics: the extremities, 5th edition. *Annals of Emergency Medicine*, 50(2), 207-208. <https://doi.org/10.1016/j.annemergmed.2007.03.035>
- Günay, A., & GÜLMEZ, İ. (2023). Comparison of knee angles and load relationship in forward lunge exercises: Experimental study. *Turkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 15(3), 422-429. doi: 10.5336/sportsci.2023-98759
- Hahn, T., Foldspang, A., & Ingemann-Hansen, T. (2001). Prevalence of knee instability in relation to sports activity. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 11(4), 233-238. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2001.110407.x>
- Halaki, M., & Gi, K. (2012). Normalization of EMG signals: To normalize or not to normalize and what to normalize to. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis—A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. (pp.174-448) InTech. <http://http://dx.doi.org/10.5772/3315>
- Handy, R. J., & Kerksick, C. (2017). Reverse lunge with single-arm kettlebell overhead press. *Strength & Conditioning Journal*, 39(5), 89-93. doi: 10.1519/SSC.0000000000000313
- Harris, S., Ruffin, E., Brewer, W., & Ortiz, A. (2017). Muscle activation patterns during suspension training exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 42-52. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5294946/>
- Herzog, W., Leonard, T. R., Joumaa, V., & Mehta, A. (2008). Mysteries of muscle contraction. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(1), 1-13. doi: 10.1123/jab.24.1.1
- Hessel, A. L., Lindstedt, S. L., & Nishikawa, K. C. (2017). Physiological mechanisms of eccentric contraction and its applications: A role for the giant titin protein. *Frontiers in Physiology*, 8(70), 1-14. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00070>
- Hody, S., Croisier, J.-L., Bury, T., Rogister, B., & Leprince, P. (2019). Eccentric muscle contractions: risks and benefits. *Frontiers in Physiology*, 10. (536), 1-18. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00536>
- Hortobagyi, T.I.B.O.R., Hill, JP, Houmard, JA, Fraser, D, Lambert, NJ, & Israel, RG. (1996). Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*, 80(3), 765-772. 10.1152/jappl.1996.80.3.765

- Hughes, G., & Dally, N. (2015). Gender difference in lower limb muscle activity during landing and rapid change of direction. *Science & Sports*, 30(3), 163-168. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2015.02.009>
- Huxley, A. F., & Simmons, R. M. (1971). Proposed mechanism of force generation in striated Muscle. *Nature*, 233(5321), 533-538. <https://www.nature.com/articles/233533a0>
- Irish, S. E., Millward, A. J., Wride, J., Haas, B. M., & Shum, G. L. (2010). The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(5), 1256/1262. <https://doi:10.1519/JSC.0b013e3181cf749f>
- Jamaludin, N. I., Sahabuddin, F. N. A., Raja Ahmad Najib, R. K. M., Shamshul Bahari, M. L. H., & Shaharudin, S. (2020). bottom-up kinetic chain in drop landing among university athletes with normal dynamic knee valgus. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(12), 1-10. <https://doi.org/10.3390/ijerph17124418>
- Jones, D., Round, J., & De Haan, A. (2006). Skeletal muscle: from molecules to movement. *British Journal of Sports Medicine*, 40, 950-952. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.026567>
- Jönhagen, S., Ackermann, P., & Saartok, T. (2009). Forward lunge: a training study of eccentric exercises of the lower limbs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(3), 972-978 <https://doi:10.1519/JSC.0b013e3181a00d98>
- Jönhagen, S., Halvorsen, K., & Benoit, D. L. (2009). Muscle activation and length changes during two lunge exercises: Implications for rehabilitation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(4), 561-568. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00692.x>
- Julian, V., Thivel, D., Costes, F., Touron, J., Boirie, Y., Pereira, B., Perrault, H., Duclos, M., & Richard, R. (2018). Eccentric training improves body composition by inducing mechanical and metabolic adaptations: A promising approach for overweight and obese individuals. *Frontiers in Physiology*, 9(1013) 1-14. <https://doi:10.3389/fphys.2018.01013>
- Kenney, W. Larry, Wilmore, Jack H., & Costill, David L. (2021). *Spor ve egzersiz fizyolojisi*. Spor Yayınevi.
- Kim, K., Lee, J., Lee, J., & Lee, J. (2019). Effects of instability tools on muscles activities in lunge exercise in healthy adult males. *The Journal of Korean Physical Therapy*, 31(6), 363-367. <https://doi.org/10.18857/jkpt.2019.31.6.363>
- Koca, R. (2009). İnsanlarda Q açısının anatomik incelemesi ve klinik açıdan önemi (Yüksek Lisans), Selçuk Üniversitesi, Konya.
- Komi, P. V. (1994). Strength and power in sport. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(11), 1422.
- Krause, D. A., Elliott, J. J., Fraboni, D. F., McWilliams, T. J., Rebhan, R. L., & Hollman, J. H. (2018). Electromyography of the hip and thigh muscles during two variations of the

- lunge exercise: A cross-sectional study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(2), 137-142.
- Lee, H. T., Kim, Y. J., & Kim, Y. S. (2018). Effects of unilateral, bilateral movement and combined exercise using a ski simulator on lower limb joint and muscle activities. *Science & Sports*, 33(3), 176-182. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2017.11.003>
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934. doi: 10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3
- Li, K., Cao, M., Li, Y., & Gao, F. (2018). Using sEMG to assess VL, RF, and VM muscle strength pre-and post- ACL reconstruction. Proceedings of the 12th International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology, City, State, Country, 230-233.
- Llurda-Almuzara, L., Labata-Lezaun, N., López-de-Celis, C., Aiguadé-Aiguadé, R., Romani-Sánchez, S., Rodríguez-Sanz, J., Fernández-de-las-Peñas, C., & Pérez-Bellmunt, A. (2021). Biceps Femoris Activation during Hamstring Strength Exercises: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(16), 1-18. doi: 10.3390/ijerph18168733
- López-de-Celis, C., Sánchez-Alfonso, N., Rodríguez-Sanz, J., Romani-Sánchez, S., Labata-Lezaun, N., Canet-Vintró, M., Aiguadé, R., & Pérez-Bellmunt, A. (2024). Quadriceps and gluteus medius activity during stable and unstable loading exercises in athletes. A cross-sectional study. *Journal of Orthopaedic Research*, 42(2), 317-325. <https://doi.org/10.1002/jor.25680>
- Marras, W. S., & Davis, K. G. (2001). A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(1), 1-9. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00039-0](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00039-0)
- Mausehund, L., Skard, A. E., & Krosshaug, T. (2019). Muscle activation in unilateral barbell exercises: implications for strength training and rehabilitation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33, 85-94. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002617
- McBride, J. M., Larkin, T. R., Dayne, A. M., Haines, T. L., & Kirby, T. J. (2010). Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *International journal of sports physiology and performance*, 5(2), 177-183.
- McCurdy, K., O'Kelley, E., Kutz, M., Langford, G., Ernest, J., & Torres, M. (2010). Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(1), 57-70.
- Merchant, A. C., Fraiser, R., Drago, J., & Fredericson, M. (2020). A reliable Q angle measurement using a standardized protocol. *The Knee*, 27(3), 934-939. doi: 10.1016/j.knee.2020.03.001
- Merletti, R., & Parker, P. J. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. John Wiley & Sons.

- Meyer, K., Steiner, R., Lastayo, P., Lippuner, K., Allemann, Y., Eberli, F., & Hoppeler, H. (2003). Eccentric exercise in coronary patients: Central hemodynamic and metabolic responses. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(7), 1076-1082. doi: 10.1249/01.MSS.0000074580.79648.9D
- Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S. M., Elias, J. J., Ramrattan, N., Cosgarea, A. J., & Chao, E. Y. S. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(5), 834-840. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00008-0](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00008-0)
- Muratlı S., & Çetin, E. (2011). *Spor Biyomekaniği* (1. Baskı). Başak Matbaacılık.
- Muyor, J. M., Martín-Fuentes, I., Rodríguez-Ridao, D., & Antequera-Vique, J. A. (2020). 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*, 15(4), 1-15. doi: 10.1371/journal.pone.0230841
- Nadzalan, A. M., Mohamad, N. I., Lee, J. L. F., & Chinnasee, C. (2018). Lower body muscle activation during low load versus high load forward lunge among untrained men. *Journal of Fundamental and Applied Sciences*, 10(3), 205-217.
- Nairn, B. C., Sutherland, C. A., & Drake, J. D. M. (2017). Motion and muscle activity are affected by instability location during a squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(3), 677-685. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001745
- Nishikawa, K. C., Monroy, J. A., Uyeno, T. E., Yeo, S. H., Pai, D. K., & Lindstedt, S. L. (2011). Is titin a 'winding filament'? A new twist on muscle contraction. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 279(1730), 981-990. <https://doi.org/10.1098/rspb.2011.1304>
- Niu, W., Wang, Y., He, Y., Fan, Y., & Zhao, Q. (2011). Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb. *Human Movement Science*, 30(3), 614-623. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.10.010>
- Nordin, M. & Frankel, V. H. (2012). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. (4. baskı). Wolters Kluwer.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Timmins, R. G., Hickey, J., Duhig, S. J., & Shield, A. J. (2015). Eccentric hamstring strength and hamstring injury risk in australian footballers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(4):857-65. doi: 10.1249/MSS.0000000000000465
- Örteş, F., & Arslan, Y. Z. (2021). Investigation of force generation mechanism in skeletal muscles through huxley-type muscle models. *Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 35(3), 415-426.
- Park, J.Y. (2023). Effect on muscle activity of lower extremities during squat and lunge exercises on unstable support surfaces. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, 24(2), 508-513. doi: 10.5762/KAIS.2023.24.2.508

- Park, S., Chung, C., Park, J., Jang, J., Panday, S. B., Lee, J., & Pathak, P. (2016). Comparative analysis of lunge techniques: forward, reverse, walking lunge. *34th International Conference on Biomechanics in Sports, Japan*, 18-22. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6941>
- Pincivero, D. M., Aldworth, C., Dickerson, T., Petry, C., & Shultz, T. (2000). Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, *81*(6), 504-509. <https://doi.org/10.1007/s004210050075>
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *40*(2), 42-51.
- Ramírez-de-la-Cruz, M., Bravo-Sánchez, A., Esteban-García, P., Jiménez, F., & Abián-Vicén, J. (2022). Effects of plyometric training on lower body muscle architecture, tendon structure, stiffness and physical performance: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *8*(1), 1-29. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00431-0>
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, *8*(1), 11-35. <https://doi.org/10.1251/bpo115>
- Riemann, B., Congleton, A., Ward, R., & Davies, G. J. (2013). Biomechanical comparison of forward and lateral lunges at varying step lengths. *Journal Sports Medicine Phys Fitness*, *53*(2), 130-138.
- Rome, L. C., Cook, C., Syme, D. A., Connaughton, M. A., Ashley-Ross, M., Klimov, A., Tikunov, B., & Goldman, Y. E. (1999). Trading force for speed: Why superfast crossbridge kinetics leads to superlow forces. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *96*(10), 5826-5831. <https://doi.org/10.1073/pnas.96.10.5826>
- Ross & Wilson. (1981). *Foundations of Anatomy and Physiology*. (5th ed.). English Language Book Society.
- Sabadri, S. N. S. M., Rosman, N. A., Azemi, M. A., Pratama, R. S., Marsal, M. Z., Falaahudin, A., & Iwandana, D. T. (2023). Kinematics analysis of high load forward lunge exercise among untrained men. *Jurnal Sains Sukan & Pendidikan Jasmani*, *12*(1), 74-80.
- Saç, A., & Taşmektepligil, M. Y. (2018). Correlation between the Q angle and the isokinetic knee strength and muscle activity. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *64*(4), 308-313. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2018.2366>
- Serbest, K. & Eldoğan, Osman. (2014). Structure and biomechanics of skeletal muscle. *Academic Platform Journal of Engineering and Science*, *2*(3), 41-51.
- Sever, O., Çiğerci, A., E., Kır, R., Cihan, B., Kışalı, N., F., İpekoğlu, G., & Metin Y. (2021). *Koşu Biyomekaniği*. *5*(1), 71-96.
- Seymore, K. D., Domire, Z. J., DeVita, P., Rider, P. M., & Kulas, A. S. (2017). The effect of nordic hamstring strength training on muscle architecture, stiffness, and strength.

- Smith, T. O., Davies, L., O'Driscoll, M. L., & Donell, S. T. (2009). The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(9), 1259-1269.
- Song, J.-K., & Yoo, W.-G. (2021). Effect of backward versus forward lunge exercises on trunk muscle activities in healthy participants. *Physical Therapy Korea*, 28(4), 273-279. <https://doi.org/10.12674/ptk.2021.28.4.273>
- Standring, S. (2021). *Gray's Anatomy E-Book: Gray's Anatomy E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Stegeman, D. F., & Hermens, H. J. (2007). Standards for surface electromyography: The European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". *Enschede: Roessingh Research and Development*, 10, 8-12.
- Suter, E., McMorland, G., Herzog, W., & Bray, R. (1999). Decrease in quadriceps inhibition after sacroiliac joint manipulation in patients with anterior knee pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(3), 149-153. [https://doi.org/10.1016/S0161-4754\(99\)70128-4](https://doi.org/10.1016/S0161-4754(99)70128-4)
- Şenel, Ömer. (1999). Kuvvet ve güç kavramları arasındaki fark üzerine bir değerlendirme. *Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 4(1), 41-44.
- Uzun, S. (2007). Elit sporcularda kassal dayanıklılığın yüzeysel elektromyografi güç dağılımı parametreleri ile değerlendirilmesi. (Doktora Tezi). Marmara Üniversitesi, İstanbul.
- VanBuren, P., Waller, G. S., Harris, D. E., Trybus, K. M., Warshaw, D. M., & Lowey, S. (1994). The essential light chain is required for full force production by skeletal muscle myosin. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 91(26), 12403-12407. <https://doi.org/10.1073/pnas.91.26.12403>
- Vlažná, D., Krkoška, P., Kuhn, M., Dosbaba, F., Batalik, L., Vlčková, E., Vohánka, S., & Adamová, B. (2021). Assessment of lumbar extensor muscles in the context of trunk function, a pilot study in healthy individuals. *Applied Sciences*, 11(20), 1-16 <https://doi.org/10.3390/app11209518>
- W.M.A. (2013). World medical association declaration of helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *Jama*, 310(20), 2191-2194. <https://doi.org/10.32457/ijmss.2014.042>
- Yazıcı, İ. (2008). EMG işaretlerinin işlenmesi ve sınıflandırılması. (Yüksek Lisans Tezi). Sakarya Üniversitesi, Sakarya.

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Ali	Soyadı	GÜNAY
Doğum Yeri	Antakya	Doğum Tarihi	20.04.1986
Uyruğu	T. C.	Tel	
E-mail			

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Marmara Üniversitesi	2024
Yüksek Lisans	Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi	2019
Lisans	Mustafa Kemal Üniversitesi	2016

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1	Haliç Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi	2018-devam
2		
3		

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Orta	Orta	Orta

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YÖKDİL	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Excel, Power Point, SPSS, MATLAB	Çok iyi, Çok iyi, İyi, İyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendiriniz.

10. BİLİMSEL FAALİYETLER

10.1. Makale

- Günay A., Gülmez İ. (2023). Öne Hamle Adım Egzersizlerinde Diz Açıları ve Yük İlişkisi: Deneysel Çalışma. *Türkiye Klinikleri Spor Bilimleri Dergisi*, 15(3), 422-429., Doi: 10.5336/Sportsci.2023-98759 (Yayın No: 8627822)
- Odabaş H. İ., Güler L., Günay A. (2022). Evaluation Of Body Mass Index And Body Compositions Of Elite And Non-Elite Korfball Athletes By Gender: Descriptive-Comparative Study. *Türkiye Klinikleri Spor Bilimleri Dergisi*, 14(1), 61-68., Doi: 10.5336/Sportsci.2021-86032 (Yayın No: 7607030)
- Günay A., Küçükkuş N. (2021). How Much Fluid Loss And Urine Density Caused By Aerobic Exercise And Sauna İn Tennis Players? A Descriptive Study. *Pharmaceutica Analytica Acta*, 150-155., Doi: 10.22376/İjpbs/İjlr/Sp14/Jan/2021.1-295 (Yayın No: 7607065)
- Kahriman Ş., Kıstak Altan B., Günay A., Turan İ.T., Pehlivan A. (2021). 2019 Wimbledon Tenis Turnuvası Erkekler Final Maçında Atılan Servislerin Bölge ve Hız Açısından İncelenmesi. *Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 26(1), 85-97. (Yayın No: 6764412)
- Günay A., Odabaş H. İ., Kıstak Altan B., Usta G. (2021). Kadınlarda B-Fit™ egzersizlerinin vücut kompozisyonuna etkisinin yaşa göre karşılaştırılması. *Turkish Journal of Sports Medicine* (Yayın No: 7562466)
- Küçükkuş N., Günay A., Löklüoğlu B., Kakıl B., (2019). Relationship Between Body Composition, Vertical Jump, 30 M Sprint, Static Strength and Anaerobic Power for Athletes. *International Journal of Sport, Exercise Training Sciences*, 5(2), 68-78., Doi: 10.18826/useeabd.517037 (Yayın No: 5133710)

10.2. Bildiri

- Günay A., Gülmez İ. (2023). Öne Hamle Adım Egzersizinde Q Açısı ile Rektus Femoris Kas Aktivasyonu Değerlerinin İncelenmesi. *11. Çukurova Uluslararası Bilimsel Araştırmalar Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No: 8438742)
- Çürük B., Kesepara F., Turan İ., T., Günay A., Odabaş H. İ. (2022). Futbolcularda sıçrama yüksekliği ile beden proporsiyonu ve Q açısı arasındaki ilişki. *20. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)* (Yayın No: 7980184)

- Elyay E., Günay A., Pehlivan A. (2022). 2021 Avustralya Açık Finali Kadın ve Erkek Servis Başarı Karşılaştırması. 20. *Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi* (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 7980117)
- Günay A., Küçükkubaş N. (2019). Tenisçilerde dehidratasyonun anaerobik performans ve vücut kompozisyonuna etkisi. 17. *Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi* (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 5501672)
- Küçükkubaş N., Günay A. (2019). Tenisçilerde Aerobik Egzersizin Dehidratasyon ve Vücut Kompozisyonuna Etkisi. 3. *Akademik Spor Araştırmaları Kongresi* (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 5622446)
- Günay A., Usta G., Odabaş H. İ. (2018). Kadınlarda yaşa göre B-Fit egzersizlerinin vücut kompozisyonuna etkisinin incelenmesi/Examination of the effect of B-Fit Exercises on Body Composition by age in Women. 16. *international Sport Science congress*, 140 (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 4833780)
- Küçükkubaş N., Kakil B., Löklüoğlu B., Günay A. (2017). Genç Sporcularda Vücut Kompozisyonu, Sürat, Statik Kuvvet ve Anaerobik Güç Arasındaki İlişkinin Belirlenmesi. *Dünya Spor Bilimleri Araştırmaları Kongresi* (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 4491009)

10.3. Çalıştay

Spor Bilimleri ve Akademik Yazma Çalıştayı, Bilimsel yayın yazma prensipleri, püf noktaları, Eskişehir üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi, Çalıştay, 10.01.2020 -10.01.2020 (Uluslararası) 349519

10.4. Seminer

Tenis Antrenörleri gelişim semineri, Tenis kuvvet ve kondisyon eğitimi, TED, Seminer, 07.03.2019- 10.03.2019 (Uluslararası) 349524

10.5. Kongre Düzenleme

Uluslararası Egzersiz ve Spor Bilimleri Sempozyumu, Elit Sportlarda Güncel Antrenman Yaklaşımları, Haliç Üniversitesi, Kongre Düzenleme, 17.05.2018-18.05.2018 (Uluslararası)

11. EKLER

EK 1. ETİK ONAY

EK 2. GÖNÜLLÜ KATILIM ONAM FORMU

Bu form; mevcut bilimsel bilgilere katkı yapması amacıyla planlanmış olan bu çalışmada yer almak için, özgür iradeleriyle, gönüllü olmuş siz değerli katılımcıların, çalışma hakkında detaylı bilgi sahibi olması için hazırlanmıştır.

Çalışmanın Adı: *Öne Düşerek Adım Alma Egzersizinin Farklı Uygulamalarında Alt Ekstremitte Kas Aktivasyonu ve Yük Değişimlerinin İncelenmesi*

Çalışmanın Amacı: Bu çalışmanın amacı, standart ve belirli bir yükseklikten öne adım alma (drop lunge) egzersizleri sırasında alt ekstremitte kas aktivasyonu ve yük değişimlerini incelemektir.

Yapılacak Ölçümler:

- DKK ölçümleri
- Q açısı ölçümleri
- Rektus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis ve Biseps Femoris kasları kas aktivasyonu ölçümleri

Adı ve Soyadı:

İmza:

Araştırmacı Adı: Ali GÜNAY

Adres :

E posta :

Cep :

GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Bu form; Ali GÜNAY'ın '*Öne Düşerek Adım Alma Egzersizinin Farklı Uygulamalarında Alt Ekstremitte Kas Aktivasyonu ve Yük Değişimlerinin İncelenmesi*' adlı çalışmasına sizin gönüllü olarak katıldığınızı;

Bu araştırmanın antrenman süreçleri ve uygulanacak ölçümler hakkında bilgilendirmek amacıyla yapılmış gönüllü bilgilendirme toplantısı ve imza karşılığı size verilmiş gönüllü bilgilendirme formu sonrasında, sizin özgür iradeniz ile bu çalışmaya katılmaya gönüllü olduğunuzu ifadesi anlamını taşımaktadır. Araştırma süresince herhangi bir sorun yaşamanız durumunda Prof. Dr....'a No'lu telefonda ve Ali GÜNAY'a No'lu telefonda ulaşabileceğimi biliyorum. Bu çalışma kapsamında;

Bu çalışmada Q açısı, alt ekstremitte (ön ve arka bacak) kas aktivasyonu yüzeyel EMG elektrodu ile ölçülecektir.

Çalışmadaki ölçüm süresi yaklaşık 1 saattir.

Çalışmada ön ve arka bacak kasları ölçülürken dizlere yük binecektir. Ölçümlere başlanmadan önce herhangi bir diz rahatsızlığı yaşamış iseniz lütfen önceden bildiriniz.

Eğer; çalışmanın antrenman süreçleri, uygulanacak testleri ve ölçümleri hakkında yeterli bilgiye sahip olduğunuzu düşünüyor ve bu çalışmadaki uygulamalara katılıp, elde edilecek sonuçların sadece bilimsel amaçlar ile derlenip, yayınlanmasına izin veriyorsanız, istediğiniz an çalışmadan çıkmak üzere, lütfen aşağıdaki bölüme adınız ve soyadınızı yazıp, imzalayınız.

Bu çalışmada uygulanacak tüm ölçüm süreçleri ile ilgili olarak yeterince bilgilendirildim.

Bu çalışmaya, istediğim zaman ayrılmak üzere ve özgür iradem ile katılmak istiyorum. Çalışma sonucunda elde edilecek verilerin derlenip, sadece bilimsel amaçlara hizmet etmek amacıyla yayınlanmasına izin veriyorum.

Çalışmada tarafıma bir ücret ödenmeyecek ve yapılan ölçümler için benden ücret talep edilmeyecektir.

Ölçümler sürecindeki, uygulamalar esnasında oluşabilecek tüm aksaklık ve sportif yaralanmalar için sorumluluğun kendime ait olduğunu, araştırma gurubunun ve bağlı oldukları kurumların bundan sorumlu olmayacağını peşinen kabul ederim.

Gönüllü;

Adı Soyadı:

Tarih:

İmza:

EK 3. LABORATUVAR KULLANIM İZİN YAZISI

Evrak Tarih ve Sayısı: 22.09.2022-364535



T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Spor Bilimleri Fakültesi Dekanlığı

Sayı : E-83765773-302.08.01-364535
Konu : Laboratuvar Kullanım Talebiniz

22.09.2022

Sayın Ali GÜNAY

İlgi : 21.09.2022 tarihli dilekçeniz.

"Öne Düşerek Adım Alma Egzersizinin Farklı Uygulamalarda Alt Ekstremité Kas Aktivasyonu ve Yük Değişimlerinin İncelenmesi" başlıklı doktora tez çalışmanız için Fakültemiz Sporda Sinirbilim ve Psikoloji Araştırmaları Laboratuvarında bulunan (EMG, Force Plate, DKK Kaliperi, ve Vücut Kompozisyonu Ölçüm Cihazını (TANİTA) kullanma talebiniz gerekli formun doldurulması ve onayı ile prosedürlerin takibi kaydıyla laboratuvar sorumlusu Dr. Öğr. Üyesi Elif Sibel ATIŞ TEKELİ koordinatörlüğünde uygun görülmüştür.
Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Ali KIZILET
Dekan

Bu belge, görevli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Doğrulama Kodu: BSML4863V3 Fm Kodu: 90552 Belge Takip Adresi: <https://arkivcy.gov.tr/9676K=570M&D=BSML4863V3A=9-364535>
Adres: Marmara Üniversitesi Anadolu Hüsnü Yereşeni Spor Bilimleri Fakültesi
Cumhuriyet Cad. 34810 Beykoz / İSTANBUL Bilgi için: ARZU BEZER
Telefon: 0216 777 4350 Faks: 0216 777 4352 Üzerine: Bilgisayar İşletmeni
e-Posta: sporbilimleri@marmara.edu.tr Elektronik
Ağ: <http://sporbilimleri.marmara.edu.tr> Tel No: 0216 777 4406
Kırp Adresi: maarmarauniversitesi@hs01.kep.tr



EK 4. VERİ TOPLAMA FORMU

Veri Toplama Formu

KİŞİSEL BİLGİLER		
İsim-Soyisim		
Cinsiyet		
Doğum Tarihi		
Telefon Cep	0(5.....)	
Spora Başladığı Yıl		
Dominant bacak		
FİZİKSEL BİLGİLER		
Boy		
Ağırlık		
Üst Bacak boyu		
Alt Bacak boyu		
BMI		
Q açısı	Sağ:	Sol:

	Rektus Femoris	Vastus Lateralis	Vastus Medialis	Biceps Femoris
<i>MVC ölçümü sağ ayak</i>				
Ölçüm 1 (düz zemin)				
Ölçüm 2 (10 cm)				
Ölçüm 3 (20 cm)				
<i>MVC ölçümü sol ayak</i>				
Ölçüm 4 (düz zemin sol)				
Ölçüm 5 (10 cm sol)				
Ölçüm 6 (20 cm sol)				

Biceps		
Triceps		
Suprailiac		
Abdominal		
Uyluk		
M calf		