

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

**ERİŞKİN KAS HASTALARINDA OTURMADAN AYAĞA
KALKMA AKTİVİTESİNİN ÇEVRESEL, BİYOMEKANİK
FAKTÖRLER VE KAS AKTİVASYONU AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

Fzt. Gülşah SÜTÇÜ

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2018

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

**ERİŞKİN KAS HASTALARINDA OTURMADAN AYAĞA
KALKMA AKTİVİTESİNİN ÇEVRESEL, BİYOMEKANİK
FAKTÖRLER VE KAS AKTİVASYONU AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

Fzt. Gülşah SÜTÇÜ

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Muhammed KILINÇ**

**ANKARA
2018**

**ERİŞKİN KAS HASTALARINDA OTURMADAN AYAĞA KALKMA AKTİVİTESİNİN
ÇEVRESEL, BİYOMEKANİK FAKTÖRLER VE KAS AKTİVASYONU AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

Fzt. Gülşah SÜTÇÜ

Bu çalışma 21/12/2017 tarihinde jürimiz tarafından “Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı” nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. Sibel AKSU YILDIRIM
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Tez Danışmanı:

Doç. Dr. Muhammed KILINÇ
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Üye:

Prof. Dr. Tülin DÜĞER
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Üye:

Doç. Dr. Sevil BİLGİN
(Hacettepe Üniversitesi)

(imza)

Üye:

Doç. Dr. Ela TARAKCI
(İstanbul Üniversitesi)

(imza)

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

Tarih: 04 Ocak 2018

(imza)

Prof. Dr. Diclehan Orhan

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

X Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

o Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

09/01/2018


GÜLŞAH SÜTÇÜ

ETİK BEYAN

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

Fzt. Gülşah SÜTÇÜ

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine sağladıkları katkılardan dolayı, aşağıda adı geçen kişilere içtenlikle teşekkür eder.

Tez danışmanım olarak tezimin planlanmasında, yürütülmesinde ve yazım aşamasında akademik bilgi ve deneyimleriyle büyük katkıda bulunan; sabrını ve sevgisini esirgemeyip yoğun desteğiyle beni cesaretlendiren, yüksek lisans eğitim hayatım boyunca desteğini her zaman hissettiğim ve örnek aldığım hocam Sayın Doç. Dr. Muhammed KILINÇ’a,

Tezimin planlamasından yazım aşamasına kadar her anında değerli akademik bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, anlayışı ve içtenliği ile manevi desteğini bir an bile eksik etmeyen ve her zaman her konuda yol gösterici olan hocam Sayın Prof. Dr. Sibel Aksu Yıldırım’a,

Tez çalışmamın planlanması ve yürütülmesine sağladıkları değerli katkılarının yanında bölümümüzün imkânlarından da yararlanmamı sağlayan hocalarım Sayın Prof. Dr. Ayşe Karaduman’a ve Sayın Prof. Dr. Tülin Düger’e,

Tezimin planlamasından yazım aşamasına kadar her anında değerli zamanlarını ayıran, akademik bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Nilgün Bek’e ve Sayın Dr. Fzt. Gülcan Harput’a,

Tezimin yürütülmesinde gerekli cihazları kullanabilmem için bana imkân sağlayan ve desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. İrem Düzgün, Sayın Doç. Dr. Semra Topuz ve Sayın Dr. Fzt. Pınar Kısacık’a,

Sonsuz özverisi ve fedakârlığıyla tez çalışmamın her aşamasında yanımda olan ve destek sağlayan değerli çalışma arkadaşım Sayın Uzm. Fzt. Ali Yalçın’a,

Tezimin planlanmasında, yürütülmesinde ve yazım aşamasında akademik desteğini esirgemeyen değerli ağabeyim Sayın Dr. Fzt. Ender Ayvat’a,

Tez çalışmamın yürütülmesinde desteklerini esirgemeyen değerli çalışma arkadaşlarım Sayın Uzm. Fzt. Fatma Ayvat, Uzm. Fzt. Özge Onursal Kılınç ve Fzt. Mert Doğan’a,

Hayatımın ve tezimin her aşamasında sabrını, sevgisini ve desteğini esirgemeyen, hayattaki en büyük şansım sevgili aileme,

Çalışmaya katılmayı gönüllü olarak kabul eden tüm değerli tez vakalarımın en içten sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Sütçü, G. Erişkin kas hastalarında oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin çevresel, biyomekanik faktörler ve kas aktivasyonu açısından incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara 2018. Bu çalışma erişkin kas hastalarında oturmadan ayağa kalkma aktivitesini, çevresel faktörler (oturma yüksekliği, oturulan zeminin sertliği gibi), kas kuvveti, kas aktivasyonu, biyomekanik faktörler açısından incelemek ve sağlıklı yaşlıları ile karşılaştırmak amacıyla planlandı. Çalışmaya yaş ortalaması $30,47 \pm 10,37$ olan 15 kas hastası birey ve yaş ortalaması $29,60 \pm 7,46$ olan 15 sağlıklı birey dâhil edildi. Bireylerin demografik bilgileri kaydedildikten sonra; oturmadan ayağa kalkma sırasında kas aktivasyonları (yüzeysel elektromiyografi), eklem hareket açıları ve oturmadan ayağa kalkma süreleri (kinematik ölçümler) değerlendirildi. Oturmadan ayağa kalkmayı etkileyebilecek diğer faktörler açısından bireylerin ayak- ayak bileği karakteristikleri (Naviküler Düşme Testi, subtalar açı ölçümü, ayak uzunluk ölçümü, metatarsal genişlik ölçümü, Ayak Postür İndeksi), kas kuvveti (hand-held dinamometre), kas kısalıkları (kas kısalık testleri), denge (Zamanlı Kalk ve Yürü Testi), alt ekstremitte fonksiyonel kuvveti (5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi), motor fonksiyonlar (Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği) ve gövde kontrolü (Gövde Bozukluk Ölçeği) değerlendirildi. Çalışma sonucunda, kas hastası bireylerin farklı yükseklik ve zemin özelliklerinden ayağa kalkmaları sırasında sağlıklı bireylere göre daha yüksek kas aktivasyon seviyeleri ile zemin özelliğine göre daha fazla gövde fleksiyonu yaparak daha uzun sürede ayağa kalktıkları bulundu ($p<0,05$). Kas hastası bireylerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin kas aktivasyonu, eklem hareket açıları, ayağa kalkma süreleri, kas kuvveti ve kısalığı, denge, alt ekstremitte fonksiyonel kuvveti ve motor fonksiyonlarla ilişkili olduğu bulundu ($p<0,05$). Sonuç olarak; kas hastalarında oturmadan ayağa kalkma performansında, kas kuvvet ve aktivasyonu, oturulan yerin yüksekliği ve zeminin sertliği gibi pek çok faktörün rol oynadığı gösterilmiştir. Çalışmamızın sonuçları, kas hastası bireylerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin olumsuz yönde etkilendiğini ve hastaların ayağa kalkabilmek için kassal, biyomekanik ve çevresel faktörlerle ilişkili olarak farklı motor stratejiler geliştirdiklerini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler:Erişkin kas hastaları, oturmadan ayağa kalkma, elektromiyografi.

ABSTRACT

Sütçü, G. The examination of sit to stand activity at adult patients with muscle disease in terms of environmental, biomechanical factors and muscle activation. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Master Thesis in Physical Therapy and Rehabilitation Program, Ankara, 2018. This study was planned to investigate sit to stand activity at adult patients with muscle disease in terms of environmental factors (seat height, seat hardness etc.), muscle strength, muscle activation, biomechanical factors and comparison with healthy peer. Fifteen patient with muscle disease whose mean age of 30.47 ± 10.37 years and 15 healthy individuals whose mean age of 29.60 ± 7.46 years were included. After the demographic informations of the individuals were recorded; muscle activation (superficial electromyography), range of motion and sit to stand duration (kinematic measurements) were assessed during standing. In terms of other factors that may affect standing, the individual's foot-ankle characteristics (Navicular Drop Test, subtalar angle measurement, foot length measurement, metatarsal width measurement, Foot Posture Index), muscle strength (hand-held dynamometer), muscle shortness (muscle shortness test), balance (Time Up Go Test), lower extremity functional strength (Five Repetition Sit to Stand Test), motor functions (Motor Function Measure Scale) and trunk control (Trunk Impairment Scale) were evaluated. As a result of the study, it was found that patients with muscle disease had higher muscle activation levels and longer periods compared to healthy individuals while standing from different height and floor characteristics, also they had more trunk flexion while standing from soft seat ($p < 0.05$). Sit to stand activity of patient with muscle disease is related to muscle activation, range of motion, sit to stand duration muscle strength and shortness, balance, lower extremity functional strength and motor function ($p < 0.05$). As a result many factors have been shown to play a role in standing of patients with muscle disease such as muscle activation and strength, seat height and hardness. The results of our study have shown that sit to stand activity of patients with muscle disease was adversely affected and patients develop different motor strategies related to muscular, biomechanical, and environmental factors in order to standing.

Key Words: Patient with muscle disease, sit to stand, electromyography.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kas Hastalıkları	3
2.2 Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesi	8
2.2.1 Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Anatomisi	8
2.2.2. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Biyomekaniği	10
2.2.3. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Kinetik ve Kinematiki	11
2.2.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyen Faktörler	13
2.2.5. Kas Hastalarında Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesi	23
2.2.6. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Değerlendirilmesi	27
3. BİREYLER VE YÖNTEM	30
3.1 Bireyler	30
3.2. Yöntemler	31
3.3. Değerlendirmeler	31
3.3.1 Demografik Bilgiler ve Hikâye	31
3.3.2 Kas Kuvveti Değerlendirmesi	32
3.3.3 Kas Kısıklık Değerlendirmesi	33
3.3.4 Motor Fonksiyon Değerlendirmesi	33
3.3.5 Gövde Bozukluğunun Değerlendirilmesi	33
3.3.6 Denge Değerlendirmesi	34
3.3.7 Alt Ekstremitenin Fonksiyonel Kuvvetinin Değerlendirilmesi	34

3.3.8 Ayak Değerlendirmesi	34
3.3.9 Yüzeysel Elektromyografi Ölçümleri	37
3.3.10 Kinematik Ölçümler	44
4. BULGULAR	47
4.1 Tanımlayıcı Bulgular	47
4.2. Kas Aktivasyonu ile İlgili Bulgular	48
4.2.1. Erişkin Kas Hastaları ve Kontrol Grubunun Kas Aktivasyonu Açısından Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	48
4.2.2. Farklı Yüksekliklerde Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	50
4.2.3. Farklı Zeminlerde Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	54
4.3. Kinematik Bulgular	59
4.3.1. Grupların Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Süre Açısından Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	59
4.3.2. Farklı Yüksekliklerden Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Sürelerin Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	61
4.3.3. Farklı Zeminlerde Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Sürelerin Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	63
4.3.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Eklem Hareket Açılarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	65
4.3.5. Farklı Yüksekliklerden Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Ortaya Çıkan Eklem Hareket Açılarının Karşılaştırılması	68
4.3.6. Farklı Zeminlerden Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Ortaya Çıkan Eklem Hareket Açılarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	70
4.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyecek Diğer Faktörler İle İlgili Bulgular	73
4.4.1. Erişkin Kas Hastaları ve Kontrol Grubunun Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyecek Diğer Faktörler Açısından Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	73
4.5. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyecek Diğer Faktörlerin Oturmadan Ayağa Kalkma Süresi ile İlişkisi ile İlgili Bulgular	75

5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇLAR	92
7. KAYNAKLAR	94
8. EKLER	
EK 1. Etik Kurul Onayı	
EK.2 Katılımcı Onam Formu	
EK 3 MOTOR FONKSİYON DEĞERLENDİRME ÖLÇEĞİ	
EK 4 GÖVDE BOZUKLUK ÖLÇEĞİ	
EK.5 AYAK POSTÜR İNDEKSİ	
9. ÖZGEÇMİŞ	



SİMGELER KISALTMALAR

cm	: Santimetre
CoM	: Vücut Kitle Merkezi
EMG	: Elektromiyografi
GBÖ	: Gövde Bozukluk Ölçeği
MS	: Multipl Skleroz
msn	: Milisaniye
MVIC	: Maksimum İstemli İzometrik Kontraksiyon
n	: Birey Sayısı
N	: Newton
N.m/Kg	: Newton.metre/Kilogram
OAK	: Oturmadan Ayağa Kalkma
p	: İstatiksel Yanılma Payı
SKM	: Sternoklaidomastoid
sn	: Saniye
SPSS	: İstatistik Paket Programı
SS	: Standart Sapma
X	: Aritmetik Ortalama
ZKYT	: Zamanlı Kalk ve Yürü Testi

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin biyomekanik modeli (Dört segment)	10
2.2. Sagital ekseninde oturmadan ayağa kalkma aktivitesi	11
2.3. Oturmadan Ayağa Kalkmayı Etkileyen Faktörler	14
2.4. Kas kuvvet kaybı az olan hastalarda görülen kollardan destek alarak oturmadan ayağa kalkma	23
2.5. Kalça ve diz eklem momentlerini azaltmak için vücut segmentlerini yeniden konumlandıran hastanın oturmadan ayağa kalkması	24
2.6. Kas kuvvet kaybı fazla olan hastanın pek çok kompensatuar manevra kullanarak oturmadan ayağa kalkması	25
2.7. Diğer kasların optimal kullanımı ile oturmadan ayağa kalkma	26
2.8. Gowers Manevrası	27
3.1. Hasta akış şeması	30
3.2. Kas kuvvet testi örnekleri	32
3.3. Naviküler Düşme Testi	35
3.4. Subtalar Açı Ölçümü	36
3.5. Metatarsal Genişlik Ölçümü	36
3.6. Ayak Uzunluk Ölçümü	37
3.7. 8 kanallı yüzeyel EMG sistemi	38
3.8. SENIAM kriterlerine göre elektrot yerleşimi	39
3.9. Diz fleksiyon açısına göre ayarlanan üç farklı oturmadan ayağa kalkma yüksekliği	41
3.10. Kaslar için uygun MVIC pozisyonları	42
3.11. Oturmadan ayağa kalkma sırasında EMG kayıt ve analiz ekranı	43
3.12. A. Sağlıklı bir bireye ait sağ rektus femoris kas aktivasyonu B. Kas hastası bir bireye ait sağ rektus femoris kas aktivasyonu	43
3.13. Oturmadan ayağa kalkma sırasında ortaya çıkan eklem hareket açılarının analiz ekranı	44
4.1. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubuna ait %MVIC kas aktivasyonu $\pm$ SS	58

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
4.1. Bireylerin tanımlayıcı özellikleri	47
4.2. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubunun 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	48
4.3. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubunun 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	49
4.4. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubunun 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	50
4.5. Erişkin kas hastaları grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	51
4.6. Erişkin kas hastaları grubunun farklı yüksekliklerden oturmadan ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin ikili karşılaştırılması	52
4.7. Kontrol grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	53
4.8. Kontrol grubunun farklı yüksekliklerden oturmadan ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin ikili karşılaştırılması	54
4.9. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	55
4.10. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	56
4.11. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması	57
4.12. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total sürelerinin karşılaştırılması	59
4.13. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total sürelerinin karşılaştırılması	60
4.14. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total sürelerinin karşılaştırılması	61
4.15. Erişkin kas hastaları grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken OAK fazlarının sürelerinin ve total sürelerin karşılaştırılması	62
4.16. Kontrol grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken OAK fazlarının sürelerinin ve total sürelerin karşılaştırılması	63
4.17. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki faz ve total sürelerinin karşılaştırılması	64
4.18. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki faz ve total sürelerinin karşılaştırılması	64

4.19. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki faz ve total sürelerinin karşılaştırılması	65
4.20. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken eklem hareket açılarının ortalamaları ve karşılaştırılması	66
4.21. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken eklem hareket açılarının ortalamaları ve karşılaştırılması	67
4.22. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken eklem hareket açılarının ortalamaları ve karşılaştırılması	68
4.23. Erişkin kas hastaları grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken orta çıkan eklem hareket açılarının karşılaştırılması	69
4.24. Kontrol grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken ortaya çıkan eklem hareket açılarının karşılaştırılması	70
4.25. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki eklem hareket açılarının karşılaştırılması	71
4.26. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki eklem hareket açılarının karşılaştırılması	72
4.27. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki eklem hareket açılarının karşılaştırılması	73
4.28. Bireylerin oturmadan ayağa kalkmayı etkileyecek faktörlerle ilgili ortalama değerleri ve istatistiksel sonuçları	74
4.29. Bireylerde oturmadan ayağa kalkmayı etkileyecek faktörlerle ile oturmadan ayağa kalkma süresi arasındaki ilişkiyi gösteren istatistiksel sonuçlar	76

1. GİRİŞ

Kas hastalıkları; kalıtsal veya edinsel olarak ortaya çıkan, kas liflerinin ve ilişkili interstisyel dokuların biyokimyasal ve elektrofizyolojik yapılarının etkilendiği iskelet kaslarında ilerleyici zayıflık ve fonksiyon kaybı ile karakterize bir grup hastalıktır (1, 2). Kas hastalarında; ilerleyici kas kuvvet kaybı, psödohipertrofi, atrofi, miyotoni, yorgunluk, ağrı, kontraktürler, deformiteler, kalp ve solunum problemleri, egzersiz intoleransı gibi vücut yapı ve işlev bozuklukları görülebilmektedir (3-7). Hastalarda en sık kısıtlanan aktiviteler arasında oturmadan ayağa kalkma, yürüme ve hareket etme gibi temel mobilite aktiviteleri yer almaktadır (8).

Oturmadan ayağa kalkma (OAK), günlük yaşam aktivitelerinde dik duruş pozisyonunda hareket kabiliyeti için gerekli bir ön koşul ve önemli bir fonksiyonel görevdir (9). Günlük yaşamda sağlıklı erişkin bireylerin saatte yaklaşık dört kez OAK aktivitesini gerçekleştirdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Bu aktivitenin başarılı bir şekilde gerçekleşmesi yürüyüşün gerçekleşmesi için bir öncüdür ve günlük yaşamı bağımsız bir şekilde devam ettirmek için gereklidir (10). Kas hastalarında görülen vücut yapı ve işlev bozuklukları hastaların aktivite ve katılım kısıtlılıkları yaşamalarına sebep olmaktadır (1). Hastalar fiziksel aktivite ve mobilite yeteneklerini kaybettiklerinde günlük yaşam aktivitelerini bağımsız bir şekilde yerine getirebilme becerileri ve emosyonel durumları olumsuz yönde etkilenir (11). Temel olarak ilerleyici kas kuvvet kaybı ile birlikte hastalığın erken dönemlerinde en çok etkilenen aktivitelerden biri OAK aktivitesidir. Dik duruş pozisyonu ve yürüme için öncül olan OAK'ın kısıtlanması; hastaların günlük yaşam aktivitelerini olumsuz yönde etkilemekte, bağımsız bir yaşam sürmelerini engellemekte ve bunlara bağlı olarak da yaşam kalitelerini düşürmektedir (11). Kas hastalarında OAK aktivitesindeki kısıtlanma; hastaların mevcut enerji potansiyellerinin büyük bir kısmını bu aktiviteyi gerçekleştirirken kullanmaları ve kaslara aşırı yüklenmeleri ile birlikte yorgunluk ve kas yıkımına neden olabilir. Literatür incelendiğinde; inme, Multipl Skleroz, Parkinson hastalığı gibi farklı nörolojik hasta gruplarında günlük yaşamı devam ettirebilmek için son derece önemli olan OAK aktivitesinin farklı açılardan ele alınarak değerlendirildiği görülmektedir. Ancak literatürde, erişkin kas hastası bireylerde hastalığın erken dönemlerinden itibaren olumsuz yönde etkilenen OAK aktivitesini her

yönüyle değerlendirerek rehabilitasyon programlarına yön veren objektif ve güvenilir bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmanın amacı; erişkin kas hastalarında OAK aktivitesini, çevresel faktörler (oturma yüksekliği, oturulan zeminin sertliği gibi), kas kuvveti, kas aktivasyonu, biyomekanik faktörler açısından incelemek ve sağlıklı yaşlıları ile karşılaştırmaktır.

Çalışmamızın hipotezleri;

H0:Erişkin kas hastalarının oturmadan ayağa kalkma aktivitesinde sandalye yüksekliği ve oturulan zemin sertliği kas aktivasyonunu etkileyen bir faktör değildir.

H1:Erişkin kas hastalarının oturmadan ayağa kalkma aktivitesinde sandalye yüksekliği ve oturulan zemin sertliği kas aktivasyonunu etkileyen bir faktördür.

H0:Erişkin kas hastalarının oturmadan ayağa kalkma aktivitesinde sandalye yüksekliği ve oturulan zemin sertliği aktivitenin süresini ve bireyin kinematik değerlerini etkileyen bir faktör değildir.

H2:Erişkin kas hastalarının oturmadan ayağa kalkma aktivitesinde sandalye yüksekliği ve oturulan zemin sertliği aktivitenin süresini ve bireyin kinematik değerlerini etkileyen bir faktördür.

H0:Erişkin kas hastalarının motor performansı, dengesi, kas kuvveti ve kısılıkları, ayak-ayak bileği karakteristikleri oturmadan ayağa kalkma aktivitesini etkileyen bir faktör değildir.

H3:Erişkin kas hastalarının motor performansı, dengesi, kas kuvveti ve kısılıkları, ayak-ayak bileği karakteristikleri oturmadan ayağa kalkma aktivitesini etkileyen bir faktördür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kas Hastalıkları

Kas hastalıkları; kalıtsal veya edinsel olarak ortaya çıkan, kas liflerinin ve ilişkili interstisyel dokuların biyokimyasal ve elektrofizyolojik yapılarının etkilendiği iskelet kaslarında ilerleyici zayıflık ve fonksiyon kaybı ile karakterize bir grup hastalıktır (1, 2). Literatürde kas hastalıklarının sınıflandırılması; genetik mutasyonlar, protein eksiklikleri, histopatolojik değişiklikler ve patolojik mekanizmalar açısından farklılık göstermektedir (12). Değişik sistemlere göre yapılmış sınıflandırmalar içerisinde en sık kullanılanı Dünya Nöroloji Federasyonu'nun önerdiği sınıflandırmadır (13). Bu sınıflandırmanın Bethlem ve Knoubout tarafından modifiye edilmiş şekli aşağıdaki gibidir (14).

- Genetik Geçişli Miyopatiler (Musküler Distrofiler)
 - Duchenne Musküler Distrofi
 - Becker Musküler Distrofi
 - Limb Girdle Musküler Distrofi
 - Emery-Dreifuss Musküler Distrofi
 - Fasioskapulahumeral Musküler Distrofi
 - Okulofarangial Musküler Distrofi
 - Bethlem/Ullrich Myopati
 - Distal Myopati
- Konjenital Miyopatiler
 - Santral Kor Hastalığı
 - Multikor Hastalığı
 - Santranukleer miyopati
 - Nemali Miyopatisi (Rod Miyopatisi)
- Mitokondriyal Miyopatiler
 - Biyokimyasal bozukluğu bilinmeyen morfolojik anormal mitokondri hastalıkları
 - Biyokimyasal bozukluğu bilinen morfolojik normal mitokondri hastalıkları
- Miyotonik Hastalıklar
 - Miyotonik Distrofi

- Konjenital Miyotoni
- Kondrodistrofik Miyotoni
- Konjenital Paramiyotoni
- Glikojen Depo Hastalıkları
 - Asit Maltaz Eksikliği
 - Dal Koparıcı Enzim Eksikliği
 - Dallandırıcı Enzim Eksikliği
 - Kas Forforilaz Eksikliği
 - Fosfofruktokinaz Eksikliği
- Kasın Lipid Metabolizması Hastalıkları
 - Karnitin Eksikliği
 - Karnitin Palmitiltransferaz Eksikliği
- Periyodik Paraliziler
 - Familyal Hipokalamik Periyodik Paralizi
 - Familyal Hiperkalamik Periyodik Paralizi
 - Familyal Narmokalamik Periyodik Paralizi
 - Hereditör Olmayan Periyodik Paralizi
- Enflamatuvar Miyopatiler
 - Polimiyozit
 - Dermatomiyozi
 - İnklüzyon Gövde Miyoziti
 - Nonspesifik ya da Örtüşüm Miyoziti
 - Nekrotizan Otoimmün Miyopati
 - Makrofazik Miyofasiitis
 - Fokal Miyositis
 - Sarkoidozla İlişkili Miyositis
 - Miyotoksik Medikasyon
- Endokrin Bozukluklarla Görülen Kas Hastalıkları
 - Tirotoksik Miyopati
 - Hipotiroid Miyopatisi
 - Hiperparatiroid Miyopatisi
- Diğer Kas Hastalıkları

- Paroksizmal Miyoglobüni
- Malign Hipertermi
- İlaç, travma veya toksinin oluşturduğu hastalıklar
- Kas Tümörleri

2.1.1 Kas Hastalıklarında Vücut Yapı ve İşlev Bozuklukları

Kas hastalarında; ilerleyici kas kuvvet kaybı, psödohipertrofi, atrofi, miyotoni, yorgunluk, ağrı, kontraktürler, deformiteler, kalp ve solunum problemleri, egzersiz intoleransı gibi vücut yapı ve işlev bozuklukları görülebilmektedir (3-7).

İlerleyici kas kuvveti kaybı, kas hastalıklarında en sık gözlenen bulgudur. Duchenne Musküler Distrofi, Limb Girdle Musküler Distrofi, Dermatomyozit, Polimiyozi ve bazı Konjenital Miyopatilerde ekstremitelerin proksimal kısımları daha çok etkilenirken, Musküler Distrofi'nin distal formları ve Distal Miyopatilerde ekstremitelerin distal kısımları etkilenmektedir. Fasiyoskapulahumeral Musküler Distrofi'de skapulohumeral ve fasiyal kaslar, Emery-Dreifuss Musküler Distrofi'de humeroperoneal kaslar, Okulofarengial Musküler Distrofi ve bazı konjenital Miyopatilerde extraoküler ve palpebra kasları, bazı Musküler Distrofi formlarında aksial ve respiratuar kaslar, Myotonik Distrofilerde ise daha çok yutma ve konuşma kasları etkilenmektedir (15).

Psödohipertrofi, zarar gören kas liflerinin yerini yağ ve fibröz dokunun alması ile bu dokuların artışı sonucu oluşan gerçek olmayan kas hacmi artışıdır. Genellikle, Becker Musküler Distrofi, Duchenne Musküler Distrofi ve Limb Girdle Musküler Distrofi'nin farklı formlarında gastro-soleus kas grubunda gözle görülür derecede psödohipertrofi görülebilmektedir (16). Bacak kaslarının yanı sıra daha nadir görülmekle birlikte biceps braki ve deltoid kaslarında da psödohipertrofi görülebilmektedir.

Atrofi, kas zayıflığı ve hastaların uzun süre aktivite yapmamaları sonucu protein sentezi ve dejenerasyonu arasındaki dengenin bozulmasıyla gelişen kas hacmindeki azalmadır.

Miyotoni, kaslarda elektriksel ya da mekanik uyarı sonucu ortaya çıkan kasılma cevabı sonrası kasın gevşemesinde meydana gelen gecikmedir. Hastalar bir objeyi

kavradıktan veya biriyle tokalaştıktan sonra, ellerini gevşetmekle ilgili sorun yaşarlar (15).

Yorgunluk, kas hastalıklarında sık görülen ve hastaların günlük yaşam aktivitelerini olumsuz yönde etkileyen en önemli semptomlardan birisidir. Yorgunluk, genellikle isteksizlik hissiyle birlikte görülen iş yapma kapasitesinde azalma ve çalışma verimliliğinde düşme olarak tanımlanır (17, 18). Yorgunluk, akut ya da kronik olarak görülebilmektedir. Kas hastalıklarda yorgunluk genellikle kronik görülmesine rağmen, akut nöbetler şeklinde de ortaya çıkabilir ve hastalarda aktivite kısıtlılığına neden olabilir (19).

Ağrı, kas hastalıklarında sıklıkla görülen, altta yatan sebepleri ve etkileri benzerlik göstermekle beraber, farklı hastalık tiplerinde değişkenlik gösterebilen bir semptomdur. Ağrının en önemli sebeplerinden biri; genellikle kas krampları, kas zayıflığı ve aktivite kısıtlılığı sebebiyle, aşırı kullanma veya az kullanmaya bağlı olarak oluşan muskuloskeletal problemlerdir. Kas hastaları tarafından ağrı; genellikle hoş olmayan, yorucu, keskin ve derin bir his olarak tariflenmektedir. Kas hastalıklarında en çok ağrılı olan bölgeler sırt (%49) ve bacaklardır (%47). Özellikle bel bölgesi ve bacaklarda görülen ağrı, yürüyüş anormalliklerinden kaynaklanmaktadır. Ayakta durma, yürüyüş ve germe egzersizleri kas hastalarında ağrıyı en çok arttıran aktivitelerdir. Özellikle yürüyüş, kas hastaları tarafından ağrıyı en çok arttıran aktivite olarak belirtilmektedir (20).

Kontraktürler, alt ekstremitelerde üst ekstremitelerden daha çok görülmekle birlikte kas hastalarında en sık görülen bozukluklardan birisidir. Kas hastalarından en çok görülen kontraktürler; ayak bileği plantar fleksiyon, diz fleksiyon, kalça fleksiyon ve abduksiyon, el bileği ve dirsek fleksiyon kontraktürleridir (21). Kontraktürler; eklem hareket açıklığında azalma, ağrıda artma, motor performansta düşme ve günlük yaşam aktivitelerine katılımın kısıtlanması gibi problemlere yol açarak hastaların kısıtlılık seviyesini artırmaktadır. Kontraktür oluşumunu önleme; eklem hareket açıklığını ve deri bütünlüğünü koruma ile birlikte kas hastalarının günlük yaşamdaki fonksiyonlarını devam ettirme açısından büyük önem taşımaktadır (4).

Kalp problemleri, kas hastalıklarında özellikle Becker Muskuler Distrofi, Duchenne Muskuler Distrofi, Limb-Girdle Muskuler Distrofi ve Emery Dreiffus Muskuler Distrofi gibi Muskuler Distrofilerin bazı formlarında görülen ve hastalığın

seyrini etkileyen önemli bir bulgudur. Kalp problemleri daha çok protein yapı ve işlev bozuklukları sonucu Kardiyomiyopati şeklinde kendini göstermektedir. Kardiyomiyopati bulguları, kas hastalarında aktivite kısıtlılıklarına sebep olarak hastaların günlük yaşamlarını olumsuz yönde etkilemektedir (6).

Solunum Problemleri, kas hastalıklarında hastalığın her aşamasında farklı semptomlarla ortaya çıkabilmekte ve hastaların günlük yaşamını olumsuz yönde etkilemektedir. Solunum problemlerinin erken belirtileri; karbondioksit tutulumu ve hastalarının uykularının bölünmesidir. En sık görülen belirtiler arasında hastaların geceleri kâbus görmeleri, baş ağrısı ve kafa karışıklığı hissetmeleri ve gün boyunca uykulu hallerinin devam etmesidir. Ayrıca hastalar, yutma ve nefes alma fonksiyonlarını birlikte gerçekleştirmekte zorlandıkları için uykuya dalarken zorluk çekmektedirler. Kas hastaları en çok nefes darlığı ve ortopedik şikâyet etmektedirler. Hastalığın ilerleyen dönemlerinde solunum kaslarındaki güçsüzlük, hipoventilasyon ve hiperkapniye yol açarak kısıtlayıcı tipte akciğer problemlerine neden olur. Sonuç olarak; gündüzleri öksürmede sıkıntı ve aspirasyon problemleri gibi semptomlar nedeniyle hastaların günlük yaşamları olumsuz yönde etkilenirken, geceleri ise genellikle uyku apnesi nedeniyle hastalar ventilatör yardımına ihtiyaç duymaktadır (22).

Egzersiz intoleransı, kas hastalarında farklı nedenlerle görülebilmektedir. En temel nedenlerden biri; kas etkilenimine bağlı olarak ortaya çıkan kuvvet kaybıdır (23). Mitokondrial disfonksiyon ve sentral aktivasyon bozukluğu gibi problemler de egzersiz intoleransına sebep olabilmektedir. Mitokondrial disfonksiyon özellikle mitokondrial miyopatilerde görülmekle birlikte birçok kas hastalığının da bulgusudur. Bu disfonksiyonda kasın oksidatif fosforilasyon mekanizmasının bozulması sebebiyle, ATP üretim sisteminde problemler olmakta ve hastalarda egzersiz intoleransı görülmesine neden olmaktadır (24). Sentral aktivasyon bozukluğu ise; sürekli maksimal istemli kontraksiyon sırasında ortaya çıkarılan ve istemli olarak aktive olmayan maksimum olası kuvvet bölümüdür (25).

Kas hastalarında görülen vücut yapı ve işlev bozuklukları hastaların aktivite ve katılım kısıtlılıkları yaşamalarına sebep olmaktadır (1). Hastalar fiziksel aktivite ve mobilite yeteneklerini kaybettiklerinde günlük yaşam aktivitelerini bağımsız bir şekilde yerine getirebilme becerileri ve emosyonel durumları olumsuz yönde etkilenir

(11). Hastalarda en sık kısıtlanan aktiviteler arasında oturmadan ayağa kalkma, yürüme ve hareket etme gibi temel mobilite aktiviteleri yer almaktadır (8). Temel olarak ilerleyici kas kuvvet kaybı ile birlikte hastalığın erken dönemlerinde en çok etkilenen aktivitelerden biri OAK aktivitesidir. Dik duruş pozisyonu ve yürüme için öncül olan OAK'ın kısıtlanması; hastaların günlük yaşam aktivitelerini olumsuz yönde etkilemekte, bağımsız bir yaşam sürmelerini engellemekte ve bunlara bağlı olarak da yaşam kalitelerini düşürmektedir (11).

2.2 Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesi

Oturmadan ayağa kalkma, günlük yaşam aktivitelerinde dik duruş pozisyonunda hareket kabiliyeti için gerekli bir ön koşul ve önemli bir fonksiyonel görevdir (9). Günlük yaşamda sağlıklı erişkin bireylerin saatte yaklaşık dört kez OAK aktivitesini gerçekleştirdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Bu aktivitenin başarılı bir şekilde gerçekleşmesi yürüyüşün gerçekleşmesi için bir öncüdür ve günlük yaşamı bağımsız bir şekilde devam ettirmek için de gereklidir (10). OAK aktivitesinin düzgün bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için gövde ve alt ekstremitte hareketinin koordinasyonu, kas kuvveti, dengenin kontrolü ve stabilite gereklidir (26).

2.2.1 Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Anatomisi

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin normal bir paternde gerçekleşmesinde kasların zamanında ve koordineli kasılması son derece önemlidir (27). Oturma pozisyonundan ayakta durma pozisyonuna geçmek için bilateral bir dizi konsentrik kas aktivasyonu gereklidir (26). Kalça, diz ve ayak bileği eklemleri üzerinden geçen pek çok mono- ve bi-artikular kas grubu OAK aktivitesine katılır. Bunlara ek olarak gövde kasları olan rektus abdominis ve lumbal paraspinal kaslar gövdeyi dik pozisyonda tutabilmek için aktive olurlar. OAK'ın düzgün bir şekilde gerçekleştirilmesindeki en büyük rol ekstansör grup kaslarının kuvvetine aittir (28-30).

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi ile ilgili yapılan çalışmalar sonucunda; sternoklaidomastoid (SKM), trapez, rektus abdominis, lumbal paraspinaler, gluteus medius, kuadriseps, hamstringler, iliopsoas, tibialis anterior, gastroknemius ve soleus kaslarının bu aktivite sırasında aktive olduğu görülmektedir (31-33).

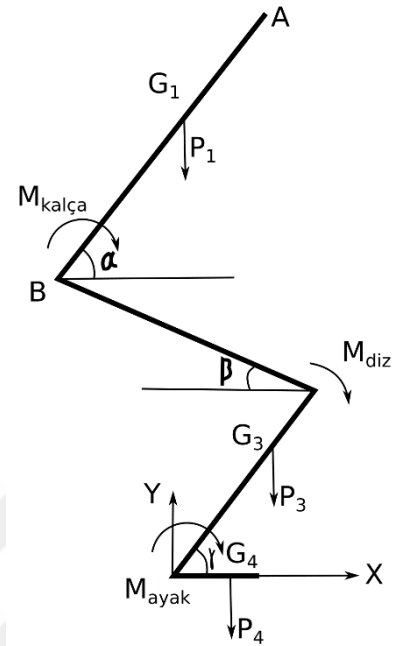
Tibialis anterior kası, vücudun öne doğru hareketi başlamadan önce ayakların stabilizasyonunu sağlamak için kasılan ilk kastır (34). Gövdenin öne doğru hareketi ile abdominal kaslar, SKM ve trapez kasının aktivasyonu görülür. Başın öne doğru hareketi için SKM kası trapez ile trifazik formda agonist-antagonist-agonist paternde aktive olur. Abdominal kasların aktivasyonu sonucu kalça eklemleri üzerinde pelvis ve gövde fleksiyonu ile aktive olan iliopsoas muhtemelen kalça fleksiyonunu başlatan kastır. Ancak derin bir kas olması sebebiyle görüntülenmesi zordur. Lumbal paraspinal kaslar, kalça ve diz ekstansör kasları, vücut kitlesini vertikal olarak hızlandırmak için uylukların koltuktan kalktığı an en yüksek aktivasyon seviyesine ulaşır ve yerçekimi merkezinin uygun konuma ulaşmasını sağlarlar. Lumbal paraspinal kasları takiben diz ve kalça ekstansiyonundan sorumlu kaslar gluteus maksimus, kuadriseps femoris ve hamstringler aktive olur (26).

Biartiküler kaslar olan rektus femoris ve biceps femorisin eş zamanlı aktivasyonu ile alt ekstremité hareketinin kontrolü sağlanır. Rektus femoris kalça fleksiyonu ve diz ekstansiyonuna katkıda bulunurken, biceps femoris vücudun yükselerek ayakta duruş pozisyonuna geçebilmesi için kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin ekstansiyonundan önce aktive olarak frenleyici bir kuvvet uygulamaktadır. Hamstring aktivasyonunu takiben tibialis anterior aktivasyonu ile ayak bileğinde dorsifleksiyon torku meydana getirilerek öne doğru hareketin dengeli bir şekilde gerçekleştirilmesi sağlanır (35). Son olarak ekstansiyon fazında ve ayakta duruşta gastroknemius ve soleus kaslarının çeşitli elektromiyografik aktivite paternleri ile vücudun öne doğru hareketinin kontrolü ve dengesi arttırılmış olur (36).

Oturmadan ayağa kalkma gibi stabil pozisyondan daha az stabil pozisyona geçilen kompleks multisegmental hareketlerde, hareket öncesi ve sırasındaki postüral kontrol çok önemlidir (33). Postüral kas aktivitesinin en önemli amacı, gravite merkezini destek yüzeyi içerisinde tutmaktır.

2.2.2. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Biyomekaniği

Oturmadan ayağa kalkma, literatürde horizontal ve frontal düzlemde meydana gelen simetrik bir hareket olarak kabul edilmiştir ve bu hipotez ayak bileğinde meydana gelen hareketin simetri analizi ile doğrulanmıştır (37). Diz ve kalça eklemindeki etkileşimleri sagittal ekseninde incelemek için insan vücudunun basitleştirilmiş bir biyomekanik modeli çizilmiştir. Model vücudu temsili dört segmente ayırır. Her segment katı, esnemeyen, tek boyutlu bir segment ile modellenir ve takip eden eklemlerle bir sonraki segmente bağlanır (Şekil 2.1). İlk segment; baş, gövde ve üst ekstremiteleri, İkinci segment; uylukları, üçüncü segment; bacakları ve dördüncü segment ayakları temsil eder (38).



Şekil 2.1. Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin biyomekanik modeli (Dört segment) (38)

Oturmadan Ayağa Kalkma

Aktivitesinin Fazları

Biyomekanik çalışmalarda OAK, sayıları çalışmanın amacına göre değişiklik gösteren fazlara ayrılmıştır (39).

A. İki Faz

a) İleri Hareket: Destek kuvvetleri kalça ve ayak üzerinde hareket ederken gövde ve kollar ileri ve yukarı doğru hareket eder. Bu faz, kalçaların sandalyeden teması kesildiğinde sona erer.

b) Ekstansiyon: Kalça ve dizler ekstansiyona gelir ve destek kuvvetleri sadece ayak bileği üzerinde hareket ederken vücut dik pozisyonda stabilize edilir (40-43).

B. Üç Faz

a) İleriye Fleksiyon: Kalkmayı sağlamak için vücuda momentum kazandırmak amacıyla kitle merkezi (Center of Mass-CoM) ileri doğru taşınır.

b) Yukarı Geçiş: Kitle merkezi en son gelebileceği vertikal pozisyona taşınır.

c) Stabilizasyon: Vücudun hızı kesilir ve postüral stabilizasyonu sağlamak için kitle merkezi horizontal ekseninde hareket eder (44).

C. Dört Faz

a) Fleksiyon-Momentum: Hareketin başlatılması ile başlar ve kalçaların sandalye ile temasının kesilmesi ile sona erer.

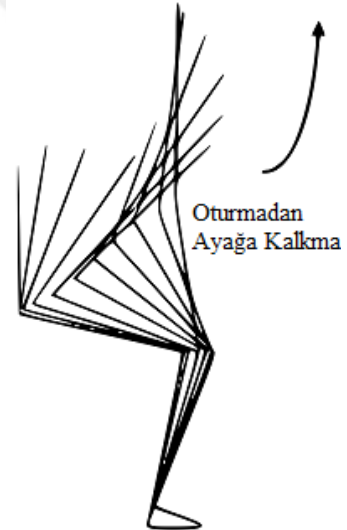
b) Momentum-Transfer: Kalçaların sandalye ile temasının kesilmesi ile başlar ve ayak bileğinde ortaya çıkan maksimum dorsifleksiyon ile sona erer.

c) Ekstansiyon: Maksimum dorsifleksiyondan hemen sonra başlar ve kalça ekstansiyonunun tamamlanması ile sona erer.

d) Stabilizasyon: Kalça ekstansiyonundan hemen sonra başlar ve dik duruş pozisyonunda tam bir stabilizasyon sağlanması ile sona erer (45, 46).

2.2.3. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Kinetik ve Kinematikleri

Oturmadan ayağa kalkmanın optimal bir şekilde yerine getirilebilmesi için, hedef ve çevresel şartlar düşünülmezsizin mekanik olarak yeterli bir hareket paterni ve temel olarak altta yatan bir koordinasyona ihtiyaç vardır. Ekstansiyon fazından önceki fazlarda, vücut kitlesinin ayaklar üzerinde öne doğru hareket edebilmesi için öncelikle horizontal linear momentum oluşturması gerekmektedir. Ekstansiyon fazının başlangıcında horizontal momentumun vertikal momentuma dönüşmesi ile vücut kitlesinin vertikal bir şekilde ayakta durması sağlanır. Horizontal momentum esas olarak gövde segmentinin kalçalar üzerinde açisal rotasyonu ile oluşturulur. Vertikal momentum ise kalça, diz ve ayak bileklerinin ekstansiyonu ile oluşturulur (Şekil 2.2) (47) .



Şekil 2.2. Sagittal ekseninde oturmadan ayağa kalkma aktivitesi (47)

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi sırasında baş, omurga ve pelvisten oluşan gövde segmenti tek bir segment gibi davranır. Bu segment, ekstansiyon fazından önceki fazlarda omurganın öne rotasyon yaparken dik pozisyona geçmesi ile hemen hemen tek parça haline gelir ve ekstansiyon fazı boyunca kalçalar üzerinde geriye doğru rotasyon yapar. Biyomekanik analizler spinal eklemlerdeki hareketin minimal olduğunu gösterir.

Kalçalardaki açısal yer değiştirmenin derecesi oturulan yerin tipi ve yüksekliği, kolçak bulunup bulunmaması, sırt desteğinin olup olmaması, kollardan destek alınıp alınmaması ve dengeye göre değişkenlik gösterir. Oturma yerinin özelliklerinden bağımsız olarak, temel olarak kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki fleksiyon ve ekstansiyon ile oluşan bu basit eylemin performansında kayda değer ve tekrarlanabilir bir tutarlılık vardır.

Kalça, diz ve ayak bileklerinde meydana gelen fleksiyon ve ekstansiyonda sadece kas kuvvetinin değil aynı zamanda yerçekimi, eylemsizlik ve etkileşimli kuvvetlerin de rolü vardır. OAK süresince esas ekstansör güç üretimi, vücut kitlesini vertikal olarak hızlandırmak için kalçaların sandalyeden kalkması anında gerçekleştirilir. Ortalama olarak, OAK sırasında genç sağlıklı bireylerde görülen en yüksek destek kuvvet momentleri (Cebirsel olarak kalça, diz ve ayak bileği kuvvet momentlerinin toplamı) 4.00 ile 5.50 Nm/kg arasındadır, bu da vücutun 4-5 katı ağırlıktadır (48). Normal koşullarda sağlıklı bireyler her iki alt ekstremiteye eşit ağırlık vererek kalkabilirler. Ancak, günlük yaşamda ayağa kalkarken alt ekstremitelere verilen ağırlık aktarımı, eylemin içeriğine ve çevresel faktörlere göre değişebilmektedir.

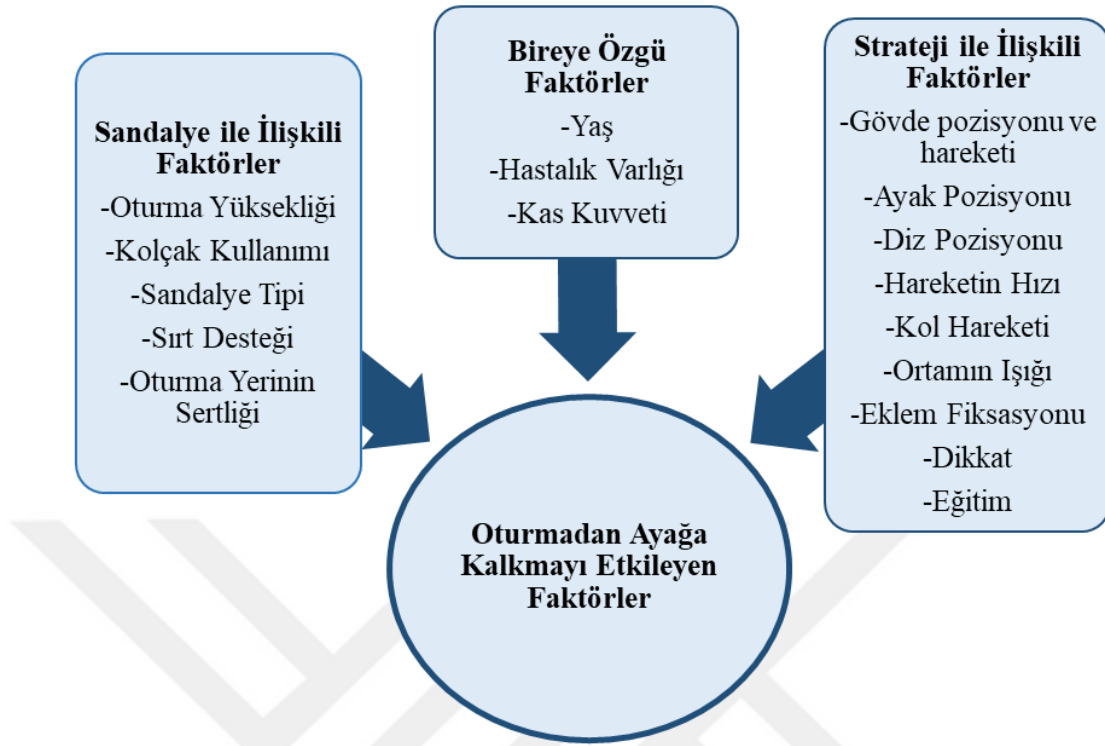
Uyluk ve ayaklar destekli olduğu sürece, yer reaksiyon kuvvetleri harekette önemli bir rol oynamaktadır. OAK, sandalye ve yere karşı kuvvet oluşturmak için koordine edilmiş kas aktivitesi gerektirir. Bu destekleyici veya zemin reaksiyon kuvvetleri, vücut kitlesinin OAK sırasında istenen yönde horizontal ve vertikal olarak ileri hareketini sağlar. Ayakların altındaki en yüksek yer reaksiyon kuvveti, uylukların sandalyeden kalkması ile birlikte hızlı bir şekilde ortaya çıkar ve vücut ağırlığının %100'üne ulaşır. Bu zirve kuvvetler, uyluklar sandalyeden kalktıktan hemen sonra azalmaya başlar ve en sonunda kişi ayakta durma pozisyonuna geldiğinde vücut ağırlığına göre dengede kalırlar. Antero-posterior yöndeki horizontal kuvvetler,

vertikal kuvvetlere göre oldukça düşüktür. Posterior yönde ortaya çıktıklarında vücut kitlesi ileriye doğru itilir ve bunu vücut kitlesinin ileri momentumunu frenleyen benzer büyüklükte anterior kuvvetler karşılar (47).

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi sırasında; vücut merkez hattını sabitleyen eklem açılarının kombinasyonlarındaki çeşitliliğe izin verilirken, vücut merkez hattını değiştiren eklem açılarının kombinasyonlarındaki çeşitlilik kısıtlanır. Vücut segment açıları ve açısal hızların kombinasyonları OAK süresince vücut merkezinin momentumunu sabitlemek için uğraşır (49). Biyomekaniksel öncelikli hedef; vücut kitle merkezini nispeten düşük ve tam destekli pozisyondan; dik, stabil ve ayakta durur pozisyona geçirmektir (26).

2.2.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyen Faktörler

Oturmadan ayağa kalkma, bireysel ve çevresel pek çok faktörden etkilenebilen, vücudun motor ve duyuşsal organizasyonunu gerektiren kompleks ve multisegmental bir aktivitedir (33, 50). Bu aktivitenin gerçekleştirilmesi sırasında sağlıklı bireylerde bile vücut asimetrisi ve hareket paternlerinde farklılıklar görülebilirken (33, 51), yaşlılarda ve çeşitli hastalık gruplarında aktiviteyi etkileyen faktörlerle (Şekil 2.3) ilişkili olarak OAK'yı gerçekleştirme kabiliyetinde değişiklikler görülebilmektedir (52-54). OAK aktivitesinin incelendiği çalışmalarda, aktivitenin gerçekleştirilme şeklinin belirlenmesinde etkili olan faktörlerin temel bir bilgisi gerektirmektedir. Belirleyici faktörler, hareketi incelemek için kullanılan tekniklerden bağımsız olmalıdır. Bu belirleyicilerin etkileri küçük olabilir ve yalnızca belirli ölçüm veya araştırma teknikleri kullanıldığında tespit edilebilir. Literatür incelendiğinde sandalye yüksekliği, kolçak kullanımı ve ayak pozisyonunun OAK aktivitesini en fazla etkileyen faktörler olduğu görülmektedir (50).



Şekil 2.3. Oturmadan Ayağa Kalkmayı Etkileyen Faktörler

A. Sandalye ile İlişkili Faktörler

Sandalye ile ilişkili faktörlerin OAK aktivitesinin performansı üzerine önemli etkileri olduğu bilinmektedir. Örneğin sandalyenin yüksekliği OAK'yı imkânsız hale getirebilir (55). Birçok çalışmada sandalye yüksekliğine odaklanılmış ancak çok az çalışmada kol desteği pozisyonu, kol desteği alma durumu ve sandalye tipi gibi sandalye ile ilişkili diğer faktörlerin OAK üzerine etkisi incelenmiştir.

a) Oturma Yüksekliği

Literatür incelendiğinde; oturma yüksekliğinin azaltılmasının, OAK aktivitesi daha zorlu ve hatta başarısız hale getirdiği yönünde çok fazla çalışma bulunmaktadır (31, 53, 55, 56). Yaşlı bireylerde OAK aktivitesinin yerine getirilebilmesi için minimum oturma yüksekliği bireyin alt bacak uzunluğunun %120'si olmalıdır (57). Alçak koltuk yüksekliği, ayakların yeniden yerleştirilmesi ve ayakta durma için kalçanın açılma hızındaki artışa sebep olur ve buna “stabilizasyon stratejisi” ismi verilir (53, 55). Genç sağlıklı bireylerde sandalye yüksekliğini diz yüksekliğinin %115'inden %65'ine düşürmek ayağa kalkmak için ortaya çıkan gövde fleksiyonu açılma hızının

yaklaşık olarak %100 oranında artması ile sonuçlanır (58-60). Sandalye yüksekliğinin değiştirilmesi kalça ve diz eklemde ortaya çıkan maksimum moment üzerinde etkilidir (61, 62). Kalça ve diz eklem momentleri arasındaki farklar %50 ila %60 arasında değişebilir. Sandalye yüksekliğinin değişimi diz eklemde açığa çıkan moment üzerinde kalça ekleminden çok daha fazla etkiye sahiptir (32, 55, 59, 60). Oturma yüksekliğinin değiştirilmesi, vücut kitle merkezinin daha ileri bir mesafeye taşımak gibi biyomekanik gereksinimlerle ya da biyomekanik gereksinimler doğrultusunda farklı bir ayak, gövde ve kol pozisyonu ile gerçekleştirilen “stabilizasyon stratejisi” gibi alternatif stratejilerle sonuçlanabilmektedir (50).

b) Kolçak Kullanımı

Kolçakla ilgili faktörler arasında ellerin kolçak üzerinde konumlandırılması, kolçak yüksekliği ve moment kullanımı yer almaktadır. Literatürde sandalye yüksekliği, kolçak yüksekliği ve ellerin pozisyonlandırılmasının birarada OAK aktivitesinin performansı üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yapılan çalışmalarda kolçak kullanımının diz ve kalça eklemlerinde daha düşük momentlerin ortaya çıkması ile sonuçlandığı rapor edilmiştir. Kolçak kullanımı ile OAK aktivitesinin gerçekleştirilmesi için gerekli olan kalça eklem momentinin yaklaşık %50 oranında azaldığı görülmektedir (32, 56, 60). Literatür incelendiğinde; yapılan bir çalışmaya göre 25- 41 yaş aralığında herhangi bir aktivite limitasyonuna sahip olmayan sağlıklı bireylerin OAK sırasında kol desteği alması eklem açılarında herhangi bir değişikliğe sebep olmamaktadır (56). Başka bir çalışmada ise sağlıklı genç ve yaşlı bireyler OAK aktivitesini gerçekleştirirken kullanmaları için önlerine bir el barı yerleştirilmiş ve el barından destek alarak ayağa kalkmaları istenilmiştir. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde, 19-31 yaş aralığındaki genç hastalarda vücut segment rotasyonlarında herhangi bir fark görülmediği, 63-86 yaş aralığındaki yaşlı bireylerde ise gövde rotasyonlarında fark görüldüğü bildirilmiş ve bu farkın sadece başın anteriora doğru yer değiştirmesi esnasında olduğu analiz edilmiştir (63).

c) Sandalye Tipi

Literatür incelendiğinde, OAK aktivitesini kolaylaştırmak için yapılan özel olarak üretilmiş sandalye tipleri ile ilgili çalışmalar görülmektedir (56, 64, 65). Yapılan

bir çalışmada; posterior eğimli koltuklar vücut kitle merkezini daha geriye aktardığı için OAK aktivitesine olumsuz bir etkiye sahiptir (65). Artritli hastalar üzerinde yapılan ve ileriye doğru kaldırma mekanizmasının kullanıldığı başka bir çalışmada ise kolçaklara uygulanan vertikal kuvvetlerin %47 oranında azaldığı ancak ayak bileği ve diz eklem momentlerinde herhangi bir farkın olmadığı görülmektedir (58).

d) Sırt Desteği

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi sırasında sırt desteği kullanılması aktivitenin standartlaştırılmasına neden olmaktadır (50). Literatür incelendiğinde, gövde pozisyonunun OAK aktivitesi üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar bulunmaktadır ancak; bu etki kesinlikle sırt desteğinin kullanımı veya pozisyonu ile ilgilidir denilemez. Çünkü incelenen gövde pozisyonu, sırt desteğinin kullanıldığı gövde pozisyonuyla karşılaştırılmamıştır (48).

e) Oturma Yerinin Sertliği

Oturma yerinin sertliğinin OAK aktivitesini etkileyen önemli bir faktör olduğu düşünülmektedir. Ancak literatür incelendiğinde, oturmada yeri sertliğinin OAK'ya etkisinin gösterildiği çok az çalışma olduğu görülmektedir. Bu çalışmalara göre oturma yerinin sertliğine bağlı olarak ön ve arka ayak basınç dağılımlarında ve basınç merkezinin yer değiştirme süresinde farklılıklar olduğu görülmektedir (66, 67).

B) Bireye Özgü Faktörler

a)Yaş

Yetişkin bireylerde, 40'lı yaşlarda başlayan ve hayatın geri kalanında devam eden, hem beyin hem de vücudun biyolojik ve davranışsal fonksiyonlarında kademeli bir bozulma olduğu bilinmektedir (68). Yaş ile birlikte görülen bu fonksiyonel bozukluklar sonucu yetişkinlerin günlük yaşam aktivitelerini yerine getirebilme yetenekleri azalmaktadır (69-71). Bağımsız bir şekilde sandalyeden ayağa kalkmak, yaşlı bireyler tarafından oldukça değerlidir (72). Yürüme, merdiven inip-çıkma ve OAK gibi motor görevler içeren günlük yaşam aktivitelerini yerine getirebilmedeki gerilemenin nedenlerinden biri; yaşlı bireylerin genç yetişkinlerle karşılaştırıldığında, mevcut maksimum kapasiteleriyle ilişkili olarak bu aktiviteleri yerine getirebilmek

için oldukça büyük bir efor ortaya koymalarıdır (73, 74). Yaşlı bireylerin bu aktiviteleri yerine getirilebilmelerindeki zorluğun bir başka nedeni ise yaşla birlikte kas kuvveti ve eklem torklarındaki değişikliklere bağlı olarak gelişen mobilite limitasyonlarının olduğu düşünülmektedir (75). Literatür incelendiğinde, OAK aktivitesi için gereken efor nispeten düşük olmasına rağmen (63, 75); 38 ila 58 santimetre (cm) yükseklikteki sandalyelerden kalkan yaşlı bireylerin diz eklem momentleri maksimum diz eklem momentlerinin %70 ile %100'ü arasında değişkenlik gösterebilmektedir. Yapılan bir çalışmada, bu konuyla ilgili ortaya konulan bu ilk verilere göre (76); yaşlı bireylerin nöromusküler sistemin maksimum tork üretme kapasitesindeki azalmaya bağlı olarak GYA'ları gerçekleştirmede genç yetişkinlere oranla daha fazla efor ortaya koydukları düşünülmektedir. Buna göre yaşlı bireylerde GYA'ları gerçekleştirmedeki zorluk mutlak görev gereksinimlerinden değil, genç bireylerle karşılaştırıldığında GYA'ları daha az rezerv kapasite ile gerçekleştirmelerinden kaynaklanmaktadır (75). Yaşlanmakta olan nöromusküler sistemdeki pek çok adaptasyondan biri ani pertürbasyonlara yanıtlardaki antagonistik kas ko-aktivasyonunda artış ya da tek ve çok eklem kat eden kasların aktif kontraksiyonlarındaki artıştır (77-79). OAK sırasında yaşlı bireylerde ölçülen diz eklem momenti genç bireylere göre yaklaşık %30 daha azdır (75). Literatür incelendiğinde, OAK sırasında yaşlanma ile ortaya çıkan bir başka değişiklik ise aktivitenin yapılış hızındaki azalmayla ilgili olarak aktivite süresinin artmasıdır (45). OAK'nın da içinde bulunduğu GYA'ların yaşlı bireyler tarafında daha yavaş bir hızda gerçekleştirilmesi ile aktivitenin gerçekleştirilmesi için gerekli olan postüral stabilitenin ortaya çıkartılması ve elde edilmesi sağlanır (80).

b) Hastalık Varlığı

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin; inme (28, 81), Parkinson (82, 83), Multipl Skleroz (MS) (84, 85) ve kas hastalıklarının (8, 86) da içinde bulunduğu pek çok nörolojik hastalıkta ve kalça kırığı (87, 88), artrit (88) ve eklem artroplastisi (89) gibi ortopedik problemlerde hastalar için gerçekleştirilmesi zor bir aktivite haline geldiği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Aktivitenin gerçekleştirilmesi hastalığa bağlı olarak gelişen pek çok faktörden kaynaklanabilmektedir.

İnme hastalarında; etkilenmiş taraftaki kasların aktivasyon zamanlarında gecikme (90), alt ekstremitte ve gövde de kas kuvvet kaybı, alt ekstremitelere simetrik ağırlık aktaramama OAK aktivitesinin performansını etkileyen faktörlerdendir (91).

Parkinson hastalarında OAK aktivitesi daha yavaş gerçekleştirilmekte ve buna bağlı olarak aktivitenin gerçekleştirilme süresi uzamaktadır (92).

Multipl Skleroz'lu hastalar OAK'ın stabilizasyon fazında daha stabil ve güvenli bir duruş için postüral kontrolü sağlarken daha uzun bir periyot izlemektedirler (84).

Kas hastaları, özellikle kalça ve diz ekstansörlerinde görülen ilerleyici kas zayıflığı ile birlikte farklı kompensatuar stratejiler geliştirerek OAK aktivitesini gerçekleştirmektedirler (86).

Literatür incelendiğinde; OAK aktivitesini gerçekleştirilmesini zorlaştıran hastalıkla ilişkili faktörlerin belirlenmesi ve bilinmesi günlük yaşamda en çok kullanılan aktivitelerden biri olan OAK'ın geliştirilmesi amacıyla düzenlenen rehabilitasyon programlarının başarısı için son derece önemlidir (26).

c) Kas Kuvveti

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin performansı ile ilişkili en etkili faktörün alt ekstremitte kas kuvveti olduğu öne sürülmektedir (29). OAK sırasında kalça ve diz eklemleri üzerinde oluşturulan konsentrik kuvvetin %72'si diz ekstansörleri tarafından oluşturulmaktadır (93). Literatür incelendiğinde; OAK aktivitesinin bir kez başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için 330 N diz ekstansiyon kuvvetine ihtiyaç olduğu (94) ve kuadriseps femoris kas kuvveti / ağırlık oranı $< 3.0 \text{ N.m/kg}$ olan bireylerde OAK aktivitesindeki fonksiyon kaybının önemli bir oranda risk oluşturduğu görülmektedir (95). Bununla birlikte bazı araştırmacılara göre diz ekstansiyon kuvveti yalnızca plantar fleksiyon ve kalça ekstansiyon kuvveti ile ele alındığında OAK'ın başarısı için bir öncül olarak görülmüştür (96). Ayrıca subjektif bir yöntem olan manuel kas testi kullanılarak yapılan bir çalışmada, OAK problemi olan kişilerin yalnızca %44'ünde diz ekstansör kas kuvvetinin azaldığını bildirmiştir (97). Alt ekstremitte ekstansör grup kaslarında zayıflık bulunan MS hastalarının OAK süresi, gövde fleksiyonu ve vücut kitle merkezinin öne aktarılma oranı alt ekstremitte ekstansör kas kuvveti daha iyi olan hastalara ve kontrol grubuna göre önemli ölçüde artmaktadır (85). Ayrıca yaşlı bireyler

üzerinde yapılan bir çalışmada; alt ekstremité kaslarına verilen kuvvetlendirme eğitimi sonucunda OAK aktivitesinin performansının arttığı gösterilmiştir (98).

Alt ekstremité kaslarının yanı sıra gövde kasları, OAK aktivitesi sırasında kasılarak postüral ayarlama için gerekli lumbal stabiliteyi sağlar (99). Bu nedenle gövde kaslarının kuvveti OAK aktivitesinin simetrik ve düzgün bir şekilde gerçekleştirilmesi için önemlidir.

C) Strateji ile İlişkili Faktörler

a) Gövde Pozisyonu ve Hareketi

Literatürde gövde fleksiyyonunun ayakta durma pozisyonuna geçmedeki önemini belirten çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (47). İki çalışmanın sonuçları (45, 100); gövde fleksiyyon ve alt ekstremité ekstansiyonu arasındaki zamanlama ilişkisinin OAK'ın organizasyonu için önemli bir özellik olduğunu vurgulamıştır. Örneğin; gövde segmenti fleksiyyon hareketinin kazandığı en yüksek ivmenin diz eklemi ekstansiyonu için gerekli kas aktivasyonunun başlaması ile aynı anda ortaya çıktığı bulunmuştur (101). Benzer şekilde başka bir çalışmada da; gövdenin öne doğru momentumunun, ayakta duruş pozisyonuna geçerken ortaya çıkan alt ekstremité ekstansiyonunu uyardığını belirtmişlerdir (45). Vücut kitlesinin horizontal linear momentumunun oluşturulmasında gövdenin büyük bir katkısı olduğunu bilinmektedir (102). Yapılan bir çalışmada; gövde segmentinin başlangıç pozisyonunu değiştirerek gövde ve alt ekstremité arasındaki ilişki incelenmiştir. Bireyler gövdenin 90° dik, 30° ve 60° fleksiyyonda olduğu üç farklı başlangıç pozisyonundan oturmadan ayağa kalkmışlardır. Sonuçlara bakıldığında bireyler gövdenin tam fleksiyyon pozisyonunda olduğu başlangıç pozisyonu ile ayağa kalktığında yüksek seviyedeki kas kuvvetinin daha uzun bir sürede üretildiği görülmektedir. Bireyler gövdenin tam fleksiyyonda olduğu başlangıç pozisyonundan ayağa kalktıklarında aktif üst gövde fleksiyyonu gerçekleştirememişler ve vücut kitlesinin horizontal momentumu ortaya çıkmamıştır (48).

Sonuç olarak; OAK sırasında vücut kitlesinin vertikal bir şekilde ayağa kalkması için ortaya çıkan ekstansör kuvvet;

- Gövdenin hızlanabileceği mesafe daha büyük olması sebebiyle vücut kitlesinin horizontal momentumunu ayarlamak için dik pozisyonundan aktif gövde fleksiyonu ile başlayarak,
- Bireyi makul bir hızla gövdesini öne doğru hareket ettirmesi konusunda teşvik ederek,
- Ekstansiyon fazında gövdenin hareketsiz ve fleksiyonda kalmadığından emin olarak uygun bir şekilde açığa çıkartılabilir.

Gövdenin hareketsiz ve fleksiyonda olduğu pozisyonundan ayağa kalkmaya çalışmak alt ekstremitte kas zayıflığı olan hastalar için zorluk yaratabilir. Alt ekstremitte ekstansörlerinin tüm gücüyle kuvvet açığa çıkardığı sürenin uzaması alt ekstremitte ekstansör kaslarında zayıflık bulunan hastalarda zor olabileceği belirtilmiştir (47).

b)Ayak Pozisyonu

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi başlangıcındaki ayak pozisyonunun oturmadan ayağa kalkmayı farklı açılardan etkileyebileceği öne sürülmüştür. OAK aktivitesi öncesi ayakların posteriorda yerleştirilmesi, bireye uygun veya anteriorda yerleştirilmesine göre aktivitenin daha kısa sürede gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Ayakların posteriora yerleştirilmesi ile kalça fleksiyon ve kalça fleksiyon hızı düşmekte ancak ayakların anteriorda yerleştirilmesi ile ekstansiyon fazından önceki faz süreleri uzamaktadır (54). Ayakların posteriora yerleştirilmesi OAK aktivitesi sırasında kalça eklemine ortaya çıkan maksimum ortalama ekstansiyon momentlerini 148.8 N.m'den 32.7 Nm'ye düşürmüştür (103).

Literatür incelendiğinde; OAK için ayakların yeniden pozisyonlandırılmasını aktivitenin gerçekleştirilebilmesi için ortaya çıkan momentleri düşürmek için gerçekleştirilen bir strateji olarak tanımlanmış ve buna 'stabilizasyon stratejisi' denmiştir (55). Bireylerin tercih ettikleri ayak ve alt ekstremitte postürlerinden ayağa kalkmaları daha küçük bir aralıkta baş hareketi ve daha düşük zemin reaksiyon kuvvetleri açığa çıkarmalarına sebep olmaktadır (104). Farklı ayak pozisyonlarının biyomekanik etkilerinin yanı sıra ayağın normal ve posteriorda yerleştirilmesi ile gerçekleştirilen OAK sırasında alt ekstremitte kas gruplarında elektromyografik olarak fark olmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (31).

c) Diz Pozisyonu

Dizlerin tercih edilen pozisyonundan daha ekstansiyonda olduğu pozisyona yerleştirilmesi ile başlanan OAK aktivitesi sırasında kalça ekstansiyon momentinin %77 artması ile birlikte kalça eklemiindeki açısız yer değıştirme de artmaktadır (105). Diz pozisyonu, ayak pozisyonunun değıştirilmesi ile de değıştirilebilmektedir (54).

d) Hareketin Hızı

Sağlıklı genç bireyler, çevre ve hareketin amacıyla ilişkili olarak OAK aktivitesini farklı hızlarda gerçekleştirebilirken, yaşlılar (63, 106) ve hareket disfonksiyonu bulunan bireyler (107, 108) aktiviteyi daha yavaş gerçekleştirebilmektedirler. Genç sağlıklı bireyler yavaş, normal ve hızlı olmak üzere üç farklı hızda ayağı kalktıklarında, gövde segmentinin fleksiyon hızındaki artışın ekstansiyon fazında ortaya çıkan ekstansör kuvveti artırma yönünde etkisi olduğu belirtilmektedir. Bireyler hızlı bir şekilde ayağı kalktıklarında gövde fleksiyon hızındaki artış ile birlikte vücut kitlesini dikey olarak itmek için gerekli olan patlayıcı ekstansör kuvveti kısa süreliğine açığı çıkarırlar ancak yavaş bir şekilde ayağı kalktıklarında bu patlayıcı kuvvet ortaya çıkmadığı için daha fazla efor sergilerler (47).

e) Kol Hareketi

Literatüre bakıldığında OAK aktivitesinin incelendiğı çalışmalarda çoğunlukla kolların kullanımı ile ilgili kısıtlama yapıldığı görülmektedir (109). Pek çok çalışmada OAK sırasında kolların kullanımına izin verilmemiştir. Bireyler ayağı kalkarken ellerini genellikle kucağında, dizlere yerleştirerek veya bir nesneyi elleri ile sabitleyerek ayağı kaldırılmışlardır (50). Oysaki yaşlı bireyler ve hatta genç bireylerde kolları kullanarak ayağı kalkmak daha yaygın bir davranış şeklidir (65, 110). OAK sırasında ellerin pozisyonunun vücut kitle merkezinin hareketi üzerinde etkisi vardır. Bireyler kollarını kullanarak ayağı kalktıklarında, OAK aktivitesinin sonunda vücut kitle merkezi öne doğru aktarılır. Kolları kısıtlayarak ayağı kalkmada, kolları serbest bırakarak ayağı kalkmaya göre çok daha yüksek ortalama standart sapmayla birlikte farklı ayak bileğı açısız yer değıştirme paternleri ortaya çıkar. Buna göre; bireylerin kolların kısıtlandığı hareket boyunca ayak bileğı eklemine

stabilizasyonun sağlanması amacıyla farklı stratejiler kullanabildiği ve ayak bileği hareketlerinin daha uzun süre devam ettiği belirtilmektedir. (50, 109).

g) Ortamın Işığı

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi sırasında görme ile ilgili kontrolün incelendiği çalışmalarda bireyler karanlık ve aydınlıkta iki farklı hızda ayağa kalkmışlardır. Görme kontrolü değiştirilmesinin 20-25 yaş aralığındaki gençler ve 71-82 yaş aralığındaki yaşlı bireylerde hareketin süresi üzerine bir etkisi bulunmamıştır (111, 112). Ancak kitle merkezinin hızının gözleri bağlı bir şekilde ayağa kalkan yaşlı bireylerde daha düşük olduğu görülmektedir (112).

h) Eklem Fiksasyonu

Literatür incelendiğinde, sadece bir çalışmada eklem fiksasyonun OAK aktivitesinin kontrol seviyesine etkileri incelenmiştir ve buna “kontrol edilemeyen manifold kavramı” adı verilmiştir (113). Bu çalışmanın sonuçlarına göre vücut kitle merkezi sagittal ekseninde kontrol edilebilmektedir. Ancak eklem açıları ve açısal hızları ile ilgili bir bilgi yoktur. Başka bir çalışmada ise ayağa kalkma sırasında total diz artroplastisi sonrası gelişen dizin aktif hareket açıklığı limitasyonu ile oturma yüksekliği arasındaki ilişki incelenmiştir. OAK aktivitesini gerçekleştiren diz fleksiyon açısında daha fazla eklem limitasyonuna sahip bireyler ($<100^\circ$ diz fleksiyonu) diz fleksiyon açısında daha az eklem limitasyonuna sahip bireylere ($>100^\circ$ diz fleksiyonu) göre gövdenin ileriye doğru hareketi için kalça eklemine daha fazla açısal hıza ihtiyaç duydukları ifade edilmiştir (114).

ı) Dikkat

Özellikle Parkinson hastalarının da içinde bulunduğu nörolojik hasta gruplarında ortaya çıkan motor ve kognitif bozukluklar sonucu OAK ve yürüme gibi denge ve mobilite içeren aktiviteleri olumsuz yönde etkilenmektedir (115). Parkinson hastaları üzerinde yapılan bir çalışmada, hastaların ayağa kalkmaları için verilen görsel ve işitsel uyarılar hastaların motor hazırlık sürecini başlatmak için gerekli dikkat seviyelerini yükselterek aktivite sırasında özellikle kalça eklemi olmak üzere eklem hareket torklarını arttırmış olabileceği belirtilmiştir. Ayrıca çalışmanın sonuçlarına

bakıldığında; görsel ve işitsel uyaranların hastaların ekstansiyon fazında ekstansiyona geçişi uyardığı, horizontal düzlemde hareketin hızının arttığı ve aktivitenin tamamlanma süresinin %27 oranında azaldığı görülmektedir (116).

i) Eğitim

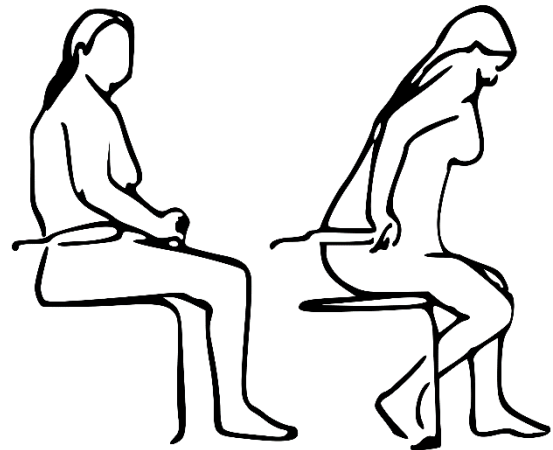
Eğitim; OAK aktivitesi üzerine yapılan deneysel çalışmalarda belirleyici olabilmektedir (50). Sol hemiparetik inme hastalarına fizyoterapistler eşliğinde uygulanan rehabilitasyon programı kapsamında dört hafta verilen ağırlık aktarma ve gövde eğitimi sonrası hastalarda OAK aktivitesinin temporal ve spatial parametrelerinin geliştiği gösterilmiştir (117).

2.2.5. Kas Hastalarında Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesi

Kas hastalarında hastalığın erken döneminde; temel olarak ilerleyici kas kuvvet kaybı ile ortaya çıkan OAK aktivitesindeki zorluk, hastaların farklı kompensatuar stratejiler geliştirerek farklı paternlerde OAK gerçekleştirmelerine neden olmaktadır. Geliştirilen bu patern ve kompensatuar stratejiler; hastanın yaşı, cinsiyeti, kilosu, hastalığın tipi, durasyonu, şiddeti ve çevresel etkenler gibi pek çok faktörden etkilenmektedir. Farklı patern ve kompensatuar stratejileri kullanan hastalar OAK aktivitesini kendilerine uygun hareket modifikasyonları içinde gerçekleştirmektedir. Bu modifikasyonlar aşağıda belirtildiği gibidir (86) .

A) Alt Ekstremit Eklemlerine Aktarılan Vücut Ağırlığının Azaltılması

Kas hastaları, yeterli alt ekstremit kas kuvvetine sahip oldukları hastalığın erken dönemlerinde nispeten normal bir şekilde OAK aktivitesini gerçekleştirebilirler. Ancak zamanla OAK aktivitesi zor bir şekilde gerçekleştirilmeye başlandığında, aktivitenin daha basit bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için kompensatuar kasların aktivitesinden destek alınır. Bu kompensasyonun en

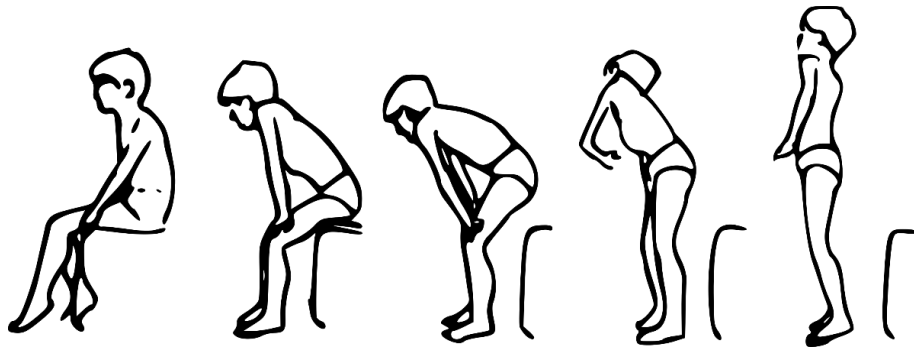


Şekil 2.4. Kas kuvvet kaybı az olan hastalarda görülen kollardan destek alarak oturmadan ayağa kalkma (86)

kolay yolu kollardan destek almaktır (Şekil 2.4). OAK sırasında hastaların kollardan destek alması ile kalça ve diz ekleminde meydana gelen hareket açıklığında herhangi bir değişiklik olmaz (59). OAK sırasında kol desteği alan hastalar, alt ekstremité ve pelvise aktarılan vücut ağırlığını azaltarak kalça ve diz ekleminde meydana gelen hareket momentlerini azaltılmış olurlar (56). Kol desteği ile kalça ve diz ekstansiyona gelinceye kadar, kalça ekstansörleri ve kuadrisepsin kontrolü sağlayabilmesi için bu eklemlerde meydana gelen moment yeterince azaltılır (86).

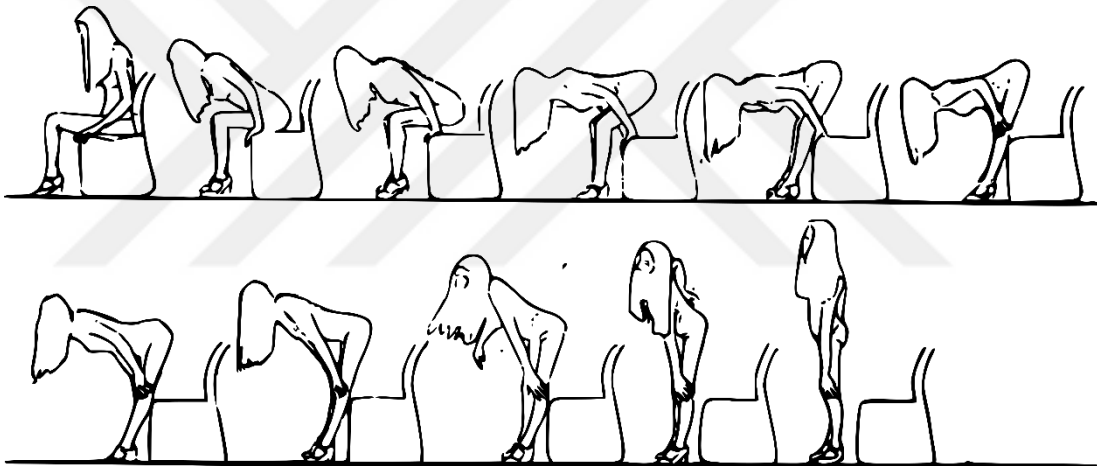
B) Kalça ve Diz Momentlerini Azaltmak İçin Vücut Segmentlerinin Yeniden Konumlandırılması

Kas kuvvet kaybının artması ile OAK sırasında kollardan alınan destek aktivitenin gerçekleştirilmesi için tek başına yetersiz hale gelir. Daha az etkilenmiş eklem hareketleri vücudun yeniden konumlandırılması için kullanılabilir ve böylece kalça ve dizlerde vücut ağırlığı ile meydana gelen moment azaltılabilir. Bu momentin azaltılması yer reaksiyon kuvvetinin yönünün değiştirilmesi ile sağlanır. Yer reaksiyon kuvveti, vücut tarafından yere uygulanan kuvvete eşit büyükte ve zıt yöndedir. Eklem üzerindeki kol momenti, yer reaksiyon kuvveti eklem merkezine yakın bir şekilde geçtikçe azalır. Yer reaksiyon kuvvetinin yönü eklem merkezinin karşısına geçecek şekilde değiştirilebilir. Oluşturulan fleksiyon momenti ekstansiyona dönüştürülerek diz veya kalça eklemleri desteklenir ve böylece kas zayıflığı kompanse edilmiş olur. Bu manevraların farklı çeşitleri vardır. Bunlardan biri gövde lateral fleksiyonu ve rotasyonu ile OAK'ın gerçekleştirilmesidir. Kalça ve diz ekstansör kasları zayıf olan hasta kol desteği ile kalça ve diz eklemlerinde meydana gelen momenti azaltarak OAK aktivitesini gerçekleştirir (Şekil 2.5) (86).



Şekil 2.5. Kalça ve diz eklemlerinde momentlerini azaltmak için vücut segmentlerini yeniden konumlandıran hastanın oturmadan ayağa kalkması (86)

Bu prensiple gerçekleştirilen bir başka OAK tipinde de hasta, hareketin başında aşırı gövde fleksiyonu yaparak yer reaksiyon kuvvetlerini diz ekleminin önünden geçirir ve böylece dize ekstansiyon momenti sağlar. Hasta hareketin son aşamasında elleriyle dikkatli bir şekilde arkasından destek alır. Böylece yer reaksiyon kuvveti ve vücut ağırlığını kalça eklemlerinin arkasına taşıyarak kalça ekstansiyon momenti sağlar. Bu son hareketin yavaş bir şekilde yapılması bacak segment hareketi süresince güçlerin kontrolü açısından önemlidir. Böylece zayıf kaslar tarafından aktif kontrol ihtiyacının azaltılması da yeniden konumlandırma ile sağlanmış olunur. Hasta ayakta dururken kalçasını aktif kas kontrolü olmayan dizi ile birlikte eksternal rotasyona alarak dizi full ekstansiyon pozisyonunda tutar. Ayakta durma pozisyonunda kalça ve diz ekleminin bu pozisyonu alması ile hasta diz stabilizasyonunu sağlamak için kas aktivasyonuna ihtiyaç duymaz (86, 118) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Kas kuvvet kaybı fazla olan hastanın pek çok kompensatuar manevra kullanarak oturmadan ayağa kalkması (86)

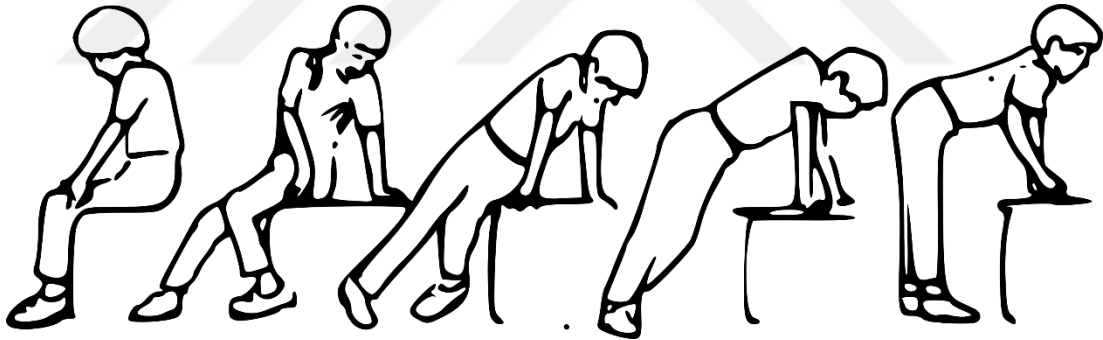
C. Aktif Kas Kuvveti ile Moment Modifikasyonu

Oturmadan ayağa kalkma sırasında alt ekstremitelerde bulunan daha güçlü kasların aktif kontraksiyonu ile eklemlerdeki momentler modifiye edilebilir. Örneğin; triseps surae kasının sürekli aktif kontraksiyonu kuvvet hattının ayaklar ve yer arasında ileriye doğru hareket etmesini sağlar. Böylece diz ekleminde ekstansör bir moment oluşturularak zayıf kuadriseps femoris kasına düşen iş yükü azaltılır. Sonuç olarak; kuvvet platformunun kullanılmadığı durumlarda, ortaya çıkan reaksiyon kuvvetinin uygun şekilde yerleştirilmesi; diz fleksiyonu olmaksızın yapılan hafif bir topuk vuruşunun gözlemlenmesi ile tespit edilebilir. Triseps surae kası hem ayak bileği ve

diz eklemlerinin her ikisinden de geçtiği için aktivasyonu ile zemin reaksiyon kuvvetini ileriye doğru hareket ettirmek ve diz fleksiyonunu sağlamak arasında ince bir denge gereklidir. Ancak, nöromusküler hastalarda diğer nörolojik hasta gruplarından farklı olarak normal duyu geri bildirim korunduğu için sorun yaşanmamaktadır (86).

D. Diğer Kasların Optimal Kullanımı

Vücudun yeniden konumlandırılması ile hasta diğer kaslarının kuvvetini kullanabileceği bir olanak sağlayabilir. Zayıf kalça ekstansörlerini kompanse etmek için gövdenin lateral fleksiyon ve rotasyona gelecek şekilde hareket ettirilmesi buna örnek gösterilebilir. Ayrıca bu kompensatuar strateji ayakta dik duruş pozisyonuna gelebilmek için kalça abduktörlerinin daha güçlü bir şekilde kullanılmasını sağlayabilir. Kas zayıflığı bulunan hastalarda diğer kasların optimal kullanımı, OAK sırasında görülen bükülme ve dönme hareketlerinin büyük bir çoğunluğunun temelini oluşturur (56, 86) (Şekil 2.7).

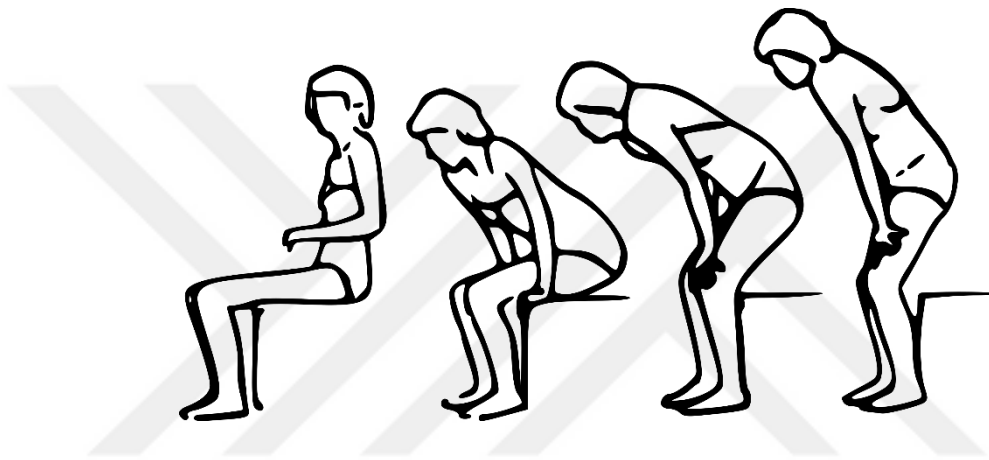


Şekil 2.7. Diğer kasların optimal kullanımı ile oturmadan ayağa kalkma (86)

E. Dış Kuvvetlerin Doğrudan Eklem Üzerinden Geçirilmesi

Gowers Manevrası, kas zayıflığı bulunan hastaların dış kuvvetleri eklem üzerinden geçirmek için kullandığı klasik bir yöntemdir. Hasta gövde fleksiyonu ile birlikte ellerini dizler veya uyluklar üzerine yerleştirir ve böylece OAK sırasına kalça stabilizasyonu sağlar. Omuzların depresyonu ile birlikte dirsek ekstansiyonu, kalça ekleminde ekstansiyon momenti oluşmasını sağlar. Böylece zayıf kalça kaslarının çalışması sağlanır. Diz ve ayak bileğinde ortaya çıkan moment gövdenin ileriye doğru hareket ettirilmesi ile kontrol edilir. Kas zayıflığının erken dönemlerinde bu manevra

ile kalça eklemlerindeki moment, zayıf ekstansör kasların üstesinden gelebileceği bir seviyeye indirilebilir. Ancak zayıflık ilerledikçe, dirsekler tamamen ekstansiyona getirildiğinde bile kalça ekstansörleri hareketi gerçekleştirilebilmesi için yeterli gücü üretemeyebilir. Bu durumda hastalar elleri ile vücut üzerinde tırmanarak kalça ekstansiyonunu sağlar ve fleksiyon moment kolu kısaltılmış olur. Böylece kalça fleksiyon momenti zayıf kalça ekstansörleri tarafından dengelenir ve aktif kalça ekstansiyonu gerçekleştirilmiş olur. Tırmanma belirtisi kötüye giden progresyonun kolay bir ölçütüdür (86, 119).



Şekil 2.8. Gowers Manevrası (86)

2.2.6. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Değerlendirilmesi

Literatür incelendiğinde; OAK aktivitesi geçmişte epidemiyolojik çalışmalar ve klinik uygulamalarda kullanılan 5 tekrarlı otur-kalk testi, alt ekstremité kas kuvveti gibi standart klinik testler ile incelenmiştir (120-122). Ancak son yıllarda OAK aktivitesinin farklı özelliklerinin ölçümleri yüzeyel elektromiyografi (90, 123), kuvvet platformları (64), kameralı hareket analiz sistemleri (48, 54, 58, 124), optoelektronik sistemler (53, 61, 125, 126), elektrogonyometre (31, 114) ve akselometre (33) gibi teknik yöntemler kullanılarak yapılmaktadır.

A) Yüzeyel Elektromiyografi

Yüzeyel elektromiyografi (EMG), spor bilimleri, nörofizyoloji ve rehabilitasyon gibi pek çok farklı alanda non-invaziv nöromusküler değerlendirme için klinik uygulama ve araştırmalarda kullanılmaktadır. Yüzeyel EMG ile amaca yönelik

farklı veriler elde edilerek farklı değerlendirmeler yapılabilmektedir (127). Kas aktivasyon aralıkları ile motor koordinasyon ve tedavi etkinliği (128-130), sırt ağrısı gibi patolojilerde EMG sinyal değişiklikleri (131, 132) kullanılarak yorgunluğun miyoelektrik bulguları (133-135) değerlendirilebilir. Ayrıca omurga yaralanmaları (136), nörolojik hastalıklar (137), yaşa bağlı gelişen diğer nöromusküler değişiklikler (138), egzersiz (139-141) ve kullanmama (142, 143) ile ilgili değerlendirme çalışmalarında yüzeysel EMG yöntemi kullanılabilir. Literatür incelendiğinde, OAK aktivitesini değerlendiren pek çok çalışmada EMG ile kasların aktivasyon seviyeleri (33, 144), zamanları (90, 145) ve ko-aktivasyonları (146) objektif olarak değerlendirilmiştir.

B) Kuvvet Platformu

Kuvvet platformları, postüral stabilite ve salınımlar (147), ağırlık aktarma (148) gibi dengeyle ilişkili faktörlerin biyomekanik olarak incelenmesine olanak sağlayan objektif bir değerlendirme yöntemidir (149, 150). Kuvvet platformları, bireylerin levha üzerine uyguladıkları zemin reaksiyon kuvveti ve bu kuvvetin uygulanma noktası olan basınç merkezinin belirlenmesine olanak sağlar (151). Literatür incelendiğinde; kuvvet platformları kullanılarak sağlıklılarda ve farklı hasta gruplarında; OAK aktivitesi ile düşme (152), ağırlık aktarma ve kas kuvveti (91) ilişkisinin ve OAK aktivitesinin biyomekanik özelliklerinin (153) incelendiği pek çok çalışma bulunmaktadır.

C) Kameralı Hareket Analiz Sistemleri

İnsan vücudunun hareketlerinin incelenmesinde iki ve üç boyutlu hareket analiz sistemleri kullanılmaktadır (154). İki boyutlu hareket analiz sistemleri insan vücudundaki sagittal, horizontal ya da frontal düzlemlerin herhangi birinde gerçekleşen hareketlerin analizinde kullanılırken; üç boyutlu hareket analiz sistemleri birden fazla düzlemde gerçekleşen hareketlerin analizinde kullanılır (155). İki boyutlu hareket analizleri tek kamera ile yapılabilirken, üç boyutlu hareket analizleri için en az iki kameraya ihtiyaç duyulmaktadır (154). Kameralı hareket analiz sistemleri ile eklemlerin açısal değişiklikleri, konum-zaman değişiklikleri, hız ve ivme gibi verilere ulaşılabilmektedir (156). Literatür incelendiğinde; OAK aktivitesinin farklı amaçlarla

değerlendirildiği çalışmalarda iki boyutlu ve üç boyutlu hareket analiz sistemlerinin kullanıldığı görülmektedir (157, 158).

D) Elektrogonyometre

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin incelendiği hareket analizlerinde diğer teknolojik değerlendirme yöntemleri ile birlikte elektrogonyometreler de kullanılabilmektedir (114). Elektronik gonyometreler aktivite sırasında özellikle gövde, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinde ortaya çıkan hareket açılarının incelenmesinde kullanılmaktadır (31).

E) Akselerometre (İvme Ölçer)

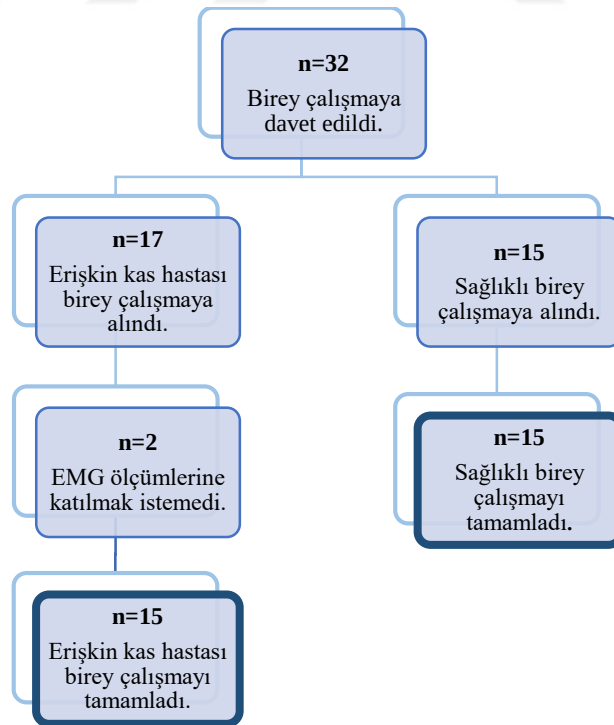
Akselerometre sistemleri ile hız, postüral salınımlar gibi hareketin ölçülebilir parametreleri değerlendirilebilmektedir (159, 160). Akselerometre sistemleri vücut hareketi ve yerçekimine bağlı ivmelenmelerin her ikisini birden değerlendirebildiği için vücut hareketlerinin yanı sıra postüral yönelimlerin de değerlendirilmesine olanak sağlar (161). OAK aktivitesi sırasında gövde ve alt ekstremitelerin hareket hızı ve ivmesinin değerlendirildiği çalışmalarda akselerometre sistemleri kullanılabilmektedir (104, 162).

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1 Bireyler

Erişkin kas hastalarında oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin çevresel, biyomekanik faktörler ve kas aktivasyonu açısından incelenmesi amacıyla planlanan bu çalışma; Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Nörolojik Rehabilitasyon Ünitesi'nde gerçekleştirildi. Çalışmanın yapılabilmesi için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan gerekli izin ve onay alındı (GO 17/334).

Çalışmaya nörolog tarafından kas biyopsisi ve EMG sonucu ile kas hastalığı tanısı konmuş 17 erişkin hasta ve gönüllü 15 sağlıklı birey dahil edildi, 2 hasta elektromiyografi (EMG) ölçümlerine katılmak istememeleri nedeniyle çalışma dışı bırakıldı. 15 hasta (4 Musküler Distrofi, 4 Miyopati, 3 Myotonik Distrofi, 2 Fasioskapulohumeral Musküler Distrofi, 1 Becker Muskuler Distrofi, 1 İnklüzyon Gövde Miyoziti) ve 15 sağlıklı bireyin katılımı ile çalışma tamamlandı. Çalışmaya ait hasta akış şeması Şekil 3.1'de gösterildi.



Şekil 3.1. Hasta akış şeması

Dahil edilme kriterleri

- 18-50 yaş aralığında olmak,
- Nörolog tarafından kas hastalığı teşhisi konmuş olmak,
- Bağımsız bir şekilde oturmadan ayağa kalkma aktivitesini gerçekleştirebiliyor olmak (el desteği alınabilir).

Dahil edilmeme kriterleri

- Kas hastalığı dışında herhangi başka bir nörolojik hastalığa sahip olmak,
- Oturmadan ayağa kalkma aktivitesini engelleyen herhangi bir ortopedik problemi olmak (kırık, endoprotez gibi),
- Oturmadan ayağa kalkma aktivitesini gerçekleştirirken ağrı hissetmek,
- Kognitif veya iletişim problemi olmak.

Çalışmaya dahil olmayı kabul eden bireylere, çalışma detaylı bir şekilde anlatıldı ve Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulu'nca öngörülen aydınlatılmış onam formu ile bireylerin imzalı onayları alındı.

3.2. Yöntemler

Çalışmaya dâhil edilen hastalar ve sağlıklı bireylerin tümüne aynı protokol uygulandı. Bireylerde fiziksel yorgunluk oluşturmamak amacıyla değerlendirmeler iki güne dağıtılarak yapıldı. İlk gün bireylere çalışma hakkında ayrıntılı bilgi verildi ve onayları alındıktan sonra demografik ve fiziksel özellikleri kaydedildi. Sonrasında kas kuvvet ve kısalığı, gövde fonksiyonları, motor fonksiyonlar ve ayak değerlendirmeleri ile fonksiyonel değerlendirmeleri ilk gün uygulandı. İkinci gün ise bireylerin elektromiyografik ve kinematik ölçümleri yapıldı.

3.3. Değerlendirmeler

3.3.1 Demografik Bilgiler ve Hikâye

Değerlendirme öncesi katılımcıların yaş, hastalığın tipi, cinsiyet, boy, kilo, dominant taraf, özgeçmiş, soygeçmiş, öğrenim durumu, meslek, şikâyetlerin başlangıcı ve tanı konma tarihi, kullanılan ilaçlar ile ilgili bilgileri ve hikâyeleri kaydedildi.

3.3.2 Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Bireylerin üst ve alt ekstremité kas kuvvetleri hand-held dinamometre kullanılarak ölçüldü ve ölçüm sonuçları “Newton (N)” cinsinden kaydedildi (163). Kas kuvveti; manuel kas testi pozisyonları ve prensipleri kullanılarak, bireyin değerlendirilecek olan vücut parçası ve uygulayıcının eli arasına yerleştirilen dinamometre yardımıyla kasın maksimum kuvvetini ölçmek amacıyla kırma testi şeklinde değerlendirildi. Alt ekstremitéde; kalça fleksör-ekstansör-abduktör, diz fleksör ve ekstansör, ayak bileği dorsi ve plantar fleksör kasları değerlendirildi. Üst ekstremitéde ise bireylerin kollarından destek alma durumlarında dirsek ekstansör kasının değerlendirilmesi planlandı ancak çalışmaya katılan bireylerin hiçbirisi kol desteği almadı. Ölçümler sağ ve sol ekstremité kaslarına 3'er tekrarla uygulandı ve değerlerin ortalaması kaydedildi. Kas testi örnekleri Şekil 3.2'de gösterildi.



A- Kalça fleksör kas kuvvet ölçümü B- Diz ekstansör kas kuvvet ölçümü

Şekil 3.2. Kas kuvvet testi örnekleri

Bireylerin sırt ekstansörleri, alt abdominal ve üst abdominal kaslarının kuvveti manuel kas testi pozisyonları ve değerleri (0-5) kullanılarak değerlendirildi ve kaydedildi (164).

3.3.3 Kas Kısıklık Değerlendirmesi

Bireylerin kas kısıklıkları, kas kısıklık testleri kullanılarak değerlendirildi (165). Kas kısıklık testleri, lumbal ekstansör, sağ ve sol kalça fleksörleri, hamstringler, kuadriseps femoris ve gastro-soleus kas gruplarına uygulandı ve kısıklık var/yok şeklinde kaydedildi.

3.3.4 Motor Fonksiyon Değerlendirmesi

Bireylerin motor fonksiyonları, Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği ile değerlendirildi. Bu ölçek; hastanın sırtüstü, mat üzerinde oturma, sandalyede oturma ve ayakta durma pozisyonlarında hastanın motor fonksiyonlarıyla ilişkili 32 yönergeden oluşan ve her bir yönerge için hastanın performansının gözlenerek 0-3 arası puanlandığı bir ölçektir. Hastanın hareketi başlatamadığı veya başlangıç pozisyonunu koruyamadığı durumlarda 0 puan verilirken, hastanın egzersizi belirlenen standart paternde yaptığı durumlarda 3 puan verilir. En düşük toplam puan 0, en yüksek toplam puan 96'dır. Toplam puanın yüksek çıkması hastanın motor fonksiyonlarının iyi olduğu anlamına gelmektedir. Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği 2005 yılında Berard ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş ve nöromusküler hastalarda geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılmıştır (166). İnal ve arkadaşları tarafından nöromusküler hastalarda Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği kanıtlanmıştır (167).

3.3.5 Gövde Bozukluğunun Değerlendirilmesi

Bireylerin gövde bozukluğu, Gövde Bozukluk Ölçeği (GBÖ) ile değerlendirildi. Bu ölçek; statik oturma dengesi, dinamik oturma dengesi ve koordinasyonu değerlendiren 3 bölüm, 17 maddeden oluşmaktadır. En düşük toplam puan 0, en yüksek toplam puan 23'tür. Toplam puanın yüksek çıkması gövde performansının iyi olduğu anlamına gelmektedir. Gövde Bozukluk Ölçeği (GBÖ) Verheyden ve arkadaşları (2004) tarafından geliştirilmiştir (168).

3.3.6 Denge Değerlendirmesi

Bireylerin dengeleri, fonksiyonel mobiliteleri ve düşme risklerini değerlendirmek amacıyla Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (ZKYT) kullanıldı. Bu testte bireyler oturdukları sandalyeden kalkıp 3 metrelik mesafeyi yürür, geri döner, aynı mesafeyi tekrar yürür ve sandalyeye otururlar. Bu performans sırasında geçen süre kronometre ile ölçülür ve saniye (sn) cinsinden kaydedilir. Test 3 tekrar ile gerçekleştirilir ve kaydedilen sürelerin ortalama değeri hesaplanır. Ortalama süre bireyin denge, fonksiyonel mobilite ve düşme riskinin belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Sağlıklı bir birey testi, 10 sn'nin altında tamamlayabilmektedir. Sürenin 10 sn'i geçmesi düşme riskinin arttığını göstermektedir (169).

3.3.7 Alt Ekstremitenin Fonksiyonel Kuvvetinin Değerlendirilmesi

Bireylerin alt ekstremitelerinin fonksiyonel kuvveti ve geçişken hareketlerinin değerlendirilmesinde 5 tekrarlı otur-kalk testi kullanıldı (170). Bireylerden elleri göğüslerinde çaprazlanmış bir pozisyonda iken olabildiğince hızlı ve düz bir şekilde arka arkaya 5 kez oturmadan ayağa kalkma aktivitesini gerçekleştirmesi istenir ve bu süre kronometre ile ölçülerek sn cinsinden kaydedilir. Test 3 tekrar ile gerçekleştirilir ve kaydedilen sürelerin ortalama değeri hesaplanır (171).

3.3.8 Ayak Değerlendirmesi

A. Deformite Değerlendirmesi

Bireylerin ayakları düşük ayak, pes planus, pes kavus, pes planovalgus, pes ekinovarus ve halluks valgus gibi deformiteler açısından değerlendirildi (172). Bireylerin ayaklarında herhangi bir deformite var ise değerlendirme formundaki deformite seçeneklerinden uygun olan işaretlenerek belirlendi.

B. Naviküler Düşme Testi

Nörolojik hasta gruplarında ayak deformitelerinin değerlendirilmesinde Naviküler Düşme Testi kullanılmaktadır (173). Teste başlamadan önce naviküler tuberkül palpe edilerek kalemle işaretlendi. Öncelikle birey oturma pozisyonunda ve ayakları yere tam temas ederken ardından, ayakta durma pozisyonunda ve ayağına tam

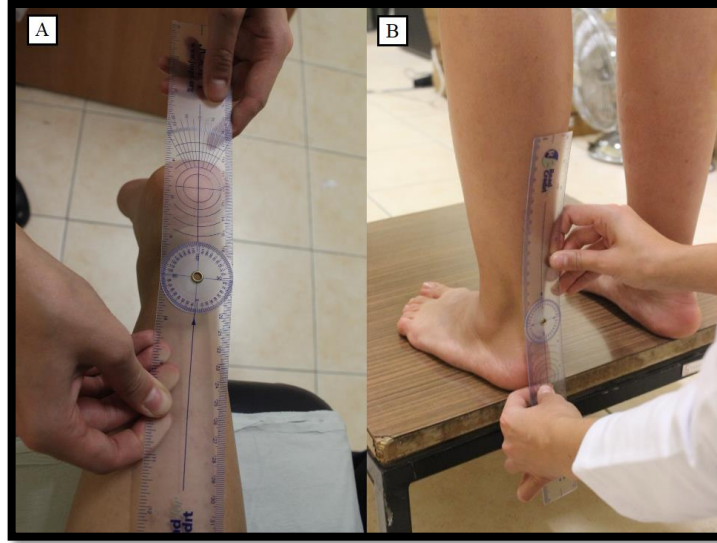
ağırlık aktarırken naviküler yükseklik ve zemin arasındaki mesafe cetvel ile ölçüldü. Bilateral yapılan ölçümler milimetre (mm) cinsinden kaydedildi (174). Naviküler düşme testi örneği Şekil 3.3'te gösterildi.



Şekil 3.3. Naviküler Düşme Testi

C. Subtalar Açı Ölçümü

Subtalar açısı ölçümü, arka ayaktaki rotasyon derecesini (Varus/Valgus) belirlemek için kullanıldı (174). Subtalar açısı ölçümünde; arka ayağı (kalkaneus) ikiye ayıran longitudinal çizgi ile alt bacağın distal 1/3'ünü ikiye ayıran longitudinal çizgi arasındaki açı, bireylerin ayaklarına ağırlık vermediği yüzüstü yatma pozisyonunda ve ayaklarının yere tam temas ettiği ayakta durma pozisyonunda gonyometre ile bilateral olarak ölçüldü ve derece cinsinden kaydedildi. Subtalar açısı ölçüm örnekleri Şekil 3.4'te gösterildi.



A- Ayaklara ağırlık vermeden ölçüm B- Ayaklara ağırlık vererek ölçüm

Şekil 3.4. Subtalar Açı Ölçümü

D. Metatarsal Genişlik Ölçümü

Metatarsal genişlik; ön ayağın esnekliği değerlendirmek için kullanıldı (175). Metatarsal genişlik ölçümünde; birey oturma pozisyonunda, ayakları yere tam temas ederken ve ayakta durma pozisyonunda, ayaklarına tam ağırlık aktarıırken metatarsal genişlik elektronik kaliper ile bilateral olarak ölçüldü ve mm cinsinden kaydedildi. Metatarsal genişlik ölçüm örneği Şekil 3.5'te gösterildi.



Şekil 3.5. Metatarsal Genişlik Ölçümü

E. Ayak Uzunluk Ölçümü

Ayak uzunluğu, ayağın esnekliğini değerlendirmek için kullanıldı (176). Ayak uzunluk ölçümünde; birey oturma pozisyonunda, ayakları yere tam temas ederken ve ayakta durma pozisyonunda, ayaklarına tam ağırlık aktarırken ayak uzunluğu ayak cetveli ile bilateral olarak ölçüldü ve mm cinsinden kaydedildi. Ayak uzunluk ölçümü örneği Şekil 3.6’da gösterildi.



Şekil 3.6. Ayak Uzunluk Ölçümü

F. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi

Ayak postürünün değerlendirilmesinde Ayak Postür İndeksi kullanıldı. Ayak Postür İndeksi’nde arka ayakta talus başı palpasyonu, lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, kalkaneusun pronasyon/supinasyonu, ön ayakta ise talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma, medial longitudinal ark yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu her iki ayak için değerlendirilerek, bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında değerler aldı. Elde edilen toplam skor kaydedildi, 0 ayağın nötral pozisyonunda, pozitif değerler pronasyonda, negatif değerler ise supinasyonda olduğu şeklinde yorumlandı (177, 178).

3.3.9 Yüzeysel Elektromyografi Ölçümleri

Yüzeysel elektromiyografi ölçümleri sırasında kaslardan gelen sinyallerin ölçümü için 8 kanallı yüzeysel EMG sistemi (Noraxon Telemetry DTS System, Scottsdale, ABD) kullanıldı (Şekil 3.7). Ölçüm sırasında elektrot büyüklüğü 1 cm olan

gümüş/gümüş-klorür yüzeyel elektrotlar (Plasmed, Trimpeks Ticaret, İstanbul, Türkiye) kullanıldı.



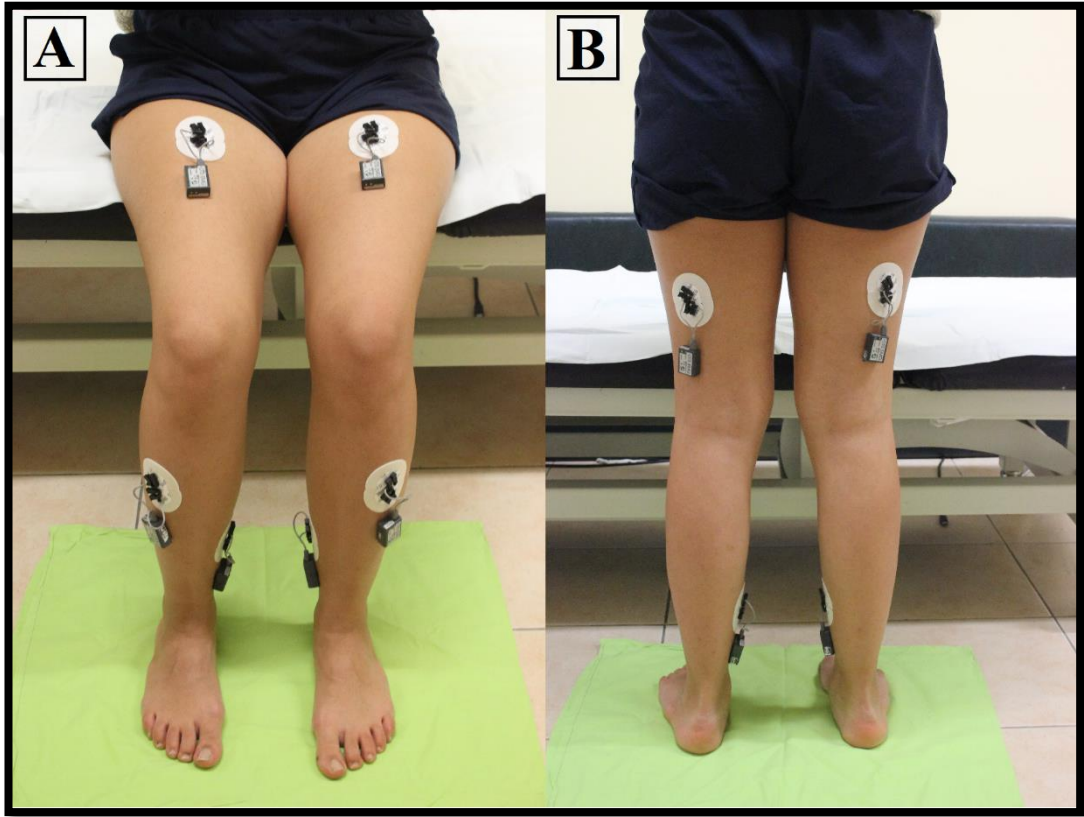
Şekil 3.7. 8 kanallı yüzeyel EMG sistemi

EMG amplifikatörünün kazancı, frekans bandı ve ortak gürültüden kurtulma oranı sırasıyla 1000, 10–500 Hz ve 95 desibel'dir. EMG sinyallerinin örnekleme frekansı 1500 Hz ve analog-dijital çeviricinin hızı 12 bit olarak ayarlanmıştır.

Elektrot yerleşimlerinden önce, non-invaziv şekilde kasların değerlendirilmesinde yüzeyel EMG (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*/(SENIAM))'nin belirlediği kriterlere göre deri temizlendi (179, 180). Deri yüzeyi açık kırmızı renk aldığı anda uygun deri empedans ortamının yaratılmış olduğu düşünüldü ve elektrotlar rektus femoris, biceps femoris, tibialis anterior ve soleus kaslarına bilateral olarak yerleştirildi. Elektrotların merkezleri arasındaki mesafenin 2 cm'yi geçmemesine dikkat edildi (179, 180).

SENIAM kriterlerine göre elektrot yerleşimleri (181) (Şekil 3.8);

- Rektus Femoris: Spina iliaca anterior superior ve patellanın superioru arasındaki hattın orta noktasına, kas liflerine paralel.
- Biseps Femoris: Tuber iskiüm ve tibianın lateral kondili arasındaki hattın orta noktasına, kas liflerine paralel.
- Tibialis Anterior: Fibula başı ve medial malleol arasındaki hattın 1/3'üne, kas liflerine paralel.
- Soleus: Femurun medial kondili ve medial malleol arasındaki hattın 2/3'üne, kas liflerine paralel.



A-Yukarıdan aşağıya sırasıyla; rektus femoris, tibialis anterior ve soleus kasları için elektrot yerleşimi
B-Biseps femoris kası için elektrot yerleşimi

Şekil 3.8. SENIAM kriterlerine göre elektrot yerleşimi

Elektrotlar deriye yerleştirildikten sonra, elektrotların herhangi bir gürültüyü kayıt edip etmediğini anlamak için bireylerin istirahat halindeki kas aktiviteleri ölçüldü. Bireylerden hareket etmemesi ve yeterince gevşemesi istenerek, 15 sn süresince kayıt alındı. 15 sn boyunca hiç bir gürültüye rastlanmadığında, ölçümlere başlandı. Gürültü saptandığında elektrotların yerleştirilme işlemi tekrar edildi.

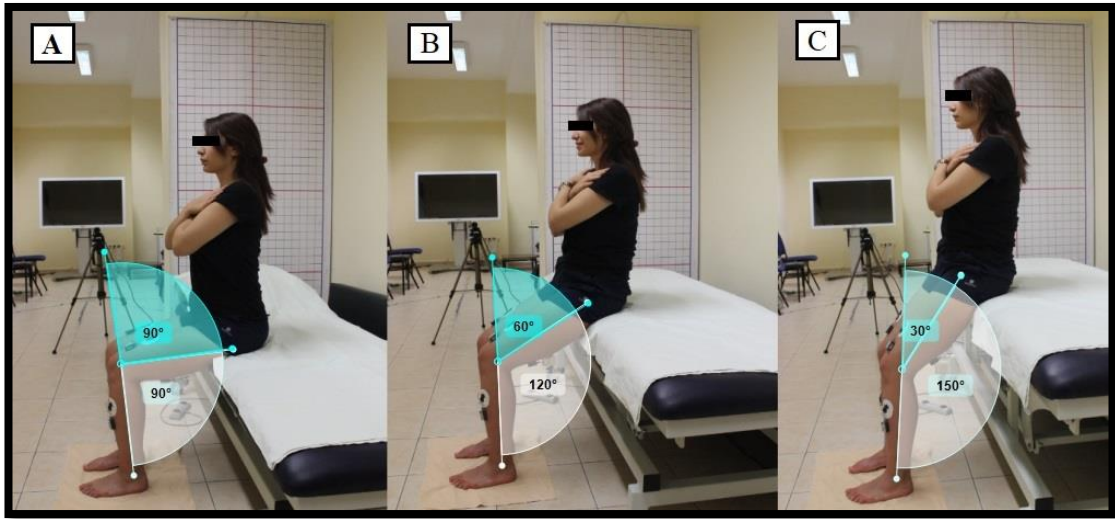
EMG ölçümleri sırasında cihazla senkronize olarak devreye giren 30 kare/saniye hızda Logitech C920 marka kamera (Logitech, Lausanne, İsviçre) kullanılarak video kaydı alındı.

A. Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Kas Aktivasyonu Ölçümü

Ölçümlere başlamadan önce bireylere ölçüm protokolü anlatıldı ve uygulamalı bir şekilde öğretilti. Değerlendirmeler 6 farklı fiziksel çevre koşulunda yapıldı. Fiziksel çevre ile ilgili özellikler aşağıda detaylandırılmıştır.

Ölçüm Protokolü

Bireylerin, sert zemin ve 10 cm kalınlığında dışı sentetik materyal ile kaplı süngerin sert zemin üzerine yerleştirilmesi ile oluşturulan yumuşak zemin olmak üzere **iki farklı oturma zemini** ve ayak bilekleri nötral pozisyonda (182) olmak üzere diz fleksiyon açıları **90°, 60° ve 30°** olacak şekilde ayarlanan **üç farklı oturma yüksekliğinden** (Şekil 3.9) **“1-2-3-Başla”** komutu ile toplamda altı kez OAK aktivitesini gerçekleştirmeleri istendi. Bireylerin ölçümler sırasında ayakları çıplak bırakıldı. Çalışmaya dâhil edilen bütün bireyler kol desteği almadan OAK aktivitesini gerçekleştirebildi. Bireylerin kollarını göğsünde çaprazlayacak şekilde yerleştirmeleri istendi. Kasların OAK aktivitesi öncesi hazırlık sinyallerini almak üzere **“1”** komutu ile ölçüm başlatıldı. **“Başla”** komutu ile OAK aktivitesinin bütün fazlarını tamamlayan bireylerden **“1-2-3-Bitir”** komutunu duyana kadar ayakta durmaları istendi ve **“Bitir”** komutu ile ölçüm sonlandırıldı. Her bir ölçüm sonrası bireyin diz açılarına göre ayarlanan oturma yükseklikleri mezura ile ölçülerek cm cinsinden kaydedildi. Her OAK aktivitesi sonrası bireylerde yorgunluk oluşturmamak için 1 dakika dinlenme süresi verildi.



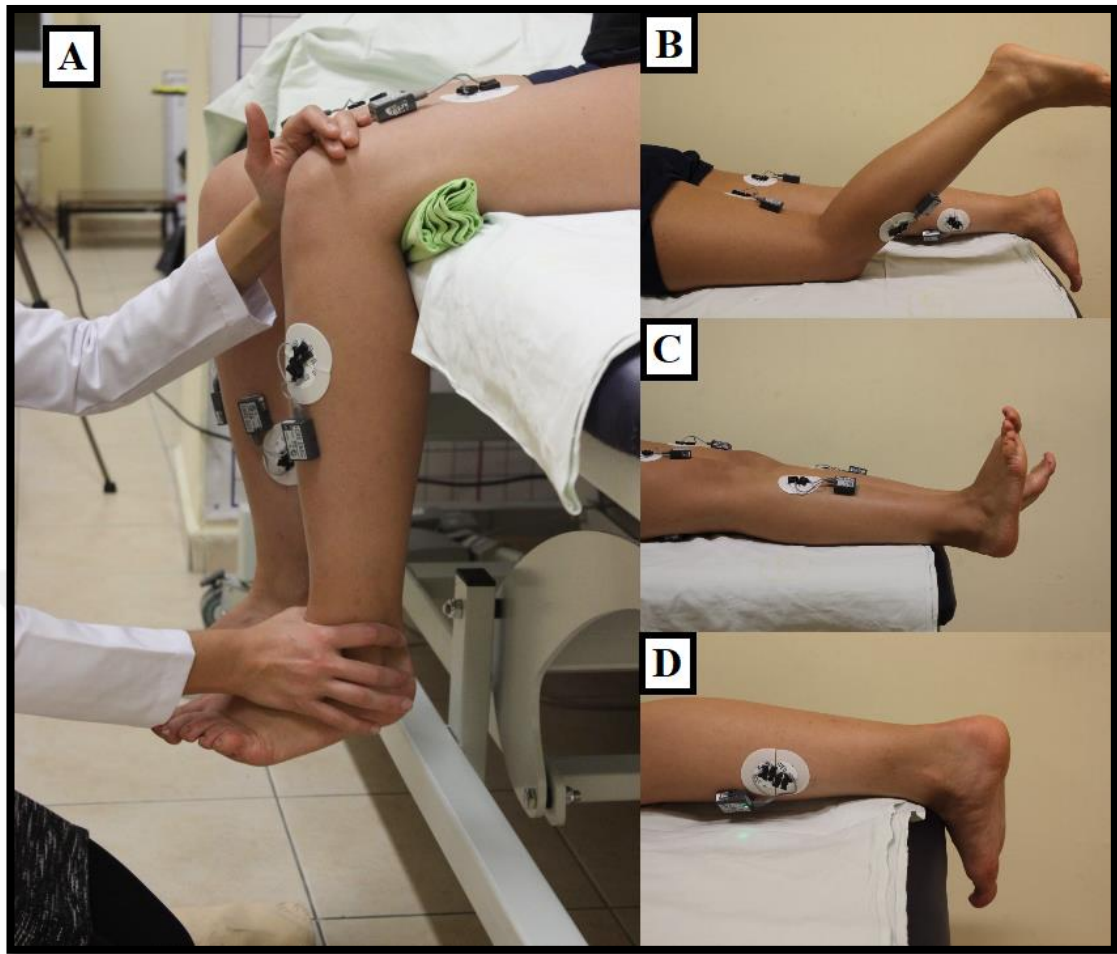
A-90° diz fleksiyon açılı yükseklik B-60° diz fleksiyon açılı yükseklik C-30° diz fleksiyon açılı yükseklik

Şekil 3.9. Diz fleksiyon açısına göre ayarlanan üç farklı oturmadan ayağa kalkma yüksekliği

B. Maksimum İstemli İzometrik Kontraksiyon (MVIC) Ölçümü

Maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MVIC) ölçümlerinde hasta, öncelikle ölçülecek olan kasların en fazla aktivasyon gösterdiği MVIC pozisyonlarına alındı. Her pozisyonda bireylerden 6 sn maksimum izometrik kontraksiyon olacak şekilde manuel dirence karşı pozisyonu korumaları istendi. Ölçüm sırasında kişiler, maksimum efor ortaya çıkarmaları için sözel olarak cesaretlendirildi. Her kasın MVIC değeri 3 tekrarlı olarak ölçüldü ve tekrarlar arasında 1 dakika dinlenme süresi verildi. 3 tekrarla alınan MVIC ölçümlerinin ortalamaları alınarak kaydedildi. MVIC ölçümü için belirlenen pozisyonlar (183) (Şekil 3.10);

- Rektus Femoris: Direnç; bacakların yataktan sarkık ve dizlerin 90° fleksiyonda olduğu oturma pozisyonunda ayak bileği üzerinden uygulandı.
- Biseps Femoris: Direnç; dizin 45° fleksiyonda olduğu yüzüstü yatma pozisyonunda ayak bileği üzerinden uygulandı.
- Tibialis Anterior: Direnç; topukların yatakla temas etmediği sırtüstü yatma pozisyonunda ayak dorsalinden uygulandı.
- Soleus: Direnç; ayak bileklerinin yatakla temas etmediği yüzüstü yatma pozisyonunda ayak tabanından uygulandı.



A-Rektus femoris için uygun MVIC pozisyonu B-Biseps femoris için uygun MVIC pozisyonu C-Tibialis anterior için uygun MVIC pozisyonu D-Soleus için uygun MVIC pozisyonu

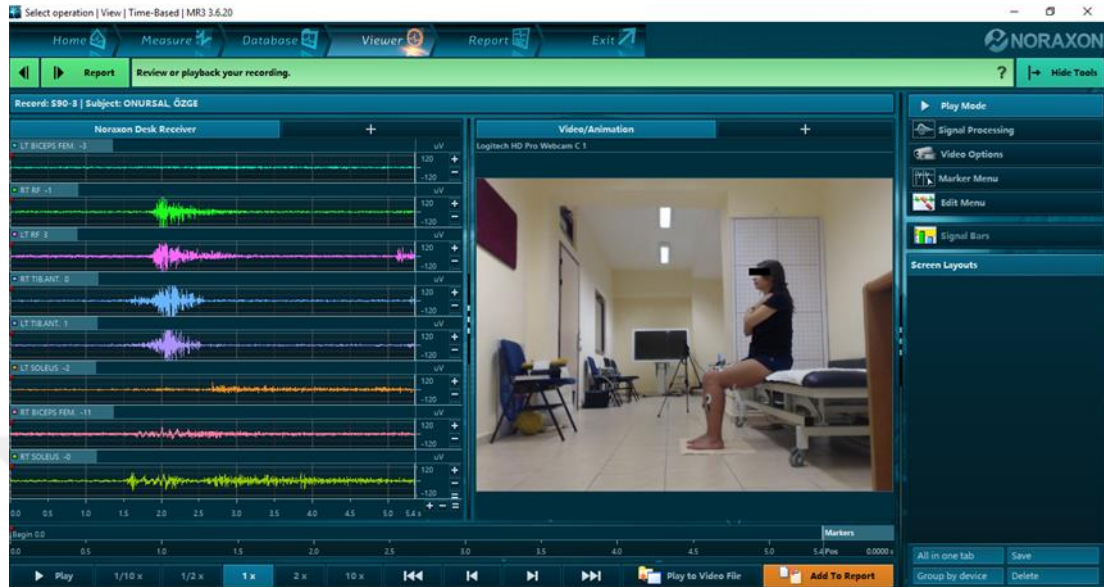
Şekil 3.10. Kaslar için uygun MVIC pozisyonları

C. Yüzeysel Elektromiyografi Analizleri

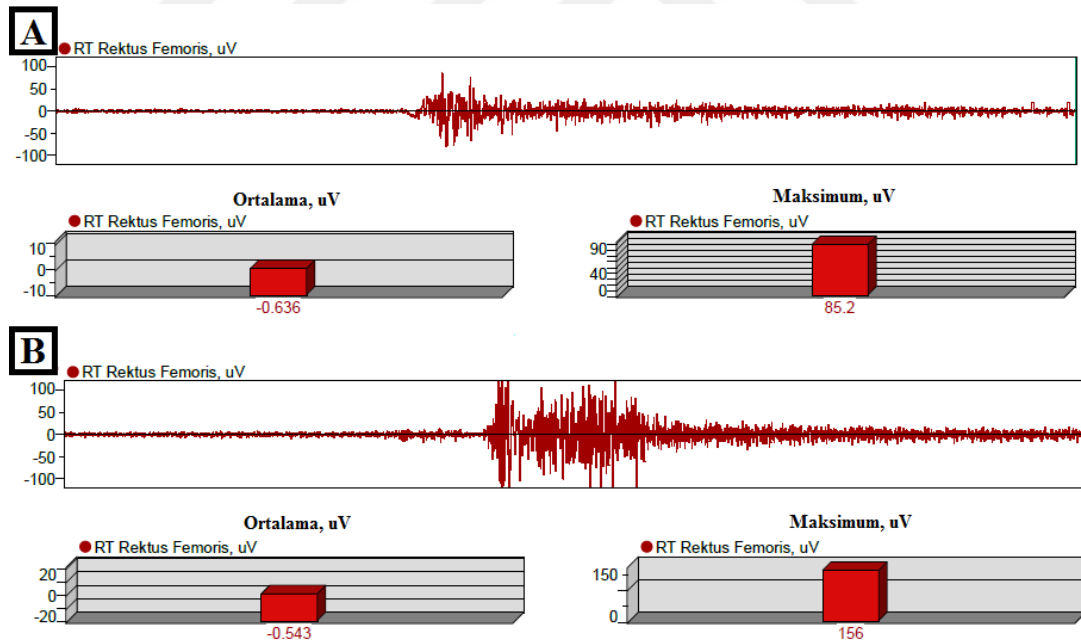
EMG sinyal analizleri *Noraxon MyoResearch XP Master Edition software* (Noraxon, Scottsdale, USA) (Şekil 3.11) kullanılarak yapıldı. Sert zemin ve 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkma sırasında bir hasta ve bir sağlıklı bireye ait işlenmemiş ham veri örnekleri Şekil 3.12’de gösterildi. EMG sinyalleri 20 Hz *high-pass butterworth* filtrelemesinden geçirildi. Hareket artefakt etkisi en aza indirildi. Ham verilerin önce tam dalga rektifikasyonu yapıldı. Daha sonra 100 milisaniye zaman aralığıyla sinyallerin kök ortalama kareleri (RMS, *root mean square*) alınıp sinyaller düzgünleştirildi.

Oturmadan ayağa kalkma sırasında bireylerin kaslarından alınan sinyallerin normalizasyonunda her kasın ortalama MVIC değerleri kullanıldı. Sonuç olarak

kasların aktivite sırasındaki ortalama kas aktivasyonları %MVIC cinsinden sayısal olarak kaydedildi.



Şekil 3.11. Oturmadan ayağa kalkma sırasında EMG kayıt ve analiz ekranı



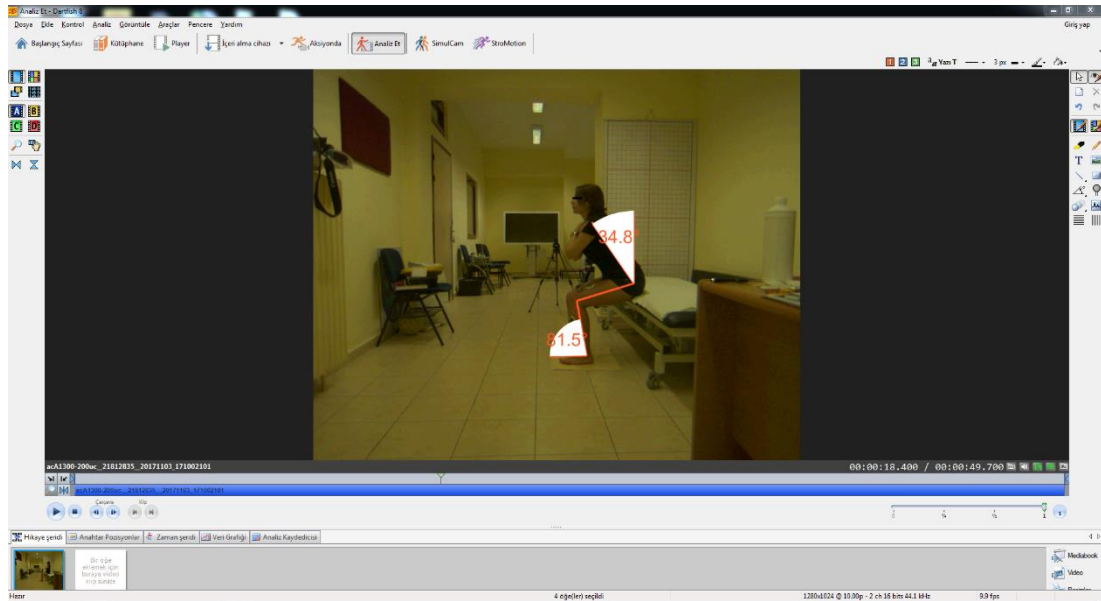
Şekil 3.12. A. Sağlıklı bir bireye ait sağ rektus femoris kas aktivasyonu B. Kas hastası bir bireye ait sağ rektus femoris kas aktivasyonu

3.3.10 Kinematik Ölçümler

Kinematik ölçümler sırasında 100 kare/sn (fps) hızda Basler acA1300-200uc marka yüksek hızlı kameralar (Basler AG, Ahrensburg, Almanya) kullanıldı. Bireylerin sağ ve sol yanına vücut görüntülerini alacak şekilde yerleştirilen iki kamera EMG ölçümleri ile aynı protokolde ve eş zamanlı çalıştırıldı. Sert ve yumuşak zemin olmak üzere iki farklı oturma zemini ve ayak bilekleri nötral pozisyonda (182) olmak üzere diz fleksiyon açıları 90° , 60° ve 30° olacak şekilde ayarlanan üç farklı oturma yüksekliğinden toplam altı kez OAK aktivitesini gerçekleştiren bireylerin görüntüleri kinematik ölçümler sırasında kaydedildi.

A. Eklem Hareket Açılarının Analizi

Kinematik ölçümler sırasında hastanın sağ ve sol yanındaki kameralar aracılığı ile alınan görüntüler *Dartfish ProSuit 8* (Dartfish HQ, Fribourg, İsviçre) (Şekil 3.13) programı kullanılarak analiz edildi. Üç farklı yükseklik ve iki farklı oturma zemininden OAK aktivitesini gerçekleştiren bireylerin her bir OAK aktivitesi sırasında boyun, gövde, kalça ve ayak bileği ekleminde ortaya çıkan eklem hareket açıları ölçülerek derece cinsinden kaydedildi ve biyomekanik olarak değerlendirildi.



Şekil 3.13. Oturmadan ayağa kalkma sırasında ortaya çıkan eklem hareket açılarının analiz ekranı

B. Faz Sürelerinin Analizi

Kinematik ölçümler sırasında EMG ölçümleri ile senkronize şekilde video kamera kaydı ile alınan görüntüler kullanılarak OAK aktivitesinin;

-Hareketin başlatılması ile başlayıp kalçaların oturulan zemin ile temasının kesildiği anda sona eren; **fleksiyon momentum fazı,**

-Kalçaların oturulan zemin ile temasının kesildiği anda başlayıp ayak bileği ekleminde maksimum dorsifleksiyon hareketinin açığa çıkması ile sona eren; **momentum transfer fazı,**

-Ayak bileği maksimum dorsifleksiyonu ile başlayıp kalçaların ekstansiyonu ile ona eren; **ekstansiyon fazı,**

-Kalçaların ekstansiyona gelmesi ile başlayıp dik duruş pozisyonunda tam bir stabilizasyon sağlanana kadar sonra eren; **stabilizasyon fazı**'ndan oluşan dört fazının bütün yükseklik ve zemin özelliklerinden ayağa kalkmalarda ayrı ayrı süreleri ve toplam OAK süresi, işaretleme yöntemi kullanılarak analiz edildi ve sn cinsinden kaydedildi.

İstatistiksel Yöntemler

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS 21.0 paket programı ile değerlendirildi. Ölçümle belirlenen değişkenler, aritmetik ortalama $\pm$ standart sapma ($X \pm SS$) olarak ifade edildi, sayımla belirlenen değişkenler için sayı (n) ve yüzde (%) değeri hesaplandı. Çalışmaya dâhil edilen birey sayısının az olması ve verilerin normal dağılım göstermemesi nedeniyle istatistiksel analizlerde non-parametrik testler kullanıldı. Çalışmaya dâhil edilen gruplar arasında fark olup olmadığını belirlemek amacıyla Mann-Whitney U Testi kullanıldı. Grup içi tekrarlı ölçümler arası farkın 3'lü analizinde Friedman Testi kullanıldı. Friedman Testi sonrası anlamlı çıkan verilerde Post Hoc analizi yapıldı ve Wilcoxon Testi kullanıldı. Post-Hoc analiz sonrası Bonferroni düzeltmesi ile 3 tekrar olması sebebiyle p değeri için yanılma olasılığı $0,05/3=0,017$ işlemi yapılarak $p<0,017$ olarak belirlendi. Grup içi tekrarlı ölçümler arası farkın 2'li analizinde Wilcoxon Testi kullanıldı. OAK performansı ile OAK'ı etkileyen faktörler arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesinde Spearman korelasyon testi kullanıldı. Korelasyonlar; 0.05-0.30 düşük veya önemsiz korelasyon, 0.30-0.40

düşük orta derecede korelasyon, 0.40-0.60 orta derecede korelasyon, 0.60-0.70 iyi derecede korelasyon, 0.70-0.75 çok iyi derecede korelasyon, 0.75-1.00 mükemmel korelasyon sınıflandırılmasına göre yorumlandı. Analizde $p<0,05$ olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi (184).

Çalışmanın gücü, hipotezlerimizi oluşturduğumuz faktörler olan iki grubun kas aktivasyonu ve kas kuvveti temel alınarak yapılan güç analizine göre %97 olarak belirlendi.



4. BULGULAR

4.1 Tanımlayıcı Bulgular

Erişkin kas hastalıklarında oturmadan ayağa kalkma aktivitesini, çevresel faktörler (oturma yüksekliği, oturulan zeminin sertliği gibi), kas kuvveti, kas aktivasyonu, biyomekanik faktörler açısından incelemek ve sağlıklı yaşlıları ile karşılaştırmak amacıyla yapılan çalışmaya yaş ortalaması $30,47 \pm 10,37$ olan ve 9 erkek 6 kadından oluşan 15 kas hastası; yaş ortalaması $29,60 \pm 7,46$ olan ve 9 erkek 6 kadından oluşan 15 sağlıklı birey dahil edildi. Her iki grubun tanımlayıcı özellikleri karşılaştırıldığında; kas hastalarının ve sağlıklı bireylerin yaşları, cinsiyetleri, boy uzunlukları, vücut ağırlık ortalamaları, vücut kütle indeksleri, dominant tarafları ve iş durumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$). Bireylerin tanımlayıcı özellikleri Tablo 4.1’de gösterildi.

Tablo 4.1. Bireylerin tanımlayıcı özellikleri

	Erişkin Kas Hastaları Grubu X$\pm$SS (n=15)	Kontrol Grubu X$\pm$SS (n=15)	Z	p
Yaş (Yıl)	30,47 $\pm$ 10,37	29,60 $\pm$ 7,46	-0,291	0,771
Boy (cm)	171,67 $\pm$ 12,05	171,33 $\pm$ 8,66	-0,062	0,950
Kilo (kg)	64,73 $\pm$ 14,26	70,93 $\pm$ 13,84	-0,747	0,455
VKİ (kg/m²)	21,89 $\pm$ 4,06	23,68 $\pm$ 2,78	-0,809	0,419
Cinsiyet (E/K)	9/6	9/6	0,000	1,000
İş Durumu (Çalışan/çalışmayan)	10/5	13/2	-1,273	0,203
Dominant Taraf (Sağ/Sol)	14/1	13/2	-0,598	0,550
Şikâyetlerin Başlangıcı (Ay)	112,40 $\pm$ 94,33			
Hastalığın Durasyonu (Ay)	84 $\pm$ 62,31			

Mann-Whitney U Test, * $p < 0,05$

Yapılan değerlendirmeler sonucunda; 90° diz fleksiyon açılı oturma yüksekliğinde kas hastaları ($44 \pm 1,27$ cm) ve kontrol grubu ($43,23 \pm 0,72$ cm) arasında, 60° diz fleksiyon açılı oturma yüksekliğinde kas hastaları ($53,42 \pm 3,29$ cm) ve kontrol grubu ($53,80 \pm 2,34$ cm) arasında, 30° diz fleksiyon açılı oturma yüksekliğinde kas hastaları ($63,75 \pm 3,85$ cm) ve kontrol grubu ($63,78 \pm 3,01$ cm) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$).

4.2. Kas Aktivasyonu ile İlgili Bulgular

4.2.1. Erişkin Kas Hastaları ve Kontrol Grubunun Kas Aktivasyonu Açısından Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Erişkin kas hastaları ve kontrol grubu 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyeleri açısından karşılaştırıldığında, kas hastası bireylerin kontrol grubuna göre sert zeminde; sağ ve sol rektus femoris, tibialis anterior, soleus ve sağ biceps femoris kaslarının aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Yumuşak zeminde ise kontrol grubu ile karşılaştırıldığında; kas hastası bireylerin sağ ve sol rektus femoris, tibialis anterior, soleus ve sol biceps femoris kaslarının aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.2’de gösterildi.

Tablo 4.2. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubunun 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Kas Aktivasyonu (%MVIC)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	21,80±12,19	10,71±5,85	-2,685	0,007*
		Sol	23,04±13,91	8,86±4,45	-2,841	0,004*
	Biceps Femoris	Sağ	24,89±20,02	7,91±3,40	-2527	0,012*
		Sol	18,76±10,00	12,67±9,42	-1,899	0,058
	Tibialis Anterior	Sağ	36,84±19,89	9,92±4,13	-3,961	<0,0001*
		Sol	34,32±13,32	12,43±6,21	-3,671	<0,0001*
	Soleus	Sağ	21,95±15,45	8,26±5,94	-2,779	0,005*
		Sol	28,24±21,39	9,88±5,12	-3,194	0,001*
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	17,72±10,31	10,41±4,78	-2,357	0,018*
		Sol	22,40±15,26	7,40±3,41	-3,132	0,002*
	Biceps Femoris	Sağ	21,46±17,81	12,91±10,89	-1,456	0,145
		Sol	22,38±16,12	12,47±8,30	-1,986	0,047*
	Tibialis Anterior	Sağ	31,54±20,23	10,70±4,54	-3,215	0,001*
		Sol	31,48±14,32	11,87±5,34	-3,713	<0,0001*
	Soleus	Sağ	20,65±14,66	8,15±5,80	-2,800	0,005*
		Sol	28,55±25,41	10,14±5,25	-3,132	0,002*

Mann-Whitney U Test, * $p<0,05$

60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubu 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyeleri açısından karşılaştırıldığında, kas hastası bireylerin kontrol grubuna göre **sert zeminde**; sağ ve sol rektus femoris, biceps femoris, tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). **Yumuşak zeminde** ise kontrol grubu ile karşılaştırıldığında; kas hastası bireylerin sol rektus femoris, sağ ve sol biceps femoris, tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.3'te gösterildi.

Tablo 4.3. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubunun 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Kas Aktivasyonu (%MVIC)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X $\pm$ SS (n=15)	Kontrol Grubu X $\pm$ SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	14,29 $\pm$ 8,72	7,38 $\pm$ 3,86	-2,280	0,023*
		Sol	18,97 $\pm$ 12,65	6,52 $\pm$ 3,28	-3,380	0,001*
	Biceps Femoris	Sağ	24,79 $\pm$ 18,05	6,62 $\pm$ 3,50	-2,435	0,015*
		Sol	21,91 $\pm$ 13,97	10,99 $\pm$ 7,89	-2,423	0,015*
	Tibialis Anterior	Sağ	30,03 $\pm$ 23,13	6,46 $\pm$ 3,02	-3,754	<0,0001*
		Sol	27,09 $\pm$ 15,91	7,99 $\pm$ 4,07	-3,256	0,001*
	Soleus	Sağ	18,15 $\pm$ 13,15	5,95 $\pm$ 4,07	-3,256	0,001*
		Sol	26,96 $\pm$ 22,18	8,59 $\pm$ 3,44	-2,862	0,004*
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	14,42 $\pm$ 10,12	9,89 $\pm$ 6,09	-1,309	0,190
		Sol	20,31 $\pm$ 13,24	6,59 $\pm$ 4,53	-3,879	<0,0001*
	Biceps Femoris	Sağ	21,81 $\pm$ 17,58	8,42 $\pm$ 5,10	-2,114	0,035*
		Sol	22,68 $\pm$ 17,57	11,61 $\pm$ 9,08	-2,008	0,045*
	Tibialis Anterior	Sağ	28,68 $\pm$ 17,19	7,09 $\pm$ 4,33	-3,879	<0,0001*
		Sol	29,10 $\pm$ 12,10	9,03 $\pm$ 7,15	-3,961	<0,0001*
	Soleus	Sağ	15,27 $\pm$ 8,66	5,93 $\pm$ 3,43	-3,215	0,001*
		Sol	24,63 $\pm$ 19,11	8,04 $\pm$ 3,45	-3,132	0,002*

Mann-Whitney U Test, * $p<0,05$

30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubu 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyeleri açısından karşılaştırıldığında, kas hastası bireylerin kontrol grubuna göre sert zeminde; sol rektus femoris, sağ ve sol biceps

femoris, tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Yumuşak zeminde ise kontrol grubu ile karşılaştırıldığında; kas hastası bireylerin sağ ve sol rektus femoris, biceps femoris, tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.4'te gösterildi.

Tablo 4.4. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubunun 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Kas Aktivasyonu (%MVIC)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	P
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	13,01±6,83	8,38±4,61	-1,877	0,061
		Sol	18,42±13,91	6,15±5,39	-3,629	<0,0001*
	Biceps Femoris	Sağ	23,22±17,44	5,82±3,59	-3,355	0,001*
		Sol	19,36±14,60	9,52±7,52	-2,139	0,032*
	Tibialis Anterior	Sağ	25,95±23,03	7,18±4,71	-2,966	0,003*
		Sol	25,86±15,66	7,31±6,06	-3,505	<0,0001*
	Soleus	Sağ	17,76±13,09	6,33±4,05	-3,215	0,001*
		Sol	25,28±21,52	8,47±4,75	-2,945	0,003*
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	13,25±7,44	9,07±6,37	-1,964	0,049*
		Sol	18,61±14,53	6,29±5,67	-3,464	0,001*
	Biceps Femoris	Sağ	20,63±15,94	6,79±4,01	-2,550	0,011*
		Sol	21,14±13,35	9,20±7,51	-2,335	0,020*
	Tibialis Anterior	Sağ	27,20±19,34	5,79±2,77	-3,579	<0,0001*
		Sol	27,86±15,82	6,27±4,80	-3,102	0,002*
	Soleus	Sağ	16,80±10,51	6,57±4,11	-3,049	0,002*
		Sol	21,94±18,71	8,30±4,27	-2,883	0,004*

Mann-Whitney U Test, * $p<0,05$

4.2.2. Farklı Yüksekliklerde Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

Erişkin Kas Hastaları Grubu

Kas hastaları grubunda 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin kas aktivasyon seviyeleri karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; sağ rektus femoris, sağ ve sol tibialis anterior kaslarının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). **Yumuşak zeminde** ise sağ rektus femoris ve sol soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir

fark bulundu ($p<0,05$). Kas hastalarına ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.5’de gösterildi.

Tablo 4.5. Erişkin kas hastaları grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	Kas Aktivasyon Seviyeleri (%MVIC)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu			
			X±SS (n=15)			
			90°	60°	30°	p
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	21,80±12,19	14,29±8,72	13,01±6,83	<0,0001*
		Sol	23,04±13,91	18,97±12,65	18,42±13,91	0,091
	Biceps Femoris	Sağ	24,89±20,02	24,79±18,05	23,22±17,44	0,395
		Sol	18,76±10,00	21,91±13,97	19,36±14,60	0,526
	Tibialis Anterior	Sağ	36,84±19,89	30,03±23,13	25,95±23,03	0,005*
		Sol	34,32±13,32	27,09±15,91	25,86±15,66	0,017*
	Soleus	Sağ	21,95±15,45	18,15±13,15	17,76±13,09	0,420
		Sol	28,24±21,39	26,96±22,18	25,28±21,52	0,701
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	17,72±10,31	14,42±10,12	13,25±7,44	0,046*
		Sol	22,40±15,26	20,31±13,24	18,61±14,53	0,165
	Biceps Femoris	Sağ	21,46±17,81	21,81±17,58	20,63±15,94	0,689
		Sol	22,38±16,12	22,68±17,57	21,14±13,35	0,492
	Tibialis Anterior	Sağ	31,54±20,23	28,68±17,19	27,20±19,34	0,319
		Sol	31,48±14,32	29,10±12,10	27,86±15,82	0,062
	Soleus	Sağ	20,65±14,66	15,27±8,66	16,80±10,51	0,189
		Sol	28,55±25,41	24,63±19,11	21,94±18,71	0,008*

Friedman Test, * $p<0,05$

Kas hastaları grubunda, üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin kas aktivasyon seviyeleri birbiriyle ikili olarak karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; sağ rektus femoris kasında 90°-60° ve 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler, sağ ve sol tibialis anterior kasında 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,017$). **Yumuşak zeminde** ise, sağ rektus femoris kasında 90°-60° ve 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler, sol soleus kasında 90°-30° açılı yükseklikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,017$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.6’da gösterildi.

Kas hastaları grubunda ayrıca 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmayan **sert zeminde** sol rektus femoris ve **yumuşak zeminde** sağ soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinin ikili yükseklikler arasında karşılaştırılmaları sonucu 90°-60° diz fleksiyon açılı

yükseklikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin istatistiksel sonuçları Tablo 4.6’da gösterildi.

Tablo 4.6. Erişkin kas hastaları grubunun farklı yüksekliklerden oturmadan ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin ikili karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	Kas Aktivasyon Seviyeleri (%MVIC)					
			Erişkin Kas Hastaları Grubu					
			X $\pm$ SS (n=15)					
			90°-60°		60°-30°		90°-30°	
			Z	p	Z	p	Z	P
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	-2,970	0,003*	-1,712	0,087	-3,297	0,001*
		Sol	-2,215	0,027*	-0,568	0,570	-1,704	0,088
	Biseps Femoris	Sağ	-0,220	0,826	-0,283	0,078	-0,973	0,331
		Sol	-0,722	0,470	-1,287	0,198	-0,126	0,900
	Tibialis Anterior	Sağ	-2,354	0,019*	-1,475	0,140	-2,755	0,006*
		Sol	-2,386	0,017*	-1,079	0,281	-2,499	0,012*
	Soleus	Sağ	-1,477	0,140	-0,170	0,865	-1,761	0,078
		Sol	-0,398	0,691	-0,057	0,955	-0,785	0,433
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	-2,551	0,011*	-0,628	0,530	-2,417	0,016*
		Sol	-0,966	0,334	-1,533	0,125	-1,306	0,191
	Biseps Femoris	Sağ	-0,943	0,345	-0,847	0,397	-1,098	0,272
		Sol	-0,282	0,778	-0,973	0,331	-0,734	0,463
	Tibialis Anterior	Sağ	-0,483	0,629	-0,345	0,730	-1,036	0,300
		Sol	-1,363	0,173	-0,659	0,510	-1,947	0,052
	Soleus	Sağ	-2,528	0,011*	-1,562	0,118	-1,817	0,069
		Sol	-1,931	0,053	-1,363	0,173	-2,556	0,011*

Wilcoxon Test, * $p<0,05$

Kontrol Grubu

Kontrol grubunda 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin kas aktivasyon seviyeleri karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; sağ ve sol rektus femoris ve tibialis anterior kaslarının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). **Yumuşak zeminde** ise sol rektus femoris, sağ ve sol biseps femoris, tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.7’de gösterildi.

Tablo 4.7. Kontrol grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	Kas Aktivasyon Seviyeleri (%MVIC)			
			Kontrol Grubu X±SS (n=15)			
			90°	60°	30°	p
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	10,71±5,85	7,38±3,86	8,38±4,61	0,001*
		Sol	8,86±4,45	6,52±3,28	6,15±5,39	0,011*
	Biseps Femoris	Sağ	7,91±3,40	6,62±3,50	5,82±3,59	0,109
		Sol	12,67±9,42	10,99±7,89	9,52±7,52	0,127
	Tibialis Anterior	Sağ	9,92±4,13	6,46±3,02	7,18±4,71	0,017*
		Sol	12,43±6,21	7,99±4,07	7,31±6,06	0,001*
	Soleus	Sağ	8,26±5,94	5,95±4,07	6,33±4,05	0,091
		Sol	9,88±5,12	8,59±3,44	8,47±4,75	0,165
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	10,41±4,78	9,89±6,09	9,07±6,37	0,127
		Sol	7,40±3,41	6,59±4,53	6,29±5,67	0,015*
	Biseps Femoris	Sağ	12,91±10,89	8,42±5,10	6,79±4,01	0,002*
		Sol	12,47±8,30	11,61±9,08	9,20±7,51	0,008*
	Tibialis Anterior	Sağ	10,70±4,54	7,09±4,33	5,79±2,77	0,001*
		Sol	11,87±5,34	9,03±7,15	6,27±4,80	0,001*
	Soleus	Sağ	8,15±5,80	5,93±3,43	6,57±4,11	0,008*
		Sol	10,14±5,25	8,04±3,45	8,30±4,27	0,017*

Friedman Test, *p<0,05

Kontrol grubunda, üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin kas aktivasyon seviyeleri birbirleriyle ikili olarak karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; sağ ve sol rektus femoris, sağ tibialis anterior kaslarında 90°-60° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasında, sol tibialis anterior kasında 90-60° ve 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasında kas aktivasyon seviyeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0,017). **Yumuşak zeminde** ise sol rektus femoris ve biseps femoris, sağ soleus kaslarında 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasında, sağ biseps femoris, sağ ve sol tibialis anterior, sol soleus kaslarında 90°-60° ve 90-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasında kas aktivasyon seviyeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0,017). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin istatistiksel sonuçları Tablo 4.8’de gösterildi.

Kontrol grubunda ayrıca 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmayan kasların aktivasyon seviyelerinin ikili yükseklikler arasında karşılaştırılması sonucu; **sert zeminde**, sağ ve sol biseps femoris kaslarında 90°-30° diz fleksiyon açılı yüksekliklerden, sağ soleus kasında 90°-60° ve 90°-30° fleksiyon açılı yüksekliklerden kalkma sırasında kas

aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin istatistiksel sonuçları Tablo 4.8’de gösterildi.

Tablo 4.8. Kontrol grubunun farklı yüksekliklerden oturmadan ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin ikili karşılaştırılması

Zemin	Kaslar	Taraf	Kas Aktivasyon Seviyeleri (%MVIC)					
			Kontrol Grubu					
			X $\pm$ SS (n=15)					
			90°-60°		60°-30°		90°-30°	
			Z	p	Z	p	Z	p
Sert Zemin	Rektus Femoris	Sağ	-2,954	0,003*	-0,227	0,820	-2,385	0,017*
		Sol	-2,256	0,011*	-1,647	0,100	-2,385	0,017*
	Biceps Femoris	Sağ	-1,726	0,084	-1,036	0,300	-2,291	0,022*
		Sol	-0,284	0,776	-1,250	0,211	-2,158	0,031*
	Tibialis Anterior	Sağ	-3,181	0,001*	-0,284	0,776	-1,733	0,083
		Sol	-3,010	0,003*	-0,852	0,394	-2,783	0,005*
	Soleus	Sağ	-2,242	0,015*	-1,079	0,281	-2,158	0,031*
		Sol	-1,477	0,140	-0,341	0,733	-1,647	0,100
Yumuşak Zemin	Rektus Femoris	Sağ	-0,738	0,460	-1,022	0,307	-1,533	0,125
		Sol	-1,817	0,069	-0,909	0,363	-2,385	0,017*
	Biceps Femoris	Sağ	-2,605	0,009*	-1,475	0,140	-2,668	0,008*
		Sol	-1,079	0,281	-1,647	0,100	-2,385	0,017*
	Tibialis Anterior	Sağ	-2,726	0,006*	-0,852	0,394	-2,897	0,004*
		Sol	-2,613	0,009*	-1,161	0,245	-2,919	0,004*
	Soleus	Sağ	-2,329	0,020*	-1,647	0,100	-2,385	0,017*
		Sol	-2,783	0,005*	-0,114	0,909	-2,727	0,006*

Wilcoxon Test, * $p<0,05$

4.2.3. Farklı Zeminlerde Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubunun 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten, **sert ve yumuşak** zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri karşılaştırıldığında; kas hastaları grubunda, sadece sağ rektus femoris kasının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), kontrol grubunda herhangi bir kasın aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.9’da gösterildi.

Tablo 4.9. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Grup	Kaslar	Taraf	90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Kas Aktivasyonu (%MVIC)			
			Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Rektus Femoris	Sağ	21,80±12,19	17,72±10,31	-2,040	0,041*
		Sol	23,04±13,91	22,4±15,26	-0,341	0,733
	Biseps Femoris	Sağ	24,89±20,02	21,46±17,81	-0,524	0,600
		Sol	18,76±10	22,38±16,12	-0,722	0,470
	Tibialis Anterior	Sağ	36,84±19,89	31,54±20,23	-1,477	0,140
		Sol	34,32±13,32	31,48±14,32	-0,909	0,363
	Soleus	Sağ	21,95±15,45	20,65±14,66	-0,682	0,496
		Sol	28,24±21,39	28,55±25,41	-0,568	0,570
Kontrol Grubu (n=15)	Rektus Femoris	Sağ	10,71±5,85	10,41±4,78	-1,562	0,118
		Sol	8,86±4,45	7,40±3,41	-1,477	0,140
	Biseps Femoris	Sağ	7,91±3,40	12,91±10,89	-1,412	0,158
		Sol	12,67±9,42	12,47±8,30	-0,511	0,609
	Tibialis Anterior	Sağ	9,92±4,13	10,70±4,54	-1,363	0,173
		Sol	12,43±6,21	11,87±5,34	-0,738	0,460
	Soleus	Sağ	8,26±5,94	8,15±5,80	-0,227	0,820
		Sol	9,88±5,12	10,14±5,25	0,000	1000

Wilcoxon Test, *p<0,05

60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten, **sert ve yumuşak** zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri karşılaştırıldığında; kontrol grubunda sadece sağ rektus femoris kasının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), kas hastaları grubunda herhangi bir kasın aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.10'da gösterildi.

Tablo 4.10. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Grup	Kaslar	Taraf	60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Kas Aktivasyonu (%MVIC)			
			Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Rektus Femoris	Sağ	14,29±8,72	14,42±10,12	-0,245	0,807
		Sol	18,97±12,65	20,31±13,24	-1,477	0,140
	Biceps Femoris	Sağ	24,79±18,05	21,81±17,58	-0,031	0,975
		Sol	21,91±13,97	22,68±17,57	-0,785	0,433
	Tibialis Anterior	Sağ	30,03±23,13	28,68±17,19	-0,251	0,802
		Sol	27,09±15,91	29,10±12,10	-0,568	0,570
	Soleus	Sağ	18,15±13,15	15,27±8,66	-1,817	0,069
		Sol	26,96±22,18	24,63±19,11	-1,533	0,125
Kontrol Grubu (n=15)	Rektus Femoris	Sağ	7,38±3,86	9,89±6,09	-2,158	0,031*
		Sol	6,52±3,28	6,59±4,53	-0,454	0,650
	Biceps Femoris	Sağ	6,62±3,50	8,42±5,10	-1,538	0,124
		Sol	10,99±7,89	11,61±9,08	-0,170	0,865
	Tibialis Anterior	Sağ	6,46±3,02	7,09±4,33	-0,454	0,650
		Sol	7,99±4,07	9,03±7,15	-0,973	0,331
	Soleus	Sağ	5,95±4,07	5,93±3,43	-0,227	0,820
		Sol	8,59±3,44	8,04±3,45	-0,738	0,460

Wilcoxon Test, *p<0,05

30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

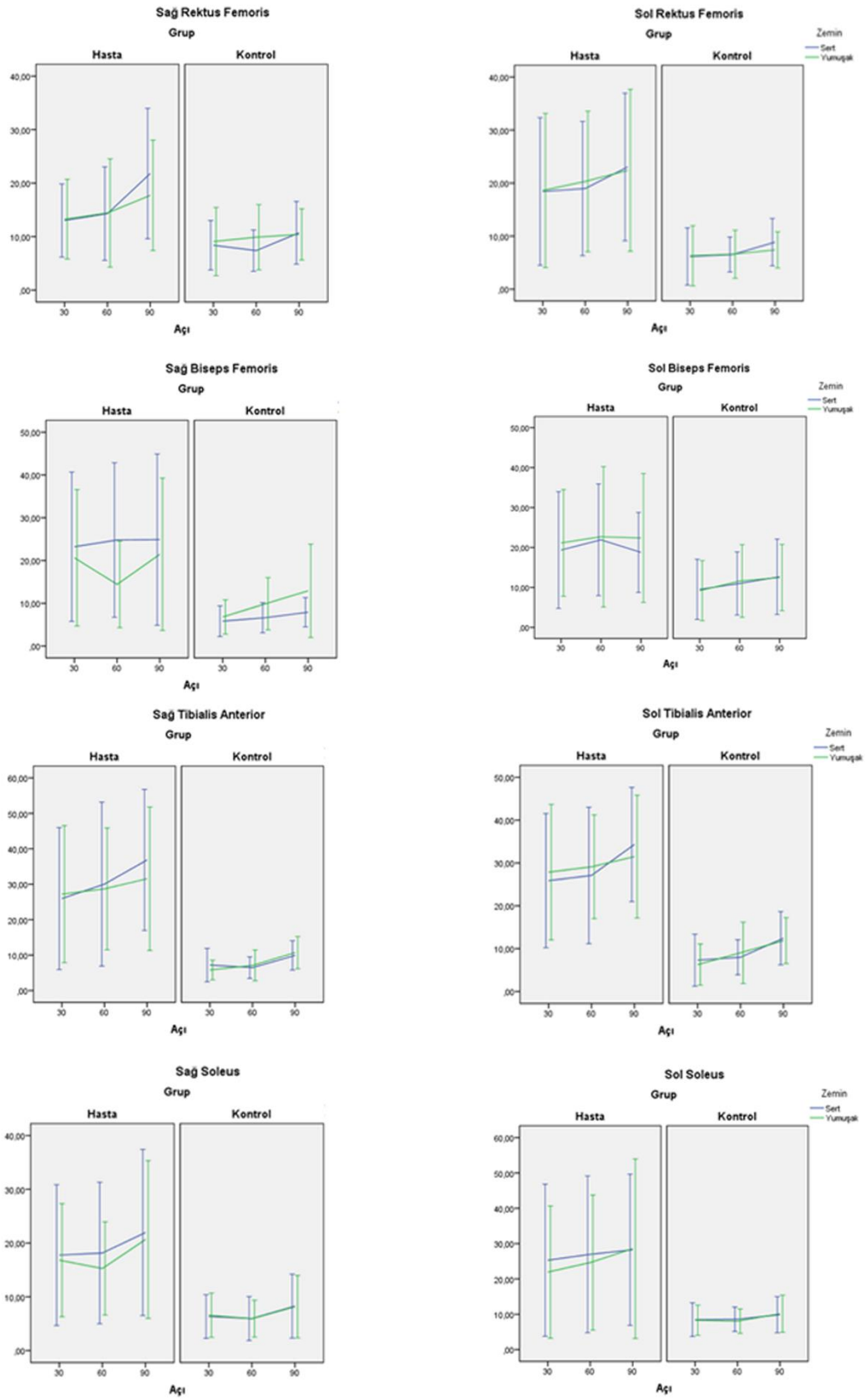
Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve **sert-yumuşak** zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri karşılaştırıldığında; kas hastaları grubunda sadece sol soleus kasının yumuşak zemindeki aktivasyon seviyesinde arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), kontrol grubunun herhangi bir kasının aktivasyon seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Bireylere ait kas aktivasyon seviyelerinin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.11’de gösterildi.

Tablo 4.11. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyelerinin karşılaştırılması

Grup	Kaslar	Taraf	30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Kas Aktivasyonu (%MVIC)			
			Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Rektus Femoris	Sağ	13,01±6,83	13,25±7,44	-0,031	0,975
		Sol	18,42±13,91	18,61±14,53	-0,057	0,955
	Biseps Femoris	Sağ	23,22±17,44	20,63±15,94	-0,454	0,650
		Sol	19,36±14,60	21,14±13,35	-0,664	0,507
	Tibialis Anterior	Sağ	25,95±23,03	27,20±19,34	-0,943	0,345
		Sol	25,86±15,66	27,86±15,82	-0,175	0,861
	Soleus	Sağ	17,76±13,09	16,80±10,51	-0,057	0,955
		Sol	25,28±21,52	21,94±18,71	-2,163	0,009*
Kontrol Grubu (n=15)	Rektus Femoris	Sağ	8,38±4,61	9,07±6,37	-0,114	0,910
		Sol	6,15±5,39	6,29±5,67	-0,341	0,733
	Biseps Femoris	Sağ	5,82±3,59	6,79±4,01	-1,036	0,300
		Sol	9,52±7,52	9,20±7,51	-0,398	0,691
	Tibialis Anterior	Sağ	7,18±4,71	5,79±2,77	-0,824	0,410
		Sol	7,31±6,06	6,27±4,80	-0,220	0,826
	Soleus	Sağ	6,33±4,05	6,57±4,11	-0,511	0,609
		Sol	8,47±4,75	8,30±4,27	-0,738	0,460

Wilcoxon Test, *p<0,05

Erişkin kas hastaları ve kontrol grubuna ait farklı yükseklik ve zeminlerden OAK sırasında ölçülen kas aktivasyon seviyeleri, yüzde MVIC cinsinden aşağıda Şekil 4.1’de gösterildi.



Şekil 4.1. Erişkin kas hastaları ve kontrol grubuna ait %MVIC kas aktivasyonu $\pm$ SS

4.3. Kinematik Bulgular

4.3.1. Grupların Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Süre Açısından Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Erişkin kas hastaları ve kontrol grubu 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken OAK fazlarının süreleri ve toplam süre açısından karşılaştırıldığında; **sert zeminde**; kas hastası bireylerin faz-1: fleksiyon momentum fazı, faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4: stabilizasyon fazı sürelerinde ve toplam süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). **Yumuşak zeminde** ise kas hastası bireylerin faz-3 ve faz-4 süreleri ve toplam süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Bireylere ait OAK fazlarının süreleri ile toplam süre ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.12’de gösterildi.

Tablo 4.12. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total sürelerinin karşılaştırılması

Zemin	Faz	90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Süre (sn)			
		Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	1	0,94±0,37	0,67±0,15	-2,266	0,023*
	2	0,27±0,35	0,25±0,09	-1,708	0,088
	3	1,15±0,53	0,80±0,19	-2,304	0,021*
	4	1,02±0,66	0,20±0,12	-4,261	<0,0001*
	Toplam	3,38±1,16	1,94±0,14	-4,012	<0,0001*
Yumuşak Zemin	1	0,80±0,23	0,77±0,19	-0,253	0,801
	2	0,28±0,19	0,22±0,07	-0,770	0,441
	3	1,25±0,77	0,76±0,25	-2,781	0,005*
	4	0,71±0,51	0,15±0,09	-4,390	<0,0001*
	Toplam	3,06±1,29	1,9±0,37	-3,357	0,001*

Mann-Whitney U Test, * $p<0,05$

60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubundaki bireyler 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken OAK fazlarının süreleri ve toplam süre açısından karşılaştırıldığında, **sert zeminde ve yumuşak zeminde**; kas hastası bireylerin faz-4: stabilizasyon fazı süresi ve toplam süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu

gözlendi ($p<0,05$). Bireylere ait OAK fazlarının süreleri ile toplam süre ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.13’de gösterildi.

Tablo 4.13. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total sürelerinin karşılaştırılması

Zemin	Faz	60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Süre (sn)			
		Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	1	0,76±0,30	0,71±0,16	-0,402	0,688
	2	0,29±0,26	0,22±0,10	-0,194	0,846
	3	1,02±0,56	0,86±0,18	-0,524	0,601
	4	0,70±0,41	0,13±0,07	-4,600	<0,0001*
	Toplam	2,78±1,03	1,93±0,25	-2,429	0,015*
Yumuşak Zemin	1	0,88±0,37	0,81±0,20	-0,231	0,817
	2	0,20±0,12	0,18±0,09	-0,265	0,791
	3	0,97±0,46	0,75±0,22	-1,525	0,127
	4	0,58±0,29	0,17±0,16	-3,620	<0,0001*
	Toplam	2,64±0,85	1,92±0,22	-2,652	0,008*

Mann-Whitney U Test, * $p<0,05$

30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubundaki bireyler 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total süre açısından karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; kas hastası bireylerin faz-4: stabilizasyon fazı süresi ve toplam süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlendi ($p<0,05$). **Yumuşak zeminde** ise kas hastası bireylerin faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4: stabilizasyon fazı süreleri ve toplam süresinde istatistiksel olarak anlamlı artış olduğu gözlendi ($p<0,05$). Bireylere ait OAK fazlarının süreleri ile total süre ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.14’de gösterildi.

Tablo 4.14. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken OAK fazlarının süreleri ve total sürelerinin karşılaştırılması

Zemin	Faz	30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Süre (sn)			
		Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	1	0,82±0,30	0,73±0,14	-0,441	0,659
	2	0,26±0,16	0,20±0,09	-1,054	0,292
	3	0,82±0,52	0,72±0,18	-0,021	0,983
	4	0,56±0,30	0,14±0,06	-4,006	<0,0001*
	Toplam	2,47±0,83	1,80±0,34	-2,583	0,010*
Yumuşak Zemin	1	0,81±0,31	0,84±0,19	-0,712	0,476
	2	0,22±0,15	0,16±0,07	-0,779	0,436
	3	0,82±0,25	0,63±0,18	-2,140	0,032*
	4	0,56±0,22	0,14±0,07	-4,250	<0,0001*
	Toplam	2,42±0,63	1,78±0,36	-2,997	0,003*

Mann-Whitney U Test, *p<0,05

4.3.2. Farklı Yüksekliklerden Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Sürelerin Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

Erişkin Kas Hastaları Grubu

Kas hastaları grubunda 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin OAK fazlarının süreleri ve toplam süreleri karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4 stabilizasyon fazı ve toplam sürede istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). **Yumuşak zeminde** ise sadece faz-3 süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), faz-1, faz-2, faz-4 süreleri ve toplam sürede istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Bireylere ait OAK fazlarının süreleri ve toplam süre ortalamaları ile istatistiksel sonuçlar Tablo 4.15’de gösterildi.

Tablo 4.15. Erişkin kas hastaları grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken OAK fazlarının sürelerinin ve total sürelerin karşılaştırılması

Zemin	Fazlar	Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Süreler (sn)			
		Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)			
		90°	60°	30°	p
Sert Zemin	Faz-1	0,94±0,37	0,76±0,30	0,82±0,30	0,059
	Faz-2	0,27±0,35	0,29±0,26	0,26±0,16	0,505
	Faz-3	1,15±0,53	1,02±0,56	0,82±0,52	0,002*
	Faz-4	1,02±0,66	0,70±0,41	0,56±0,30	0,023*
	Toplam Süre	3,38±1,16	2,78±1,03	2,47±0,83	0,001*
Yumuşak Zemin	Faz-1	0,80±0,23	0,88±0,37	0,81±0,31	0,767
	Faz-2	0,28±0,19	0,20±0,12	0,22±0,15	0,175
	Faz-3	1,25±0,77	0,97±0,46	0,82±0,25	<0,0001*
	Faz-4	0,71±0,51	0,58±0,29	0,56±0,22	0,852
	Toplam Süre	3,06±1,29	2,64±0,85	2,42±0,63	0,054

Friedman Test, p<0,05*

Kontrol Grubu

Kontrol grubunda 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin oturmadan ayağa kalkma fazlarının süreleri ve toplam süreler karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; sadece faz-3 : ekstansiyon fazı süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken (p<0,05), **sert ve yumuşak** zemindeki diğer fazların sürelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Kontrol grubuna ait OAK fazlarının süreleri ve total süre ortalamaları ile istatistiksel sonuçlar Tablo 4.16’da gösterildi.

Tablo 4.16. Kontrol grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken OAK fazlarının sürelerinin ve total sürelerin karşılaştırılması

Zemin	Fazlar	Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Süreler (sn)			
		Kontrol Grubu X±SS (n=15)			
		90°	60°	30°	p
Sert Zemin	Faz-1	0,67±0,15	0,71±0,16	0,73±0,14	0,563
	Faz-2	0,25±0,09	0,22±0,10	0,20±0,09	0,076
	Faz-3	0,80±0,19	0,86±0,18	0,72±0,18	0,011*
	Faz-4	0,20±0,12	0,13±0,07	0,14±0,06	0,118
	Toplam Süre	1,94±0,14	1,93±0,25	1,80±0,34	0,063
Yumuşak Zemin	Faz-1	0,77±0,19	0,81±0,20	0,84±0,19	0,195
	Faz-2	0,22±0,07	0,18±0,09	0,16±0,07	0,116
	Faz-3	0,76±0,25	0,75±0,22	0,63±0,18	0,168
	Faz-4	0,15±0,09	0,17±0,16	0,14±0,07	0,961
	Toplam Süre	1,9±0,37	1,92±0,22	1,78±0,36	0,085

Friedman Test, p<0,05*

4.3.3. Farklı Zeminlerde Oturmadan Ayağa Kalkma Fazlarının Süreleri ve Toplam Sürelerin Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten, **sert ve yumuşak** zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasında OAK faz süreleri ve toplam süreler karşılaştırıldığında, kas hastaları grubunda sadece OAK'nın toplam süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir bulunurken (p<0,05), kas hastaları ve kontrol grubunun OAK faz süreleri ve kontrol grubunun toplam OAK süresinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Bireylere ait faz süreleri ve toplam sürelerin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.17'de gösterildi.

Tablo 4.17. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki faz ve total sürelerinin karşılaştırılması

Grup	Fazlar	90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Süre (sn)			
		Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Faz-1	0,94±0,37	0,80±0,23	-1,378	0,168
	Faz-2	0,27±0,35	0,28±0,19	-1,465	0,143
	Faz-3	1,15±0,53	1,25±0,77	-0,222	0,824
	Faz-4	1,02±0,66	0,71±0,51	-1,565	0,117
	Toplam Süre	3,38±1,16	3,06±1,29	-2,134	0,033*
Kontrol Grubu (n=15)	Faz-1	0,67±0,15	0,77±0,19	-1,462	0,144
	Faz-2	0,25±0,09	0,22±0,07	-1,406	0,160
	Faz-3	0,80±0,19	0,76±0,25	-0,701	0,483
	Faz-4	0,20±0,12	0,15±0,09	-1,375	0,169
	Toplam Süre	1,94±0,14	1,90±0,37	-0,621	0,621

Wilcoxon Test, p<0,05*

60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve sert-yumuşak zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasında OAK faz süreleri ve toplam süreler karşılaştırıldığında, kas hastaları ve kontrol grubunda OAK faz ve toplam süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunmadı (p>0,05). Bireylere ait faz süreleri ve toplam sürelerin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.18’de gösterildi.

Tablo 4.18. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki faz ve total sürelerinin karşılaştırılması

Grup	Fazlar	60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Süre (sn)			
		Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Faz-1	0,76±0,30	0,88±0,37	-1,945	0,052
	Faz-2	0,29±0,26	0,20±0,12	-1,633	0,102
	Faz-3	1,02±0,56	0,97±0,46	-0,582	0,560
	Faz-4	0,70±0,41	0,58±0,29	-1,199	0,231
	Toplam Süre	2,78±1,03	2,64±0,85	-1,192	0,233
Kontrol Grubu (n=15)	Faz-1	0,71±0,16	0,81±0,20	-1,619	0,105
	Faz-2	0,22±0,10	0,18±0,09	-1,403	0,161
	Faz-3	0,86±0,18	0,75±0,22	-1,826	0,068
	Faz-4	0,13±0,07	0,17±0,16	-0,647	0,518
	Toplam Süre	1,93±0,25	1,92±0,22	0,000	1,000

Wilcoxon Test, p<0,05*

30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve sert-yumuşak zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasında OAK faz süreleri ve total süreler karşılaştırıldığında, kontrol grubunda sadece faz-1 fleksiyon momentum fazında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), kas hastaları grubu ve kontrol grubunun diğer OAK faz ve toplam süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Bireylere ait faz süreleri ve toplam sürelerin ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.17’de gösterildi.

Tablo 4.19. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki faz ve total sürelerinin karşılaştırılması

Grup	Fazlar	30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Süre (sn)			
		Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Faz-1	0,82±0,30	0,81±0,31	-0,105	0,917
	Faz-2	0,26±0,16	0,22±0,15	-1,438	0,150
	Faz-3	0,82±0,52	0,82±0,25	-1,233	0,221
	Faz-4	0,56±0,30	0,56±0,22	0,000	1,000
	Toplam Süre	2,47±0,83	2,42±0,63	-0,063	0,950
Kontrol Grubu (n=15)	Faz-1	0,73±0,14	0,84±0,19	-2,154	0,031*
	Faz-2	0,20±0,09	0,16±0,07	-1,508	0,132
	Faz-3	0,72±0,18	0,63±0,18	-1,801	0,072
	Faz-4	0,14±0,06	0,14±0,07	-0,378	0,705
	Toplam Süre	1,80±0,34	1,78±0,36	-0,118	0,906

Wilcoxon Test, $p<0,05^*$

4.3.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Eklem Hareket Açılarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubu 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken eklem hareket açıları bakımından karşılaştırıldığında, **yumuşak zeminde** kas hastaları grubunda kontrol grubuna göre sadece gövde fleksiyonu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlenirken ($p<0,05$), **sert zeminde;** boyun, gövde, sağ ve sol kalça ve ayak bileği eklem hareket açıları istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi ($p>0,05$). Bireylere eklem hareket açıları ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.20’de gösterildi.

Tablo 4.20. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken eklem hareket açılarının ortalamaları ve karşılaştırılması

Zemin	Hareket	Tara	90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Eklem Hareket Açıları (°)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	Boyun Ekstansiyon		26,18±12,93	27,60±12,24	-0,456	0,648
	Gövde Fleksiyon		46,53±12,89	43,02±7,75	-0,519	0,604
	Kalça Fleksiyon	Sağ	31,76±8,18	35,92±7,60	-1,390	0,164
		Sol	32,98±9,91	35,18±7,04	-0,975	0,330
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	15,30±7,61	14,90±3,26	-0,145	0,884
		Sol	17,28±6,10	18,12±3,54	-0,685	0,494
Yumuşak Zemin	Boyun Ekstansiyon		26,79±13,36	35,88±12,60	-1,846	0,065
	Gövde Fleksiyon		51,32±11,05	42,93±5,22	-1,992	0,046*
	Kalça Fleksiyon	Sağ	31,28±9,30	37,85±7,98	-1,784	0,074
		Sol	33,66±12,89	34,74±6,75	-0,518	0,604
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	12,00±4,54	11,09±3,30	-0,727	0,467
		Sol	14,98±5,40	13,73±3,52	-0,685	0,494

Mann-Whitney U Test, p<0,05*

60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubu 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken eklem hareket açıları bakımından karşılaştırıldığında, **yumuşak ve sert zeminde** eklem hareket açıları istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Bireylere eklem hareket açılarının ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.21’de gösterildi.

Tablo 4.21. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken eklem hareket açılarının ortalamaları ve karşılaştırılması

Zemin	Hareket	Taraf	60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Eklem Hareket Açıları (°)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	Boyun Ekstansiyon		28,92±12,94	26,78±11,24	-0,228	0,820
	Gövde Fleksiyon		40,40±10,79	39,04±7,68	-0,187	0,852
	Kalça Fleksiyon	Sağ	28,84±8,26	30,96±6,59	-0,685	0,493
		Sol	27,79±8,06	29,16±7,70	-0,726	0,468
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	11,39±6,55	9,41±2,68	-0,481	0,618
		Sol	13,37±5,99	11,29±2,47	-0,560	0,575
Yumuşak Zemin	Boyun Ekstansiyon		29,20±18,46	30,24±12,50	-0,560	0,575
	Gövde Fleksiyon		37,32±9,22	37,84±6,49	-0,498	0,619
	Kalça Fleksiyon	Sağ	29,20±10,70	34,26±9,24	-1,722	0,085
		Sol	24,80±7,97	27,37±6,10	-0,996	0,319
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	11,17±6,31	7,38±3,33	-1,723	0,085
		Sol	12,55±6,12	10,15±3,85	-0,830	0,407

Mann Whitney U Test, p<0,05*

30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol grubu 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkarken eklem hareket açıları bakımından karşılaştırıldığında, **sert ve yumuşak zeminde;** boyun, gövde, sağ ve sol kalça ve ayak bileği eklem hareket açılarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Bireylere eklem hareket açılarının ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.22’de gösterildi.

Tablo 4.22. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten kalkarken eklem hareket açılarının ortalamaları ve karşılaştırılması

Zemin	Hareket	Taraf	30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Eklem Hareket Açıları (°)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Sert Zemin	Boyun Ekstansiyon		19,87±13,17	27,88±12,50	-1,804	0,071
	Gövde Fleksiyon		29,94±11,76	31,12±8,18	-0,062	0,950
	Kalça Fleksiyon	Sağ	18,60±6,99	24,77±8,24	-1,888	0,059
		Sol	19,49±11,27	22,29±6,65	-1,369	0,171
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	8,30±5,10	6,79±2,77	-0,481	0,631
		Sol	11,21±5,16	7,56±3,33	-1,846	0,065
Yumuşak Zemin	Boyun Ekstansiyon		25,09±18,75	28,78±13,47	-0,975	0,330
	Gövde Fleksiyon		28,35±10,25	32,42±5,82	-1,287	0,198
	Kalça Fleksiyon	Sağ	21,78±7,94	26,16±8,87	-1,141	0,254
		Sol	18,24±9,00	21,78±5,77	-1,348	0,178
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	8,29±5,17	6,53±2,70	-0,270	0,787
		Sol	10,27±5,89	8,37±3,43	-0,477	0,633

Mann Whitney U Test, p<0,05*

4.3.5. Farklı Yüksekliklerden Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Ortaya Çıkan Eklem Hareket Açılarının Karşılaştırılması

Erişkin Kas Hastaları Grubu

Kas hastaları grubunda 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin **sert ve yumuşak zeminde** yükseklik arttıkça gövde fleksiyon, sağ ve sol kalça fleksiyon ve ayak bileği dorsifleksiyon hareket açılarında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğu gözlenirken ($p<0,05$), boyun ekstansiyon açısında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi ($p>0,05$). Kas hastası bireylerin oturmadan ayağa kalkarken ortaya çıkan eklem hareket açılarının ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.23’de gösterildi.

Tablo 4.23. Erişkin kas hastaları grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken orta çıkan eklem hareket açılarının karşılaştırılması

Zemin	Hareket	Taraf	Eklem Hareket Açıları (°)			
			Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)			
			90°	60°	30°	p
Sert Zemin	Boyun Ekstansiyon		26,18±12,93	28,92±12,94	19,87±13,17	0,127
	Gövde Fleksiyon		46,53±12,89	40,40±10,79	29,94±11,76	<0,0001*
	Kalça Fleksiyon	Sağ	31,76±8,18	28,84±8,26	18,60±6,99	<0,0001*
		Sol	32,98±9,91	27,79±8,06	19,49±11,27	0,002*
	Ayak Bileği Dorsifleksiyon	Sağ	15,30±7,61	11,39±6,55	8,30±5,10	0,000*
		Sol	17,28±6,10	13,37±5,99	11,21±5,16	0,001*
Yumuşak Zemin	Boyun Ekstansiyon		26,79±13,36	29,20±18,46	25,09±18,75	0,627
	Gövde Fleksiyon		51,32±11,05	37,32±9,22	28,35±10,25	<0,0001*
	Kalça Fleksiyon	Sağ	31,28±9,30	29,20±10,70	21,78±7,94	0,003*
		Sol	33,66±12,89	24,80±7,97	18,24±9,00	0,000*
	Ayak Bileği	Sağ	12,00±4,54	11,17±6,31	8,29±5,17	0,017*
		Sol	14,98±5,40	12,55±6,12	10,27±5,89	0,001*

Friedman Test, p<0,05*

Kontrol Grubu

Kontrol grubunda 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı üç farklı yükseklikten ayağa kalkan bireylerin **sert zeminde**; gövde fleksiyon, sağ ve sol kalça fleksiyon ve ayak bileği dorsifleksiyon hareket açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken (p<0,05), **yumuşak zeminde**; boyun ekstansiyon gövde fleksiyon, sağ ve sol kalça fleksiyon ve ayak bileği dorsifleksiyon hareket açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0,05). Bireylerin oturmadan ayağa kalkarken ortaya çıkan eklem hareket açılarının ortalamaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.24'de gösterildi.

Tablo 4.24. Kontrol grubunun üç farklı oturma yüksekliğinden ayağa kalkarken ortaya çıkan eklem hareket açılarının karşılaştırılması

Zemin	Hareket	Taraf	Eklem Hareket Açıları (°)			
			Kontrol Grubu X±SS (n=15)			
			90°	60°	30°	p
Sert Zemin	Boyun Ekstansiyon		27,60±12,24	26,78±11,24	27,88±12,50	0,936
	Gövde Fleksiyon		43,02±7,75	39,04±7,68	31,12±8,18	<0,0001*
	Kalça Fleksiyon	Sağ	35,92±7,60	30,96±6,59	24,77±8,24	0,001*
		Sol	35,18±7,04	29,16±7,70	22,29±6,65	<0,0001*
	Ayak Bileği Dorsifleksiyon	Sağ	14,90±3,26	9,41±2,68	6,79±2,77	<0,0001*
		Sol	18,12±3,54	11,29±2,47	7,56±3,33	<0,0001*
Yumuşak Zemin	Boyun Ekstansiyon		35,88±12,60	30,24±12,50	28,78±13,47	0,031*
	Gövde Fleksiyon		42,93±5,22	37,84±6,49	32,42±5,82	<0,0001*
	Kalça Fleksiyon	Sağ	37,85±7,98	34,26±9,24	26,16±8,87	<0,0001*
		Sol	34,74±6,75	27,37±6,10	21,78±5,77	0,005*
	Ayak Bileği	Sağ	11,09±3,30	7,38±3,33	6,53±2,70	<0,0001*
		Sol	13,73±3,52	10,15±3,85	8,37±3,43	<0,0001*

Friedman Test, p<0,05*

4.3.6. Farklı Zeminlerden Oturmadan Ayağa Kalkma Sırasında Ortaya Çıkan Eklem Hareket Açılarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten **sert ve yumuşak** zemin olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasında eklem hareket açıları karşılaştırıldığında kas hastaları grubunda, gövde fleksiyonu ve sağ ayak bileği dorsifleksiyon açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0,05). Kontrol grubunda ise **yumuşak ve sert zeminden** kalkan bireylerin boyun ekstansiyon, sağ ve sol ayak bileği dorsifleksiyon açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu (p<0,05). Bireylere ait eklem hareket açıları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.25'te gösterildi.

Tablo 4.25. Bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki eklem hareket açılarının karşılaştırılması

Grup	Hareket	Taraf	90° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Eklem Hareket Açıları (°)			
			Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Boyun Ekstansiyon		26,18±12,93	26,79±13,36	-0,057	0,995
	Gövde Fleksiyon		46,53±12,89	51,32±11,05	-2,954	0,003*
	Kalça Fleksiyon	Sağ	31,76±8,18	31,28±9,30	-0,199	0,842
		Sol	32,98±9,91	33,66±12,89	0,000	1,000
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	15,30±7,61	12,00±4,54	-2,174	0,030*
		Sol	17,28±6,10	14,98±5,40	-1,420	0,156
Kontrol Grubu (n=15)	Boyun Ekstansiyon		27,60±12,24	35,88±12,60	-2,023	0,023*
	Gövde Fleksiyon		43,02±7,75	42,93±5,22	-0,282	0,778
	Kalça Fleksiyon	Sağ	35,92±7,60	37,85±7,98	-0,966	0,334
		Sol	35,18±7,04	34,74±6,75	-0,057	0,955
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	14,90±3,26	11,09±3,30	-2,558	0,011*
		Sol	18,12±3,54	13,73±3,52	-3,408	0,001*

Wilcoxon Test, p<0,05*

60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 60° diz fleksiyon açılı yükseklikten, **sert ve yumuşak zemin** olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasında eklem hareket açıları karşılaştırıldığında kas hastaları grubunda eklem hareket açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Kontrol grubunda ise **sert ve yumuşak zeminden** ayağa kalkma sırasında sadece sağ ayak bileği dorsifleksiyon hareketinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken (p<0,05), boyun ekstansiyon, gövde fleksiyon sağ ve sol kalça fleksiyon ve sol ayak bileği dorsi fleksiyon hareketlerinin açılarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Bireylere ait eklem hareket açıları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.26’te gösterildi.

Tablo 4.26. Bireylerin 60° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki eklem hareket açılarının karşılaştırılması

Grup	Hareket	Taraf	60° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Eklem Hareket Açıları (°)			
			Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Boyun Ekstansiyon		28,92±12,94	29,20±18,46	-0,738	0,460
	Gövde Fleksiyon		40,40±10,79	37,32±9,22	-1,704	0,088
	Kalça Fleksiyon	Sağ	28,84±8,26	29,20±10,70	-0,315	0,753
		Sol	27,79±8,06	24,80±7,97	-1,534	0,125
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	11,39±6,55	11,17±6,31	-0,315	0,753
		Sol	13,37±5,99	12,55±6,12	-0,795	0,427
Kontrol Grubu (n=15)	Boyun Ekstansiyon		26,78±11,24	30,24±12,50	-1,420	0,156
	Gövde Fleksiyon		39,04±7,68	37,84±6,49	-0,511	0,609
	Kalça Fleksiyon	Sağ	30,96±6,59	34,26±9,24	-1,847	0,065
		Sol	29,16±7,70	27,37±6,10	-0,852	0,394
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	9,41±2,68	7,38±3,33	-2,272	0,023*
		Sol	11,29±2,47	10,15±3,85	-1,136	0,256

Wilcoxon Test, p<0,05*

30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklik

Kas hastaları ve kontrol gruplarının, 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten, **sert ve yumuşak zemin** olmak üzere iki farklı zeminden ayağa kalkmaları sırasında eklem hareket açıları karşılaştırıldığında kas hastaları ve kontrol grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p>0,05). Bireylere ait eklem hareket açıları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 4.27’te gösterildi.

Tablo 4.27. Bireylerin 30° diz fleksiyon açılı yükseklik ve farklı oturma zeminlerinden ayağa kalkma sırasındaki eklem hareket açılarının karşılaştırılması

Grup	Hareket	Taraf	30° Diz Fleksiyon Açılı Yükseklikten Kalkarken Eklem Hareket Açıları (°)			
			Sert Zemin X±SS	Yumuşak Zemin X±SS	Z	p
Erişkin Kas Hastaları Grubu (n=15)	Boyun Ekstansiyon		19,87±13,17	25,09±18,75	-1,250	0,211
	Gövde Fleksiyon		29,94±11,76	28,35±10,25	-1,194	0,233
	Kalça Fleksiyon	Sağ	18,60±6,99	21,78±7,94	-1,700	0,089
		Sol	19,49±11,27	18,24±9,00	-0,909	0,363
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	8,30±5,10	8,29±5,17	-0,172	0,864
		Sol	11,21±5,16	10,27±5,89	-1,022	0,307
Kontrol Grubu (n=15)	Boyun Ekstansiyon		27,88±12,50	28,78±13,47	-0,142	0,887
	Gövde Fleksiyon		31,12±8,18	32,42±5,82	-0,738	0,460
	Kalça Fleksiyon	Sağ	24,77±8,24	26,16±8,87	-0,398	0,691
		Sol	22,29±6,65	21,78±5,77	-0,511	0,609
	Ayak Bileği Dorsi-Fleksiyon	Sağ	6,79±2,77	6,53±2,70	-0,455	0,649
		Sol	7,56±3,33	8,37±3,43	-0,994	0,320

Wilcoxon Test, p<0,05*

4.4. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyebilecek Diğer Faktörler İle İlgili Bulgular

4.4.1. Erişkin Kas Hastaları ve Kontrol Grubunun Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyebilecek Diğer Faktörler Açısından Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesini etkileyebilecek faktörler açısından kas hastaları ve kontrol grubu karşılaştırıldığında; ayak değerlendirmelerinden sağ metatarsal genişlik, sağ ve sol ayak postür indeksi, değerlendirilen bütün kaslara ait kas kuvveti, kas kısalık değerlendirmelerinden gastro-soleus kas kısalığı, Zamanlı Kalk ve Yürü Testi, 5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi, Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği ve Gövde Bozukluk Ölçeği skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulundu ($p<0,05$). Kas hastaları ve kontrol grubuna ait değerlerin ortalamaları ve istatistiksel sonuçları Tablo 4.28’da gösterildi.

Tablo 4.28. Bireylerin oturmadan ayağa kalkmayı kalkmayı etkileyebilecek faktörlerle ilgili ortalama değerleri ve istatistiksel sonuçları

Test Adı	Taraf	Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)	Kontrol Grubu X±SS (n=15)	Z	p
Ayak Değerlendirmesi					
Naviküler Düşme Testi (mm)	Sağ	6,64±1,33	5,85±1,51	-1,096	0,273
	Sol	6,28±1,89	5,64±1,63	-0,819	0,413
Subtalar Açı Ölçümü (°)	Sağ	6,47±5,30	6,80±1,17	-0,669	0,503
	Sol	5,53±5,30	5,87±3,48	-0,522	0,602
Ayak Uzunluk Ölçümü (mm)	Sağ	4,20±2,30	4,26±1,98	-0,463	0,643
	Sol	3,73±1,86	4,46±1,80	-1,352	0,176
Metatarsal Genişlik Ölçümü (mm)	Sağ	2,18±1,32	3,79±2,25	-2,426	0,015*
	Sol	2,30±0,89	2,89±1,89	-0,539	0,590
Ayak Postür İndeksi (-10; +10)	Sağ	4,40±1,63	2,33±2,09	-2,533	0,011*
	Sol	5,13±2,03	2,33±1,95	-3,146	0,002*
Kas Kuvveti Değerlendirmesi (Manuel Kas Testi ve Newton)					
Sırt Ekstansörleri		3,80±0,67	5	-4,535	<0,0001*
Üst Abdominaller		3,86±0,99	5	-3,725	<0,0001*
Alt Abdominaller		4,06±1,09	5	-3,204	0,001*
Gluteus Maksimus (N)	Sağ	112,80±46,96	214,55±92,83	-3,535	<0,0001*
	Sol	121,83±51,25	199,11±82,42	-2,758	0,006*
Gluteus Medius (N)	Sağ	165,50±76,12	272,34±95,35	-3,132	0,002*
	Sol	151,68±72,24	279,38±89,51	-3,432	0,001*
İliopsoas (N)	Sağ	125,00±51,57	239,32±63,73	-3,622	<0,0001*
	Sol	118,65±49,20	220,99±68,94	-3,491	<0,0001*
Kuadriseps Femoris (N)	Sağ	141,26±71,05	278,25±75,11	-3,662	<0,0001*
	Sol	143,51±82,71	245,35±62,11	-2,879	0,004*
Hamstring (N)	Sağ	82,82±56,15	190,04±57,01	-3,753	<0,0001*
	Sol	82,22±58,11	173,91±51,37	-3,588	<0,0001*
Tibialis Anterior (N)	Sağ	95,91±47,93	255,90±69,60	-4,086	<0,0001*
	Sol	108,07±74,31	261,33±79,94	-3,671	<0,0001*
Gastrocnemius (N)	Sağ	199,37±97,17	383,26±111,86	-3,626	<0,0001*
	Sol	181,93±93,76	386,59±114,86	-3,878	<0,0001*
Soleus (N)	Sağ	149,71±87,57	326,12±98,52	-3,712	<0,0001*
	Sol	147,27±95,47	294,55±101,20	-3,173	0,002*
Kas Kısıklık Değerlendirmesi (%)					
Lumbal Ekstansörler		%13,3	%0	-1,439	0,150
Kalça Fleksörleri	Sağ	%73,3	%46,7	-1,466	0,143
	Sol	%86,7	%46,7	-2,285	0,022
Kuadriseps Femoris	Sağ	%73,3	%46,7	-1,466	0,143
	Sol	%46,7	%40	-0,362	0,717
Hamstring	Sağ	%66,7	%80	-0,812	0,417
	Sol	%73,3	%66,7	-0,392	0,695
Gastro-Soleus	Sağ	%73,3	%0	-4,097	<0,0001*
	Sol	%66,7	%0	-3,808	<0,0001*
Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (sn)		9,21±2,26	5,66±0,63	-4,321	<0,0001*
5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi (sn)		14,14±6,48	7,31±1,53	-3,814	<0,0001*
Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği		82,53±8,45	96	-4,729	<0,0001*
Gövde Bozukluk Ölçeği		16,73±4,83	23	-4,730	<0,0001*

Mann Whitney U Test, $p<0,05^*$

4.5. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyebilecek Diğer Faktörlerin Oturmadan Ayağa Kalkma Süresi ile İlişkisi ile İlgili Bulgular

Kas hastaları grubunda oturmadan ayağa kalkma süresinin, sırt ekstansörleri ile orta derecede negatif korelasyon ($r=-0,567$, $p<0,05$), sağ kuadriseps femoris kas kuvveti ile iyi derecede negatif korelasyon ($r=-0,670$, $p<0,05$), sol kuadriseps kas kuvveti ile çok iyi derecede negatif korelasyon ($r=-0,741$, $p<0,05$), sağ hamstring kısılığı ile mükemmel pozitif korelasyon ($r=0,820$, $p<0,05$), sol hamstring kısılığı çok iyi derecede pozitif korelasyon ($r=0,734$, $p<0,05$), Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (ZKYT) ile mükemmel pozitif korelasyon ($r=0,769$, $p<0,05$), 5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi süresi ile iyi derecede pozitif korelasyon ($r=0,676$, $p<0,05$) ve Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği skoru ile iyi derecede negatif korelasyon ($r=-0,690$, $p<0,05$) gösterdiği bulundu. Kontrol grubunda ise OAK süresinin sol kuadriseps femoris kas kuvveti ile orta derecede negatif korelasyon ($r=-0,562$, $p<0,05$) ve sol kuadriseps femoris kısılığı ile orta derecede pozitif korelasyon ($r=0,550$, $p<0,05$) gösterdiği bulundu. Kas hastaları ve kontrol grubuna ait değerlerin istatistiksel sonuçları Tablo 4.29'de gösterildi.

Tablo 4.29. Bireylerde oturmadan ayağa kalkmayı etkileyebilecek faktörlerle ile oturmadan ayağa kalkma süresi arasındaki ilişkiyi gösteren istatistiksel sonuçlar

Test Adı		90° Diz Fleksiyon Açılı ve Sert Zeminden Oturmadan Ayağa Kalkma Süresi (sn)			
		Erişkin Kas Hastaları Grubu X±SS (n=15)		Kontrol Grubu X±SS (n=15)	
		r	p	R	p
Ayak Değerlendirmesi	Taraf				
Naviküler Düşme Testi (mm)	Sağ	-0,059	0,841	0,354	0,214
	Sol	0,145	0,620	0,156	0,595
Subtalar Açılı Ölçümü (°)	Sağ	-0,009	0,974	0,517	0,048*
	Sol	-0,109	0,698	0,079	0,781
Ayak Uzunluk Ölçümü (mm)	Sağ	0,284	0,305	0,018	0,949
	Sol	-0,280	0,312	0,031	0,913
Metatarsal Genişlik Ölçümü (mm)	Sağ	0,478	0,072	-0,082	0,772
	Sol	0,100	0,722	-0,201	0,474
Ayak Postür İndeksi (-10;+10)	Sağ	-0,065	0,817	0,303	0,273
	Sol	-0,165	0,556	0,339	0,217
Kas Kuvveti Değerlendirmesi (Manuel Kas Testi ve Newton)					
Sırt Ekstansörleri		-0,567	0,028*		
Üst Abdominaller		0,163	0,561		
Alt Abdominaller		-0,364	0,183		
Gluteus Maksimus (N)	Sağ	-0,267	0,357	-0,169	0,546
	Sol	-0,190	0,498	-0,140	0,618
Gluteus Medius (N)	Sağ	-0,179	0,524	-0,278	0,315
	Sol	-0,278	0,357	-0,343	0,211
İliopsoas (N)	Sağ	-0,225	0,440	-0,378	0,165
	Sol	-0,236	0,417	-0,335	0,222
Kuadriseps Femoris (N)	Sağ	-0,670	0,011*	-0,461	0,083
	Sol	-0,741	0,004*	-0,562	0,029*
Hamstring (N)	Sağ	-0,478	0,084	-0,461	0,083
	Sol	-0,469	0,084	-0,378	0,165
Tibialis Anterior (N)	Sağ	0,238	0,393	-0,234	0,402
	Sol	-0,121	0,668	-0,199	0,478
Gastroknemius (N)	Sağ	-0,107	0,703	-0,366	0,180
	Sol	-0,174	0,536	-0,421	0,119
Soleus (N)	Sağ	0,030	0,914	-0,376	0,167
	Sol	-0,111	0,694	-0,146	0,603
Kas Kısıklık Değerlendirmesi (%)					
Lumbal Ekstansörler		0,023	0,936		
Kalça Fleksörleri	Sağ	0,175	0,533	0,135	0,632
	Sol	0,318	0,248	0,135	0,632
Kuadriseps Femoris	Sağ	-0,437	0,103	0,489	0,064
	Sol	-0,341	0,214	0,550	0,034*
Hamstring	Sağ	0,820	<0,0001*	0,168	0,549
	Sol	0,734	0,002*	-0,018	0,950
Gastro-Soleus	Sağ	-0,70	0,804	0,135	0,632
	Sol	-0,262	0,345	0,135	0,632
Kalk Yürü Testi (sn)		0,769	0,001*	0,398	0,159
5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi (sn)		0,676	0,008*	0,405	0,151
Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği		-0,690	0,004*		
Gövde Bozukluk Ölçeği		-0,306	0,267		

Spearman Test, p<0,05*

5. TARTIŞMA

Kas hastalarında oturmadan ayağa kalkma aktivitesini etkileyen faktörlerin araştırıldığı bu çalışmanın sonucunda; hastaların kontrol grubuna göre farklı oturma yükseklikleri ve zeminlerden benzer eklem hareket açılarıyla daha yüksek kas aktivasyon seviyeleri ile ve daha uzun sürede ayağa kalktıkları görülmüştür. Bu sonuçlar; hastaların normal paternlerde ayağa kalkabilmek için daha fazla kas aktivasyonu ile daha uzun sürede hareketi tamamladıklarını düşündürmektedir.

Kas hastalarında OAK aktivitesi, ilerleyici kas kuvvet kaybı nedeniyle hastalığın erken dönemlerinden itibaren zorlaşmakta ve hastaların aktivite kısıtlılıkları yaşamalarına sebep olarak günlük yaşamlarını olumsuz yönde etkilemektedir. Literatür incelendiğinde; çevresel, bireysel ve strateji ile ilgili pek çok faktörden etkilendiği belirtilen OAK aktivitesinin, kas hastalarında bütüncül yaklaşımlarla değerlendirildiği objektif bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışma, erişkin kas hastaları ve sağlıklı bireylerin farklı yükseklik ve zemin özelliklerinden ayağa kalkmaları sırasında OAK aktivitesini kas aktivasyonu ve biyomekanik açıdan değerlendiren ve OAK ile ilişkili faktörleri ele alarak önemli sonuçlar veren ilk özgün çalışma niteliğindedir.

Nörolojik hasta gruplarında OAK sırasında ortaya çıkan kas aktivasyon seviyelerini sağlıklı bireylerle karşılaştıran önceki çalışmalarda ortak görüş; hastaların oturmadan ayağa kalkmak için sağlıklı bireylere göre daha yüksek kas aktivasyon seviyeleri ile ayağa kalktıkları yönündedir. Rong-Rong ve arkadaşlarının, inme hastalarının OAK sırasındaki kuadriseps femoris, biceps femoris, tibialis anterior ve gastrocnemius kaslarının aktivasyon seviyelerini sağlıklı yaşlıları ile karşılaştırdıkları çalışma sonucunda; inme hastalarının etkilenmiş ve etkilenmemiş taraflarındaki kas aktivasyon seviyelerinin sağlıklara göre arttığı belirtilmiştir (185). Bizim çalışmamızda da kas hastası bireylerin OAK aktivitesi sırasında rektus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinde sağlıklı bireylere göre artış olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar doğrultusunda; literatürde çalışılan diğer nörolojik hastalıklarda olduğu gibi kas hastalığına sahip bireylerin, özellikle OAK’da önemli bir rol oynayan ekstansör grup kasların kuvvet kaybı sebebiyle aktivitenin gerçekleştirilebilmesi için ortaya çıkarılan kas aktivasyonlarını daha fazla motor ünite ateşleyerek ortaya çıkardıkları düşünülmektedir. Böylece hastaların daha yüksek efor

ve kasılabilir kitle ile sağlıklı yaşlılarına göre daha yüksek kas aktivasyon seviyeleri ortaya çıkararak ayağa kalktıkları görülmektedir. Bu sonuç nörolojik hasta gruplarında OAK sırasında kas aktivasyon seviyelerini inceleyen diğer çalışmaların sonuçlarını desteklemektedir. Çalışmamızda bu kasların aktivasyon artışı oturma yüksekliği ve zemine göre farklılık göstermiştir. Oturma yüksekliği ve zemin özelliğindeki çeşitliliğe bağlı olarak kas aktivasyonlarının farklılık göstermesi tedavi planlanırken fasilite edilmesi gereken kasların belirlenmesi ve ilerleyen süreçte çalışılması gereken kasların seçilmesi açısından çok önemli sonuçları barındırmaktadır.

Oturmadan ayağa kalkmada en fazla rol oynadığı düşünülen rektus femoris kasının aktivasyon seviyesinin kas hastası bireylerde 90° ve 60° diz fleksiyon dereceli daha alçak yüksekliklerden ayağa kalkma sırasında sağlıklı bireylere oranla anlamlı bir şekilde arttığı görülürken; 30° diz fleksiyonu ile oluşturulan en yüksek kalkma seviyesinden ayağa kalkan kas hastaları ve sağlıklı bireylerin rektus femoris kas aktivasyonu seviyelerinin benzer düzeyde olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar doğrultusunda; OAK aktivitesinin geliştirilmesinin hedeflendiği bir hastada öncelikle 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten egzersiz eğitimine başlamanın ve daha sonra rektus femoris kası kuvvetlendikçe oturma yüksekliğini düşürmenin daha başarılı tedavi sonuçlarını ortaya çıkaracağını düşündürmektedir. Ayrıca rehabilitasyon programlarının planlanmasının yanında hastaların yaşam alanlarında oturmadan ayağa kalkabilecekleri oturma yüksekliklerinin çevresel olarak düzenlenmesi hastaların mobilite düzeylerini artıracak ve günlük yaşam aktivitelerini daha bağımsız yapabilmelerini sağlayacaktır.

Janssen ve arkadaşları oturma yüksekliğinin OAK aktivitesinin zorluğunu belirlediğini rapor etmişlerdir (50). Farklı oturma yüksekliklerinde kas aktivasyon seviyelerini değerlendirdiğimiz çalışmamızın bir diğer önemli sonucu ise kas hastası bireylerin 90°, 60° ve 30° diz fleksiyon açılı yüksekliklerden ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyeleri arasında ortaya çıkan farktır. Elektromiyografik sonuçlara göre; üç farklı oturma yüksekliğinden kalkma sırasında **sert zeminde**; sağ rektus femoris, sağ ve sol tibialis anterior, **yumuşak zeminde**; sağ rektus femoris ve sol soleus kaslarının aktivasyon seviyelerinde anlamlı bir fark bulunmuştur. Kas aktivasyon seviyeleri arasındaki bu fark **sert zeminde**; daha çok 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasındaki farktan kaynaklanırken, **yumuşak zeminde**; sağ rektus

femoris kası için daha çok 90°-60° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasındaki farktan, sol soleus kası için ise 90°-30° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasındaki farktan kaynaklanmaktadır. Farklı yüksekliklerden kalkma sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri ikili olarak karşılaştırıldığında 90°-60° diz fleksiyon açılı yükseklikler arasında **sert zeminde**; sol rektus femoris, **yumuşak zeminde**; sağ soleus kaslarının aktivasyon seviyeleri arasında anlamlı bir fark görülmektedir. Bu sonuçlar doğrultusunda yükseklik arttıkça kas hastası bireylerin kas aktivasyon seviyeleri düşmekte ve hasta bireyler sağlıklı bireylere yakın kas aktivasyon seviyelerinde ayağa kalkmaktadırlar. Corrigan ve arkadaşları yaşlı bireylerde diz ekstansiyon kuvveti ile OAK performansı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarının sonucunda; uyluk kaslarının OAK aktivitesinin gerçekleştirilmesinde önemli bir rolü olduğunu rapor etmişlerdir (186). Benzer bir çalışmada Arborelius ve arkadaşları, sağlıklı bireylerde farklı yüksekliklerden ayağa kalkma sırasında kas aktivasyon seviyelerini elektromiyografik olarak karşılaştırmışlar ve oturma yüksekliği arttıkça rektus femoris kas aktivasyon seviyesinin azaldığını belirtmişlerdir (32). Burada bir diğer önemli değişken de değerlendirilen bireylerin uyluk uzunluklarıdır. Yamada ve arkadaşlarının farklı uyluk uzunluklarına sahip sağlıklı bireylerin aynı yükseklikten ayağa kalkma sırasında rektus femoris ve tibialis anterior kaslarının aktivasyon seviyelerini elektromiyografik olarak değerlendirdikleri çalışmada; diz yüksekliği oturma yüksekliğinden daha yüksekte kalan bireyler ile diz yüksekliği oturma yüksekliğinde ve oturma yüksekliğinin üzerinde olan bireylerin tibialis anterior kas aktivasyon seviyeleri arasında anlamlı bir fark bulunurken, rektus femoris kasının aktivasyon seviyeleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığı gösterilmiştir (187). Benzer iki çalışmada farklı sonuçlar elde edilmesinin sebebi olarak; Arborelius ve arkadaşlarının, çalışmalarında daha düşük oturma yüksekliği kullanmaları ve Yamada ve arkadaşlarının aynı yükseklikten uyluk uzunluğu farklı bireylerin aktivasyon seviyelerini karşılaştırmalarından kaynaklanmış olabileceği öne sürülmüş olmakla birlikte her iki çalışma da oturma yüksekliği azaldıkça uyluk kaslarına düşen görevin arttığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise bireylerin oturma yüksekliği ayakların nötral pozisyonda olduğu diz fleksiyon açıları dikkate alınarak belirlenmiş ve bu şekilde OAK analiz edilmiştir. Çalışmamızın sonucu, farklı yüksekliklerden ayağa kalkan sağlıklı bireylerin kas aktivasyon seviyelerini inceleyen diğer çalışmaların

sonuçlarını desteklemektedir. Fakat spesifik bir hastalık grubunda ve aynı bireylerin standart bir yükseklik yerine bireye özel yükseklikler tespit edilerek ayağa kalkmalarını inceleyen çalışmamız diğer çalışmalara göre daha objektif ve kesin sonuçlar sağlamaktadır.

Literatür incelendiğinde OAK aktivitesini etkileyebilecek faktörlerden birinin de oturulan zemin sertliği olduğu ifade edilmiştir (66). Çalışmamızın sonuçları oturma zemini açısından değerlendirildiğinde; sağlıklı bireylerin 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten sert ve yumuşak zeminden ayağa kalkarken kas aktivasyon seviyeleri arasında anlamlı bir fark görülmezken; kas hastası bireylerin yumuşak zeminden kalkarken sağ rektus femoris kasının aktivasyon seviyesinin sert zeminle karşılaştırıldığında daha düşük seviyede olduğu bulunmuştur. Bu sonuç, kas hastası bireylerin en düşük yükseklik olan 90° diz fleksiyon açılı yükseklik ve yumuşak zeminden kalkabilmek için kas aktivasyon seviyesini düşürme yönünde farklı stratejiler geliştirdiğini düşündürmüştür. Bu stratejilerin belirlenmesi için OAK aktivitesi sırasında ortaya çıkan biyomekanik faktörlerin ayrıntılı bir şekilde incelenmesi gerekmektedir. Bu sonuçlar biyomekanik faktörler ve ilişkili kinematik bulgular ışığında ilerleyen bölümlerde yorumlanacaktır. Ayrıca OAK aktivitesinde önemli bir rol üstlenerek alt ekstremitelerde ekstansör kuvvet oluşturan rektus femoris kasının aktivasyon seviyelerinin yumuşak ve sert zemin arasında sadece en düşük yükseklik olan 90° diz fleksiyon dereceli yükseklikte fark göstermesi; oturma yüksekliğinin, kas aktivasyonu açısından OAK aktivitesini oturulan zeminin niteliğinden (sert/yumuşak) daha fazla etkileyen bir faktör olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızın sonuçları kinematik açıdan süre göz önüne alınarak değerlendirildiğinde; kas hastası bireylerin 90° diz fleksiyon açılı en düşük oturma yüksekliğinde ve sert zeminden kalkarken; faz-1: fleksiyon momentum fazı, faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4: stabilizasyon fazı ve toplam ayağa kalkma süresi, yumuşak zeminde; faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4: stabilizasyon fazı ve toplam ayağa kalkma süresi sağlıklı bireylere göre uzamıştır. 60° diz fleksiyon açılı oturma yüksekliğinden sert ve yumuşak zeminden ayağa kalkan kas hastası bireylerin faz-4: stabilizasyon fazı ve toplam ayağa kalkma süresi sağlıklı bireylere göre uzamıştır. 30° diz fleksiyon açılı en yüksek oturma yüksekliğinden ayağa kalkan kas hastalarının sert zeminde; faz-4:

stabilizasyon fazı ve toplam ayağa kalkma süresi, yumuşak zeminde; faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4: stabilizasyon fazı ve toplam ayağa kalkma süresi sağlıklı bireylere göre uzamıştır. Bu sonuçlara göre kas hastası bireyler, sert zeminde en düşük yükseklikten ayağa kalkarken ekstansiyon fazı süreleri anlamlı bir şekilde sağlıklı bireylerden daha uzunken yükseklik arttıkça ekstansiyon fazı süresi sağlıklı bireylere yakın değerlere ulaşmış ve fark yok olmuştur. Inkster ve arkadaşları, Parkinson hastalarının OAK sürelerini inceledikleri çalışmada, off dönemindeki Parkinson hastalarının on dönemindeki Parkinson hastaları ve sağlıklı bireylere göre hareketin hızındaki azalmaya bağlı olarak aktivitenin süresinde artış olduğunu göstermişlerdir (188). Cattaneo ve arkadaşlarının başka bir nörolojik hasta grubu olan Multipl Skleroz (MS) hastalarının OAK sürelerini inceledikleri çalışma sonucunda ise MS hastalarının OAK'nın stabilizasyon fazında daha stabil ve güvenli bir duruş sağlamak için postüral kontrolü sağlarken sağlıklı bireylere oranla ortalama 1,5 kat daha uzun bir periyot izlediklerini rapor etmişlerdir (84). Çalışmamızın sonuçları literatürdeki diğer nörolojik hasta grupları ve sağlıklı bireylerin OAK sürelerinin karşılaştırıldığı çalışmaların sonuçlarını desteklemektedir. Ancak daha önce yapılan çalışmaların OAK toplam süreleri üzerine yoğunlaşması ve farklı fazlardaki süreleri karşılaştırmamasının yanında tek bir yükseklik ve zemini ele alarak OAK sürelerini karşılaştırması sebebiyle çalışmamız diğer çalışmalardan daha detaylı ve anlamlı sonuçlar sunmaktadır. Çalışmamızda fazların detaylı bir şekilde ele alınması, tedavide problem olan fazlara ve bu fazda OAK'ı olumsuz etkileyen faktörler üzerine yoğunlaşılması yönünde bilgiler sunmaktadır.

Çalışmamızın bir başka önemli sonucu ise üç farklı yükseklikten ayağa kalkan kas hastası bireylerin OAK süreleri karşılaştırıldığında, **sert zeminde**; faz-3: ekstansiyon fazı, faz-4 stabilizasyon fazı ve toplam ayağa kalkma süresinde, **yumuşak zeminde** ise faz-3: ekstansiyon fazında anlamlı bir fark bulunmuştur. Bu sonuçlara göre oturma yüksekliğinin artması ile birlikte **sert zeminde**; kas hastası bireylerin ekstansiyona gelme, stabilizasyonu sağlama ve toplam ayağa kalkma süreleri, **yumuşak zeminde** ise; ekstansiyona gelme süreleri azalmıştır. OAK için önemli bir ekstansör kuvvet ortaya çıkaran rektus femoris kasında kuvvet kaybı bulunan kas hastalarında oturma yüksekliğinin artması ile özellikle ekstansiyon fazı süresinde kısalma meydana gelmiştir. Böylelikle hastaların daha kısa sürede ve sağlıklı

yaşıtlarına benzer şekilde kalça ve diz ekstansiyonu yaparak ekstansiyon fazını tamamladıkları görülmüştür. Çalışmamızın sonuçları detaylı incelendiğinde; kas hastası bireylerin en düşük yükseklik olan 90° diz fleksiyon açılı oturma yüksekliği ve **yumuşak zeminden** sert zemine göre daha kısa sürede ayağa kalktıkları görülmektedir. Papa ve arkadaşları genç sağlıklı bireyler ve yaşlı bireylerin OAK sırasındaki motor stratejilerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda; yaşlı bireylerin genç bireylere göre daha hızlı bir şekilde ve vücudun daha fazla ileri atılması ile OAK için gerekli olan alt ekstremita kas kuvvetini düşürdüklerini rapor etmişlerdir (189). Çalışmamızda, 90° diz fleksiyon açılı en düşük oturma yüksekliğinden ve yumuşak zeminden ayağa kalkan kas hastası bireylerin gövdelerini daha hızlı ileri iterek daha yüksek bir ivme oluşturmaları sonucu daha kısa sürede ve daha düşük rektus femoris kas aktivasyonu ile ayağa kalkmaları Papa ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarını desteklemektedir. Buna göre kas hastası bireylerin en düşük oturma yüksekliği ve yumuşak zeminden ayağa kalkmaları sırasında motor bir strateji kullanarak ayağa kalkma hızlarını arttırdıkları böylece ayağa kalkma sürelerini azaltmaları ile birlikte OAK için gerekli ekstansör kas aktivasyon seviyesini daha kısa sürede ve daha düşük seviyede ortaya çıkardıkları sonucuna varılabilir. Bu stratejinin tanımlanabilmesi için kinematik ölçüm sonuçlarının eklem hareket açılarıyla yorumlanması gerekmektedir. Tüm bu sonuçlar birarada düşünüldüğünde; OAK'nın kolay ya da zor bir şekilde yapılabilirliğinin, tek başına OAK süresi ile yorumlanamayacağı, aktivite sırasında ortaya çıkan kas aktivasyonu ve kinematik bulguların da değerlendirilerek yorumlanması gerektiği sonucuna varılabilir.

Kas hastası ve sağlıklı bireylerin kinematik bulguları eklem hareket açıları bakımından karşılaştırıldığında; 90° diz fleksiyon açılı oturma yüksekliği ve **yumuşak zeminden** kalkarken kas hastası bireylerin sağlıklı bireylere göre daha yüksek derecede gövde fleksiyonu yaparak ayağa kalktıkları sonucu ortaya çıkmıştır. Bu sonuç OAK'ın gerçekleştirilmesinde en çok zorlanıldığı düşünülen 90° diz fleksiyon açısı ile oluşturulmuş en düşük oturma yüksekliği ve yumuşak zeminden ayağa kalkma sırasında kas hastası bireylerin daha fazla gövde fleksiyonu ile alt ekstremita ekstansör kas kuvvetine düşen yükü azalmaya çalıştıklarını düşündürmektedir. Butler ve arkadaşları, bazı nöromusküler hastalıklara sahip bireylerin OAK paternlerini inceledikleri çalışma sonucunda; nöromusküler hastalığa sahip bireylerin OAK

sırasında oluşturdıkları gövde fleksiyon momentini ekstansiyona dönüştürülerek diz veya kalça eklemlerini desteklediklerini ve alt ekstremitte ekstansör kas zayıflıklarını kompanse ettiklerini rapor etmişlerdir (86). Çalışmamızın sonuçları, literatürde kas hastalarının OAK paternlerini ele alan tek çalışmanın sonuçlarını desteklemektedir. Ancak Butler ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada hastaların kas kuvvetinin objektivitesi sınırlı olan manuel kas testi ile ölçülmesi ve OAK paternlerinin video üzerinden gözlemsel olarak analiz edilmesi çalışmanın objektifliğini ve güvenilirliğini düşürmektedir. Çalışmamızda, kas kuvvet testlerinin dinamometrik ölçümler ile yapılması, kas aktivasyonlarının elektromiyografik ölçümlerle değerlendirilmesi ve hareket analizin kinematik ölçümlerle gerçekleştirilmesi sebebiyle bu çalışmadan daha objektif ve güvenilir sonuçlar sağladığı düşünülmektedir.

Eklem hareket açıları bakımından çalışmamızın sonuçları incelendiğinde; farklı oturma yüksekliklerinin; kas hastası bireylerin OAK aktivitesi sırasında gövde fleksiyonu, kalça fleksiyonu ve ayak bileği dorsifleksiyonu eklem hareket açılarında etkili olduğu görülmektedir. Bu sonuçların hastaların kas kuvvet kaybını kompanse etmek amacıyla eklem açılarını ve hızlarını değiştirerek kendilerine özgü bir strateji geliştirmelerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Farklı oturma zeminleri açısından kas hastası bireylerin eklem hareket açıları incelendiğinde; 90° diz fleksiyon açılı en düşük oturma yüksekliğinden ayağa kalkan bireylerin **yumuşak zeminden** kalkma sırasında **sert zemine** göre daha fazla gövde fleksiyonu yaptıkları sonucuna varılmıştır. Bowser ve arkadaşları, nörolojik hasta gruplarından biri olan MS hastalarının OAK'larını biyomekanik olarak inceledikleri çalışma sonucu; alt ekstremitte ekstansör kas kuvvet kaybı olan MS hastalarının daha fazla gövde fleksiyonu yaparak bir strateji geliştirdiklerini rapor etmiş ve buna “gövde fleksiyon stratejisi” adını vermişlerdir (85). Benzer şekilde Papa ve arkadaşları da yaşlı bireylerin genç sağlıklı bireylere göre gövdelerini daha fazla ve daha hızlı bir şekilde ileri iterek motor bir strateji geliştirdiğini rapor etmişlerdi (189). Çalışmamızın sonuçları daha önce farklı nörolojik hasta grupları ve geriatric bireyler üzerinde yapılan bu çalışmaların sonuçları ile benzerdir. Tüm elektromiyografik ve kinematik bulgular ışığında; özellikle OAK aktivitesi için önemli olan ekstansör kaslarda kuvvet kaybı olan kas hastası bireylerin ‘en zor’ görev olan **en düşük yükseklik ve yumuşak zeminden** ayağa kalkarken “gövde fleksiyon stratejisi” kullanarak gövdelerini daha

hızlı ve daha fazla öne doğru ittikleri şeklinde yorumlanmıştır. Böylece kas hastası bireylerin ayağa kalkmak için gerekli ekstansör kas aktivasyon seviyesini daha kısa sürede ve daha düşük düzeyde açığa çıkarttıkları sonucuna varılabilir. Çalışmamızın belki de gölgede kalan ancak en önemli sonucu; OAK aktivitesini sadece süre, kas aktivasyonu, kas kuvveti veya biyomekanik olarak incelemenin yanıltıcı veya eksik olacağını ortaya koymasındır. Bu parametreler birbiri ile ilişkili ve çevresel değişiklikler ile değişebilen faktörlerdir. Bu sebeple; Jannsen ve arkadaşlarının da belirttiği gibi (50), pek çok faktörden etkilendiği bilinen OAK aktivitesi çalışmamızda kas hastaları grubunda; kassal, çevresel, biyomekanik ve diğer faktörler açısından ayrıntılı ve bütüncül bir şekilde incelenmiş ve daha sağlıklı sonuçlar elde edilmiştir.

Özellikle nöromusküler sebeplerle lumbal lordoz artışının yaygın olarak görüldüğü kas hastası bireylerde; yumuşak zeminden kalkma sırasında gövdenin öne daha fazla itilmesi ile lordozun daha da artabileceği ve artan lordoza bağlı postüral bozuklukların gelişebileceği veya pekişebileceği gözden kaçırılmamalıdır. Bu sonuçlar doğrultusunda rehabilitasyon programları planlanırken; hem gövde kaslarının kuvvet eğitimine önem verilmesi hem de ev içi çevresel düzenlemelerle oturma yeri yüksekliğinin ve oturulan zeminin sertliğinin ayarlanması gerekliliği dikkate alınmalıdır. Bu sayede hastaların ortalama saatte dört kez gerçekleştirdikleri OAK aktivitesinin kalıcı deformite gelişimine neden olmasının önüne geçilecektir.

Çalışmamızda; literatürde konu ile ilgili diğer çalışmalar incelendiğinde, OAK'nın en çok süre ile ilişkili olarak değerlendirildiği ve bu değerlendirmelerde standart sandalye yüksekliğinin (43 cm) (190) önemine vurgu yapılmıştır. Çalışmamızda standart sandalye yüksekliğine en yakın yükseklik olarak belirlediğimiz 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ve sert zeminden kalkma süresi ile OAK'ı etkileyebileceğini düşündüğümüz diğer faktörler arasındaki ilişki incelenmiştir.

Kas hastalarında OAK'ı etkileyebileceği düşünülen diğer faktörler açısından elde edilen sonuçlar incelendiğinde; kas hastası bireyler ile kontrol grubundaki bireylerin ayak değerlendirmeleri arasında anlamlı farkların olduğu görülmektedir. Ayağa ağırlık verme ile metatarsal genişlikteki artış, kas hastası bireylerde kontrol grubuna göre azalarak ön ayak esnekliğini düşürmektedir. Ayrıca ayağın farklı açılardan duruşunu ve deformitelerini inceleyen ayak postür indeksi skorundan kas hastalarının kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha yüksek puan alması,

hastalarda nöromusküler sebeplerle ilgili olduğunu düşündüğümüz ayak deformitelerinin var olduğunu göstermektedir. Ayak postür indeksi skorunun kas hastaları grubunda her iki ayakta pozitif değerler ile kontrol grubundan daha yüksek bir skora ulaşması, hastaların ayaklarının pronasyonda, medial longitudinal arkin düşük ve kalkaneusun valgusta olduğunu göstermektedir.

Ayağın postürünü etkileyen ve deformitelere sebep olan bu bulguların OAK aktivitesini etkileyebileceği düşünülmektedir. Literatür incelendiğinde; ayağın yerleştirilme pozisyonunun OAK aktivitesinin performansını çeşitli açılarda etkilediğine dair çalışmalara rastlanmaktadır. Camargos ve arkadaşlarının kronik inme hastalarının simetrik ve asimetrik yerleştirilen ayak pozisyonları ile ayağa kalkmaları sırasında alt ekstremitte kas aktivasyonlarını inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre; etkilenmemiş ayağın geride bırakıldığı asimetrik ayak stratejisi ile oturmadan ayağa kalkan inme hastalarında, OAK süresi uzamış ve soleus kasının aktivasyon süresi gecikmiştir (191). Bu çalışmanın sonucuna göre diğer nörolojik hasta gruplarından biri olan inme hastalarında da görüldüğü gibi ayak pozisyonu OAK aktivitesini kas aktivasyonu ve süre açısından etkileyebilmektedir. Ayak deformitelerinin sık görüldüğü nöromusküler hastalarda ayak postürü ve deformitelerinin OAK üzerine etkisi olup olmadığı çalışmamızı planlarken merak uyandırmış ve bu konuda yapılan herhangi bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre; sağlıklı bireyler ile karşılaştırıldığında ayak deformitelerinin görüldüğü kas hastaları grubunda ayak deformiteleri ile OAK süresi arasında anlamlı bir ilişkiye rastlanmamıştır. Çalışmamızda yükseklik ve zemin özelliklerinin OAK üzerine etkileri incelendiği için ayak pozisyonu ayak bileği nötrale alınarak standardize edilmiştir. Ayak bileğinin standart bir pozisyona yerleştirilmesi ve ayak deformitelerinin OAK'a etkilerini sadece süre bazında değerlendirilmesi sebebiyle OAK ile ayak deformiteleri arasında herhangi bir ilişkiye rastlanılmamış olunabileceği düşünülmektedir. Ayak deformitelerinin OAK üzerine etkilerinin daha ayrıntılı incelenebilmesi için farklı ayak pozisyonlarından ayağa kalkma sırasında hastaların süre, ayak bileği kaslarının aktivasyonu ve ayak bileği kinematiği gibi farklı parametreler açısından değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu değerlendirmelerin dikkate alınmamış olması çalışmamızın bir limitasyonudur.

Kas hastaları ve kontrol grubunun kas kuvvet değerlendirmeleri sonuçları karşılaştırıldığında; kas hastalığına sahip bireylerin değerlendirilen bütün kaslarında önemli ölçüde kas kuvvet kaybı olduğu görülmektedir. İlerleyici kas kuvvet kaybının kas hastaları grubunda en sık görülen bulgu olması sebebiyle kontrol grubuna göre kas kuvvetinin azalması beklenen bir sonuçtur.

Literatür incelendiğinde; farklı nörolojik hasta gruplarında kas kuvvetinin OAK üzerine etkilerinin incelendiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Pek çok çalışmanın kas kuvveti üzerinde durmasının en önemli sebebi OAK aktivitesinin doğru bir şekilde gerçekleşmesindeki en büyük rolün ekstansör kas kuvvetine ait olduğunun düşünülmesidir. Ploutz-Snyder ve arkadaşları sağlıklı bireyler üzerine yaptıkları çalışma sonucunda; kuadriseps femoris kas kuvveti / ağırlık oranı $< 3.0 \text{ N.m/kg}$ olan bireylerde OAK aktivitesindeki fonksiyon kaybının önemli oranda risk oluşturduğunu rapor etmişlerdir (95). Silva ve arkadaşları, inme hastaları ve sağlıklı bireylerin OAK performansları ile gövde fleksör ve ekstansör kas kuvvetlerinin ilişkisini inceledikleri çalışmanın sonucunda; inme hastalarının sağlıklı bireylere göre gövde kas kuvvet kaybına bağlı olarak OAK aktivitesini daha uzun sürede gerçekleştirdiklerini belirtmişlerdir (192). Çalışmamızın sonuçlarına göre; kas hastaları grubunda sırt ekstansörleri ve kuadriseps femoris kas kuvveti azaldıkça OAK süresinin uzadığı görülmektedir. Önemli derecede kas kuvvet kaybı görülen kas hastası bireylerin OAK süresi ile bulunan bu ilişki daha önce yapılan çalışmaları desteklemektedir. Bu sonuçlar tedavi ile ilişkilendirildiğinde bu iki kas grubunun erken dönemden itibaren kuvvetlendirilmesinin OAK aktivitesini koruyacağı ve hastaların günlük yaşam aktivitelerinde bağımsızlığını devam ettirebileceği sonucunu düşündürmektedir. Kas kuvvet kaybı yaşayan kas hastalarının kas aktivasyon seviyelerini incelediğimizde; hastaların özellikler kuadriseps femoris kas kuvvet kaybı sonucu kas aktivasyon seviyelerini yükselterek kasılmayla ilişkili kompensatuar ve daha fazla efor gerektiren stratejiler geliştirdikleri sonucuna varılmıştır. Ancak bir diğer önemli kas grubu olan sırt ekstansör kaslarının aktivasyon seviyelerinin cihazın kanal yetersizliği sebebiyle elektromiyografik ölçümler ile değerlendirilememesi çalışmamızın önemli bir limitasyonudur.

Çalışmamızın bir başka önemli sonucu ise kas hastası bireylerin hamstring kas kısalığı arttıkça OAK süresinin uzamasıdır. Bu sonuca göre; hamstring kas kısalığına

bağlı olarak diz ekstansiyonunda görülebilecek hareket limitasyonları sonucu OAK süresinin uzayabileceği düşünülmektedir. Ancak literatür incelendiğinde kas aktivasyonu, kasılma zamanı ve kuvvetinin OAK üzerindeki etkilerini gösteren pek çok çalışma olmasına rağmen OAK aktivitesi ile kas kısalığı arasındaki ilişkiyi gösteren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu açıdan hamstring kısalığı ile OAK arasındaki ilişki çalışmamızda ilk kez ele alınmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda; kas hastası bireylerin OAK aktivitesinin geliştirilmesi planlanarak hazırlanan rehabilitasyon programlarına germe egzersizlerinin de eklenmesinin, aktivitenin daha sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilmesine katkıda bulunacağı düşünülmektedir.

Çalışmamızın bir diğer önemli sonucu kas hastası bireylerin dengelerini değerlendirmek için kullandığımız Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (ZKYT) ile OAK aktivitesi süresi arasındaki ilişkidir. Boukadida ve arkadaşlarına göre; OAK aktivitesinin düzgün bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için gövde ve alt ekstremiteler hareketinin koordinasyonu ve kas kuvvetinin yanında dengenin kontrolü ve stabilite de gereklidir (26). ZKYT süresi içinde bireyler en sık kullanılan fonksiyonel aktivitelerden biri olan OAK aktivitesini de gerçekleştirmektedir. Çalışmamız sonucunda; kas hastası bireylerin ZKYT süresi arttıkça OAK süresinin de arttığı görülmektedir. Kinematik analiz sonuçlarına göre farklı yükseklik ve zemin özelliklerinden ayağa kalkan kas hastası bireylerin stabilizasyon fazında vücut stabilizasyonlarını sağlıklılara göre daha uzun sürede tamamladıkları sonucuna varılması da kas hastalarının OAK'yı gerçekleştirirken denge ve stabilite sorunları yaşadıklarını göstermektedir. Ayrıca çalışmamız sonucunda; denge ile birlikte düşme riskini de ölçen ZKYT süresinin uzaması, düşme problemlerinin ve korkusunun sık rastlandığı kas hastası bireylerde günlük yaşamda en sık kullanılan fonksiyonel mobilite aktivitelerinden biri olan OAK aktivitesinin gerçekleştirilme süresini etkilediği sonucuna da varılabilir.

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi ile ilişkili olarak alt ekstremitelerin fonksiyonel kuvveti ve geçişken hareketlerini değerlendirmek için kullandığımız bir diğer test 5 Tekrarlı Otur-Kalk testidir. Kas hastası bireyler özellikle ilerleyici kas kuvvet kaybı sonucu OAK gibi alt ekstremitelerin fonksiyonel kuvvetini gerektiren mobilite aktivitelerini gerçekleştirmede sorun yaşamaktadırlar. Çalışmamızın sonucunda; 5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi süresi uzadıkça OAK aktivitesinin

gerçekleştirilme süresinin de uzadığı görülmektedir. Guralnik ve arkadaşları; yaşlı bireylerde 5 Tekrar Otur-Kalk Testi ile ölçtükleri alt ekstremitelerin fonksiyonel kuvveti ile bireylerin kendilerinin bildirdiği özürölülük seviyeleri ve fonksiyonel durumları arasında anlamlı bir ilişki bulmuşlardır (193). Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda bireylerin 5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi ile ölçtüğümüz alt ekstremitelerin fonksiyonel kuvveti ile günlük yaşamda en çok gerçekleştirilen fonksiyonel mobilite aktivitelerinden biri olan OAK aktivitesi arasındaki ilişkiyi gösteren daha önce yapılan çalışmaların sonuçlarını desteklemektedir.

Çalışmamızda; kas hastaları grubunun motor fonksiyonlarını değerlendirmek için kullanılan, geçerli ve güvenilir bir ölçek olan Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği, hastaların oturma, OAK ve ayakta durma pozisyonundaki pek çok fonksiyonunu değerlendirmek için kullanılan bir ölçektir. Çalışmamızın sonuçlarına göre; pek çok motor fonksiyonu gerçekleştirmek için gerekli mobilitenin sağlanması sırasında OAK aktivitesini gerçekleştiren bireylerin Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği skoru düştükçe OAK aktivitesini gerçekleştirme süresinin uzadığı görülmektedir. Kas hastası bireyler günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirirken mobilite ve transfer aktiviteleri sırasında özellikle gövde ve alt ekstremiteler kas kuvvet kaybına bağlı olarak zorluk yaşamaktadırlar ve bu durum mobilitelerini zorlaştırmaktadır. Literatür incelendiğinde kas hastası bireylerin kas kuvvet kaybına bağlı olarak motor fonksiyonlarının ve OAK aktivitelerinin etkilendiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır. Ancak kas hastaları grubunda motor fonksiyonlar ile OAK aktivitesinin birlikte değerlendirildiği ve ilişkilerini gösteren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Kas hastalarını da içine alan nöromusküler hastalık grubunda geçerli ve güvenilir bir ölçek olan Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği ile aynı grup hasta bireylerin günlük yaşamda en çok sıkıntı yaşadıkları fonksiyonel aktivitelerden biri olan OAK aktivitesi arasındaki ilişkinin gösterilmesi açısından çalışmamız yapılan ilk çalışmadır.

Pai ve arkadaşları, sağlıklı bireylerin OAK aktivitesi sırasında vücut momentlerini biyomekanik açıdan inceledikledikleri çalışma sonucunda; gövde segmentinin OAK'nın gerçekleştirilmesi için gerekli horizontal linear momentumun oluşturulmasında önemli bir rol oynadığını rapor etmişlerdir (102). Sagittal ekseninde bilateral ve simetrik bir aktivite olarak tanımlanan OAK aktivitesine gövde

bozukluklarının etkilerini incelediğimiz çalışma sonucunda gövde kaslarından biri olan sırt ekstansörleri ile OAK süresi arasında ilişki bulunmasına rağmen Gövde Bozukluk Ölçeği (GBÖ) ile OAK süresi arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Çalışmaya dâhil edilen bireylerin fonksiyonel seviyelerinin orta-iyi olması ve gövde bozukluk ölçeği dâhilinde sadece oturma pozisyonundaki statik ve dinamik gövde dengesi ve koordinasyonun değerlendirilmesi nedeniyle aralarında bir ilişki çıkmadığı düşünülmüştür. Çalışmamız sonucunda; kas hastası bireylerin gövdelerini kullanarak farklı OAK paternleri ve stratejileri geliştirdiği objektif bir şekilde ortaya konmaktadır. Ancak GBÖ skoru ile OAK arasında ilişki bulunmamış olması, gövdenin kas kuvveti ve pozisyonu açısından önemli rol oynadığı OAK aktivitesinde gövde bozukluğunun etkilerinin incelenmesi için daha dinamik parametreler içeren ve mobilite sırasında gövdeyi değerlendiren yeni ölçeklere ihtiyaç olduğunu göz önüne sermektedir. İleride yapılacak çalışmalarda daha fazla sayıda hasta ile hastaların gövde bozukluğu açısından daha detaylı değerlendirildiği yöntemler kullanılarak yapılan değerlendirmelerin, gövdenin OAK üzerindeki önemini daha iyi açığa çıkaracağı öngörülmektedir.

Sağlıklı bireylerle karşılaştırmalı olarak yürütülen çalışmamızın sonuçları toparlanacak olursa; kas hastası bireylerin, sağlıklı bireylere göre daha yüksek kas aktivasyon seviyeleri ile zemin özelliğine göre daha fazla gövde fleksiyonu yaparak ve daha uzun sürede ayağa kalktıkları ön plana çıkmaktadır. Kas hastası bireyler ile sağlıklı bireylerin kas aktivasyon seviyelerinde 90° ve 60° diz fleksiyon açılı daha düşük oturma yüksekliklerinden ayağa kalkma sırasında fark görülürken; en yüksek oturma yüksekliği olan 30° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkma sırasında fark görülmemesi; oturma yüksekliğinin OAK için önemini göstermektedir. Ayrıca hastaların yumuşak zemin ve en düşük oturma yüksekliğinde ayağa kalkarken kinematik analizler sonucu farklı motor stratejiler geliştirirken, daha yüksek oturma yüksekliklerinden yumuşak zeminde sert zeminle aynı paternlerde ayağa kalkmaları; oturma yüksekliğinin OAK için oturulan zemin özelliğinden daha etkili bir faktör olduğunun kanıtıdır. Hastalar zorlandıkları düşük yükseklik ve yumuşak zeminden kalkarken “gövde fleksiyon stratejisi” geliştirip daha kısa sürede ayağa kalkarak alt ekstremitelere düşen ekstansör kas gücünü azaltma yönünde bir davranış sergilemişlerdir. Ayrıca OAK’ı etkilediği düşünülen diğer faktörler açısından sonuçlar

incelendiğinde; kas hastası bireylerin sağlıklı bireylere göre ciddi derecede kas kuvveti kaybı, kas kısalığı, ayak deformiteleri, denge ve motor fonksiyon kaybı ve gövde bozukluğuna sahip oldukları görülmektedir. Bu faktörler açısından kas hastalarında OAK aktivitesi incelendiğinde; hastaların kas kuvvet kayıplarını daha yüksek kas aktivasyonları ortaya çıkararak kompanse ettiklerini görmekteyiz. Kas hastası bireylerin sağlıklı bireylere göre incelenen bütün kaslarında kuvvet kaybı olmasına rağmen OAK performansı ile sadece sırt ekstansörleri ve rektus femoris kaslarının kuvvetleri arasında ilişki görülmesi, ekstansiyondan sorumlu bu iki kasın OAK'ın gerçekleştirilmesinde önemli bir rol oynadıklarını göstermektedir. Ayrıca çalışmamızın sonucunda; kas hastası bireylerin OAK aktivitesiyle ilişkili olarak literatürde pek değinilmemiş olan hamstring kas kısalığı, denge, motor fonksiyon, alt ekstremitelerin fonksiyonel gücü gibi faktörlerinde OAK'ı etkilediği sonucuna varılmıştır. OAK'ı etkilediği saptanan tüm bu faktörler incelendiğinde; hastaların ayağa kalkmalarını etkileyen faktörler arasında rektus femoris kas kuvvetinin diğer faktörlere göre ön planda olduğunu düşündürmektedir. Zira hastalar çevresel faktörler değiştiğinde kas aktivasyon seviyeleri ve biyomekanik değişkenlerini rektus femoris kas kuvvetini kompanse etmek üzere motor stratejiler geliştirerek değiştirmişlerdir.

Kas hastalıklarında fizyoterapi ve rehabilitasyonun en temel amacı hastaların mümkün olduğunca uzun süre mobiliteilerini devam ettirmektir. Mobilitenin devam ettirilmesinde de bağımsız bir şekilde oturma pozisyonundan ayağa kalkmak anahtar fonksiyondur. Tüm bu bulguların ışığında; kas hastalarında OAK aktivitesini geliştirmeyi hedefleyen rehabilitasyon programlarında, OAK değerlendirmelerinin çok yönlü ve objektif yöntemlerle yapılması, aktivitenin gerçekleştirilmesini olumsuz yönde etkileyen esas faktörlerin belirlenmesi açısından son derece önemlidir. Bu faktörlerin ve aralarındaki ilişkinin belirlenmesi, rehabilitasyon programlarında kişiye özgü ve hedef odaklı tedavi yaklaşımlarının uygulanmasına olanak sağlayacaktır. Kişiye özgü ve hedef odaklı tedavi yaklaşımları ile kas hastaları, mobiliteilerini devam ettirebilmek için günlük yaşamlarında en sık kullandıkları ve zorlandıkları aktivitelerden biri olan OAK aktivitesini daha az zorlanarak ve daha normal bir şekilde gerçekleştirilebilecektir. Tedavi yaklaşımlarının OAK'ı etkileyen faktörler açısından düzenlenmesinin yanı sıra oturma yüksekliği ve oturulan zemin özelliği gibi OAK'da etkili çevresel faktörlerin kas hastası bireylerin kendi yaşam alanlarında yapılacak

düzenlemeler ile (örneğin oturulan yerin yüksekliğinin artırılması) OAK aktivitesi daha fonksiyonel ve kolay bir şekilde gerçekleştirilebilir hale gelecektir. OAK'ın daha kolay yapılabilmesi ile hem hastaların mobilitelerini devam ettirilebilmeleri ve günlük yaşam aktivitelerini bağımsız bir şekilde gerçekleştirebilmeleri sağlanacak hem de rehabilitasyon programlarına katılımları artacak ve sonuçta yaşam kaliteleri yükselecektir. Bu bulgular ışığında, çalışmamızın sonuçlarının, nörolojik rehabilitasyon alanında çalışan sağlık profesyonellerine, kinezyolojik ve biomekanik araştırmalar planlayan araştırmacılara, kas hastalarına ve öğrencilere faydalı bilgiler sunduğu düşünülmektedir.



6. SONUÇLAR

Erişkin kas hastalarında oturmadan ayağa kalkmayı etkileyen faktörleri incelemek amacıyla yaptığımız çalışmanın sonuçları şu şekildedir;

1. Kas hastaları grubundaki bireylerin OAK aktivitesi sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında; hastaların, hastalığın en önemli bulgularından biri olan ilerleyici kas kuvvet kaybını, sağlıklı bireylere göre daha yüksek kas aktivasyon seviyeleri (%MVIC) ortaya çıkararak kompanse ettikleri bulundu.
2. Kas hastaları grubundaki bireylerin oturma yüksekliklerinin artması ile OAK sırasında ortaya çıkan kas aktivasyon seviyelerinin azaldığı bulundu.
3. Kas hastaları grubundaki bireylerin sağ rektus femoris kasının aktivasyon seviyesinin, 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ve **yumuşak zeminden** kalkarken **sert zemine** göre daha düşük olduğu bulundu.
4. Kas hastaları grubunun farklı yüksekliklerde; OAK faz ve toplam sürelerinin kontrol grubuna göre arttığı bulundu.
5. Kas hastaları ve kontrol grubundaki bireylerde; farklı oturma yüksekliklerinin, ayağa kalkma sırasında boyun ekstansiyonu dışındaki diğer eklem hareket açıları üzerinde etkili bir faktör olduğu bulundu.
6. Kas hastaları grubundaki bireylerin en çok zorlandıkları düşünülen; 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ve **yumuşak zeminden** ayağa kalkarken sağlıklı bireylere göre daha fazla gövde fleksiyonu yaptıkları ve daha kısa sürede oturmadan ayağa kalktıkları bulundu.
7. En düşük oturma yüksekliği ve **yumuşak zemin** özelliğinden sağlıklı bireylere göre daha fazla gövde fleksiyonu ile daha kısa sürede ve sert zemine göre daha düşük rektus femoris aktivasyonu ile ayağa kalkan kas hastalarının “**gövde fleksiyon stratejisi**” geliştirdikleri bulundu.
8. Kas hastası bireylerin “**gövde fleksiyon stratejisi**” ile özellikle OAK için en önemli faktör olduğu düşünülen alt ekstremitte ekstansör kas kuvvetini daha kısa sürede ve daha düşük düzeyde ortaya çıkardıkları bulundu.
9. Kas hastaları grubundaki bireylerin oturma yüksekliği ve zemin özelliği değişikliğine bağlı olarak rektus femoris kas aktivasyonunu azaltmaya yönelik motor stratejiler geliştirmesi ve OAK performansı ile rektus femoris kas kuvveti

arasında ilişki görülmesi sebebiyle kas hastalarında OAK'ı etkileyen en önemli faktörün rektus femoris kas kuvveti olduğu düşünüldü.

10. Kas hastalarının **yumuşak zemin** ve en düşük oturma yüksekliğinde ayağa kalkarken farklı motor stratejiler geliştirmeleri, daha yüksek oturma yüksekliklerinde ise yumuşak zeminde sert zeminle aynı paternlerde ayağa kalkmaları sebebiyle oturma yüksekliğinin OAK için oturulan zemin özelliğinden daha etkili bir faktör olduğu sonucuna varıldı.
11. Kas hastası bireylerin kontrol grubundaki bireylere göre, ayağa kalkma sırasındaki sağ ön ayak esnekliğinde azalma, sağ ve sol ayak postür bozukluğunda artma, değerlendirilen bütün kasların kuvvetinde azalma, gastro-soleus kas kısalığında artma, denge, alt ekstremité fonksiyonları, motor fonksiyonlar ve gövde kontrolünde azalma görüldü.
12. Kas hastaları grubunda **sert zemin** ve 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkma süresi ile sırt ekstansörleri, sağ ve sol kuadriseps femoris kas kuvveti ve Motor Fonksiyon Değerlendirme Ölçeği skoru arasında negatif yönde korelasyon, sağ ve sol hamstring kısalığı, Zamanlı Kalk ve Yürü Testi (ZKYT), 5 Tekrarlı Otur-Kalk Testi süresi ile pozitif yönde bir korelasyon bulundu. Kontrol grubunda ise **sert zemin** ve 90° diz fleksiyon açılı yükseklikten ayağa kalkma süresi ile sol kuadriseps femoris kas kuvveti arasında negatif yönde, sol kuadriseps femoris kısalığı arasında pozitif yönde bir korelasyon bulundu.

7. KAYNAKLAR

1. Damian MS. Myopathies in the adult patient. *Medicine*. 2008;36(12):658-64.
2. Abresch RT, Han JJ, Carter GT. Rehabilitation management of neuromuscular disease: the role of exercise training. *Journal of clinical neuromuscular disease*. 2009;11(1):7-21.
3. Carter GT, Miró J, Abresch RT, El-Abassi R, Jensen MP. Disease burden in neuromuscular disease: the role of chronic pain. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2012;23(3):719-29.
4. Skalsky AJ, McDonald CM. Prevention and management of limb contractures in neuromuscular diseases. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2012;23(3):675-87.
5. Hutchinson D, Whyte K. Neuromuscular disease and respiratory failure. *Practical neurology*. 2008;8(4):229-37.
6. Muntoni F. Cardiomyopathy in muscular dystrophies. *Current opinion in neurology*. 2003;16(5):577-83.
7. Benditt JO, Boitano LJ. Pulmonary issues in patients with chronic neuromuscular disease. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2013;187(10):1046-55.
8. Nitz JC, Burns YR, Jackson RV. Sit-to-stand and walking ability in patients with neuromuscular conditions. *Physiotherapy*. 1997;83(5):223-7.
9. Lee T-H, Choi J-D, Lee N-G. Activation timing patterns of the abdominal and leg muscles during the sit-to-stand movement in individuals with chronic hemiparetic stroke. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(11):3593-5.
10. Bobbert MF, Kistemaker DA, Vaz MA, Ackermann M. Searching for strategies to reduce the mechanical demands of the sit-to-stand task with a muscle-actuated optimal control model. *Clinical Biomechanics*. 2016;37:83-90.
11. McDonald CM. Physical activity, health impairments, and disability in neuromuscular disease. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2002;81(11):S108-S20.
12. Rakowicz WP, Lane RJ. Myopathies. *Medicine*. 2004;32(11):119-23.
13. Karpati G, Hilton-Jones D, Griggs RC. Disorders of voluntary muscle: Cambridge University Press; 2001.
14. Bethlem J, Knobbout CE. Neuromuscular diseases: Oxford University Press, USA; 1987.
15. Goebel HH, Sewry CA, Weller RO. Muscle disease: pathology and genetics: John Wiley & Sons; 2013.
16. Cros D, Harnden P, Pellissier J, Serratrice G. Muscle hypertrophy in Duchenne muscular dystrophy. *Journal of neurology*. 1989;236(1):43-7.
17. Lou J-S. Fatigue in amyotrophic lateral sclerosis. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2008;19(3):533-43.

18. Lou J-S. Approaching fatigue in neuromuscular diseases. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*. 2005;16(4):1063-79.
19. McElhiney M, Rabkin J, Gordon P, Goetz R, Mitsumoto H. Prevalence of fatigue and depression in ALS patients and change over time. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2009;80(10):1146-9.
20. Tiffreau V, Viet G, Thévenon A. Pain and neuromuscular disease: the results of a survey. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2006;85(9):756-66.
21. Dubowitz V. Progressive muscular dystrophy: prevention of deformities. *Clinical pediatrics*. 1964;3(5):323-8.
22. Bourke S, Gibson G. Sleep and breathing in neuromuscular disease. *European Respiratory Journal*. 2002;19(6):1194-201.
23. Aboussouan L. Mechanisms of exercise limitation and pulmonary rehabilitation for patients with neuromuscular disease. *Chronic Respiratory Disease*. 2009;6(4):231-49.
24. Taivassalo T, Dysgaard Jensen T, Kennaway N, DiMauro S, Vissing J, Haller RG. The spectrum of exercise tolerance in mitochondrial myopathies: a study of 40 patients. *Brain*. 2003;126(2):413-23.
25. Schillings M, Kalkman J, Janssen H, Van Engelen B, Bleijenberg G, Zwarts M. Experienced and physiological fatigue in neuromuscular disorders. *Clinical neurophysiology*. 2007;118(2):292-300.
26. Boukadida A, Piotte F, Dehail P, Nadeau S. Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2015;58(3):167-72.
27. Doorenbosch CA, Harlaar J, Roebroeck ME, Lankhorst GJ. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of biomechanics*. 1994;27(11):1299-307.
28. Cameron DM, Bohannon RW, Garrett GE, Owen SV, Cameron DA. Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(4):332-40.
29. Eriksrud O, Bohannon RW. Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Physical therapy*. 2003;83(6):544-51.
30. Bohannon RW. Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiotherapy theory and practice*. 2007;23(5):291-7.
31. Munton J, Ellis M, Wright V. Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Annals of the rheumatic diseases*. 1984;43(1):63-5.
32. Arborelius UP, Wretenberg P, Lindberg F. The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics*. 1992;35(11):1377-91.

33. Goulart FR-d-P, Valls-Solé J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical neurophysiology*. 1999;110(9):1634-40.
34. Roebroeck M, Doorenbosch C, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst G. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*. 1994;9(4):235-44.
35. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble MA, Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*. 2002;83(7):924-9.
36. Khemlani M, Carr J, Crosbie W. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(4):236-46.
37. Lundin T, Grabiner M, Jahnigen D. On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during the sit-to-stand task. *Journal of Biomechanics*. 1995;28(1):109-12.
38. Sibella F, Galli M, Romei M, Montesano A, Crivellini M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(8):745-50.
39. Chumacero-Polanco EA, Yang J, editors. A Review on Human Motion Prediction in Sit to Stand and Lifting Tasks. *ASME 2016 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*; 2016: American Society of Mechanical Engineers.
40. Mughal AM, Iqbal K, editors. A fuzzy biomechanical model with H2 control system for sit-to-stand movement. *American Control Conference*, 2006; 2006: IEEE.
41. Rasool G, Mughal AM, Iqbal K, editors. Fuzzy biomechanical sit-to-stand movement with physiological feedback latencies. *Systems Man and Cybernetics (SMC)*, 2010 *IEEE International Conference on*; 2010: IEEE.
42. Roberts PD, McCollum G. Dynamics of the sit-to-stand movement. *Biological cybernetics*. 1996;74(2):147-57.
43. Andani ME, Bahrami F, Maralani PJ, editors. A biologically inspired modular structure to control the sit-to-stand transfer of a biped robot. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007 EMBS 2007 29th Annual International Conference of the IEEE*; 2007: IEEE.
44. Sadeghi M, Andani ME, Bahrami F, Parnianpour M. Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function. *Experimental brain research*. 2013;229(2):221-34.
45. Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge WA. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*. 1990;70(10):638-48.
46. An Q, Ishikawa Y, Nakagawa J, Oka H, Yamakawa H, Yamashita A, et al., editors. Analysis of contribution of muscle synergies on sit-to-stand motion

using musculoskeletal model. *Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), 2013 IEEE Workshop on*; 2013: IEEE.

47. Carr JH. *Neurological Rehabilitation*, 2/e: Elsevier India; 2014.
48. Shepherd RB, Gentile A. Sit-to-stand: functional relationship between upper body and lower limb segments. *Human movement science*. 1994;13(6):817-40.
49. Reisman DS, Scholz JP, Schöner G. Coordination underlying the control of whole body momentum during sit-to-stand. *Gait & posture*. 2002;15(1):45-55.
50. Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical therapy*. 2002;82(9):866.
51. Schofield JS, Parent EC, Lewicke J, Carey JP, El-Rich M, Adeeb S. Characterizing asymmetry across the whole sit to stand movement in healthy participants. *Journal of biomechanics*. 2013;46(15):2730-5.
52. Yoshida K, Iwakura H, Inoue F. Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1982;15(3):133-40.
53. Schenkman M, Riley P, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights—alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*. 1996;11(3):153-8.
54. Shepherd R, Koh H. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1996;28(2):79-88.
55. Hughes M, Weiner D, Schenkman M, Long R, Studenski S. Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*. 1994;9(3):187-92.
56. Burdett RG, Habasevich R, Pisciotto J, Simon SR. Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Physical Therapy*. 1985;65(8):1177-83.
57. Weiner DK, Long R, Hughes MA, Chandler J, Studenski S. When Older Adults Face the Chair-Rise Challenge: A Study of Chair Height Availability and Height-Modified Chair-Rise Performance in the Elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1993;41(1):6-10.
58. Munro BJ, Steele JR, Bashford GM, Ryan M, Britten N. A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *Journal of biomechanics*. 1997;31(3):263-71.
59. Rodosky MW, Andriacchi TP, Andersson GB. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *Journal of Orthopaedic Research*. 1989;7(2):266-71.
60. Su F, Lai K, Hong W. Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(3):176-81.
61. Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of rehabilitation research and development*. 1996;33(4):409.

62. Yoshioka S, Nagano A, Hay DC, Fukashiro S. Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomedical engineering online*. 2014;13(1):27.
63. Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN. Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of Gerontology*. 1991;46(3):M91-M8.
64. Kralj A, Jaeger RJ, Munih M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *Journal of biomechanics*. 1990;23(11):1123-38.
65. Wheeler J, Woodward C, Ucovich RL, Perry J, Walker JM. Rising from a chair: influence of age and chair design. *Physical Therapy*. 1985;65(1):22-6.
66. Sato S, Mizuma M, Kawate N, Kasai F, Watanabe H. Evaluation of sit-to-stand motion using a pressure distribution measurement system—effect of differences in seat hardness on sit-to-stand motion. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 2011;6(4):290-8.
67. Sato S, Mizuma M, Kawate N, Kasai F, Wada S. Evaluation of trunk sway in sit-to-stand motion using a pressure distribution measurement system. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*. 2012;3:6-10.
68. Dustman RE, Emmerson R, Shearer D. Physical activity, age, and cognitive-neuropsychological function. *Journal of Aging and Physical Activity*. 1994;2(2):143-81.
69. Vandervoort A. Effects of ageing on human neuromuscular function: implications for exercise. *Canadian journal of sport sciences= Journal canadien des sciences du sport*. 1992;17(3):178-84.
70. Grabiner MD, Enoka RM. Changes in movement capabilities with aging. *Exercise and sport sciences reviews*. 1995;23(1):65-104.
71. Lynch N, Metter E, Lindle R, Fozard J, Tobin J, Roy T, et al. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *Journal of applied physiology*. 1999;86(1):188-94.
72. Chiou I-IL, Burnett CN. Values of activities of daily living: a survey of stroke patients and their home therapists. *Physical Therapy*. 1985;65(6):901-6.
73. Astrand I, Astrand P, Hallbäck I, Kilbom A. Reduction in maximal oxygen uptake with age. *Journal of Applied Physiology*. 1973;35(5):649-54.
74. Åstrand P-O. Physical performance as a function of age. *Jama*. 1968;205(11):729-33.
75. Hortobágyi T, Mizelle C, Beam S, DeVita P. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2003;58(5):M453-M60.
76. Hughes MA, Myers BS, Schenkman ML. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of biomechanics*. 1996;29(12):1509-13.

77. Darling W, Cooke J, Brown S. Control of simple arm movements in elderly humans. *Neurobiology of aging*. 1989;10(2):149-57.
78. Tracy BL, Enoka RM. Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*. 2002;92(3):1004-12.
79. Patten C, Kamen G. Adaptations in motor unit discharge activity with force control training in young and older human adults. *European journal of applied physiology*. 2000;83(2):128-43.
80. Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA. Biomechanical analyses of rising from a chair. *Journal of biomechanics*. 1992;25(12):1383-91.
81. Hesse S, Schauer M, Malezic M, Jahnke M, Mauritz K. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1994;26(3):161-6.
82. Pääsuke M, Ereline J, Gapeyeva H, Joost K, Möttus K, Taba P. Leg-extension strength and chair-rise performance in elderly women with Parkinson's disease. *Journal of aging and physical activity*. 2004;12(4):511-24.
83. Inkster LM, Eng JJ, MacIntyre DL, Stoessl AJ. Leg muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. *Movement Disorders*. 2003;18(2):157-62.
84. Cattaneo D, Rabuffetti M, Bovi G, Mevio E, Jonsdottir J, Ferrarin M. Assessment of postural stabilization in three task oriented movements in people with multiple sclerosis. *Disability and rehabilitation*. 2014;36(26):2237-43.
85. Bowser B, O'rourke S, Brown CN, White L, Simpson KJ. Sit-to-stand biomechanics of individuals with multiple sclerosis. *Clinical Biomechanics*. 2015;30(8):788-94.
86. Butler PB, Nene AV, Major RE. Biomechanics of transfer from sitting to the standing position in some neuromuscular diseases. *Physiotherapy*. 1991;77(8):521-5.
87. Fox KM, Felsenthal G, Hebel JR, Zimmerman SI, Magaziner J. A portable neuromuscular function assessment for studying recovery from hip fracture. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1996;77(2):171-6.
88. Zimmerman S, Hawkes WG, Hebel JR, Fox KM, Lydick E, Magaziner J. The lower extremity gain scale: a performance-based measure to assess recovery after hip fracture. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(3):430-6.
89. Newcomer K, Krug H, Mahowald M. Validity and reliability of the timed-stands test for patients with rheumatoid arthritis and other chronic diseases. *The Journal of rheumatology*. 1993;20(1):21-7.
90. Lee TH, Choi JD, Lee NG. Activation timing patterns of the abdominal and leg muscles during the sit-to-stand movement in individuals with chronic hemiparetic stroke. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(11):3593-5.

91. Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & posture*. 2005;22(2):126-31.
92. Inkster LM, Eng JJ. Postural control during a sit-to-stand task in individuals with mild Parkinson's disease. *Experimental brain research*. 2004;154(1):33-8.
93. Wretenberg P, Arborelius UP. Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1994;68(5):413-7.
94. Bohannon RW. Alternatives for measuring knee extension strength of the elderly at home. *Clinical Rehabilitation*. 1998;12(5):434-40.
95. Ploutz-Snyder LL, Manini T, Ploutz-Snyder RJ, Wolf DA. Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2002;57(4):B144-B52.
96. Fukagawa NK, Brown M, Sinacore DR, Host HH. The relationship of strength to function in the older adult. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 1995;50(Special Issue):55-9.
97. Tinetti ME, Ginter SF. Identifying mobility dysfunctions in elderly patients: standard neuromuscular examination or direct assessment? *Jama*. 1988;259(8):1190-3.
98. Schlicht J, Camaione DN, Owen SV. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2001;56(5):M281-M6.
99. Kim MH, Chung HY, Yoo WG, Choi BR. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Human movement science*. 2011;30(3):596-605.
100. Canning C, Carr J, Shepherd R, editors. A kinematic analysis of standing up. *Proceedings of the National Conference of the Australian Physiotherapy Association*, Brisbane; 1985.
101. Carr JH, Sheperd R. A motor Relearning Programme for Stroke. London: Heinemann Medical; 1987.
102. Pai Y, Rogers MW. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1991;23(2):225-30.
103. Kawagoe S, Tajima N, Chosa E. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopaedic Science*. 2000;5(2):124-33.
104. Stevens C, Bojsen-Møller F, Soames R. The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1989;58(7):687-92.

105. Fleckenstein SJ, Kirby RL, MacLeod DA. Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *Journal of biomechanics*. 1988;21(11):915-8.
106. Saravanamuthu R. The Effect of Foot Placement on the Movement Pattern of Sit-to-stand in the Elderly: Faculty of Health Sciences, University of Sydney; 1992.
107. Ada L, Westwood P. A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1992;38(2):135-42.
108. Galli M, Cimolin V, Crivellini M, Campanini I. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture*. 2008;28(1):80-5.
109. Carr JH. Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1992;8(3):159-64.
110. Durward BR. The biomechanical assessment of stroke patients in rising to stand and sitting down: University of Strathclyde; 1994.
111. Mourey F, Pozzo T, Rouhier-Marcet I, DIDIER J-P. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age and ageing*. 1998;27(2):137-46.
112. Mourey F, Grishin A, d'Athis P, Pozzo T, Stapley P. Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000;55(9):B425-B31.
113. Scholz JP, Schöner G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental brain research*. 1999;126(3):289-306.
114. Itokazu M, Uemura S, Aoki T, Takatsu T. Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty. *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, NY))*. 1998;57(2):88-92.
115. Paul SS, Sherrington C, Fung VS, Canning CG. Motor and cognitive impairments in Parkinson disease: relationships with specific balance and mobility tasks. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2013;27(1):63-71.
116. Mak MK, Hui-Chan CW. Audiovisual cues can enhance sit-to-stand in patients with Parkinson's disease. *Movement disorders*. 2004;19(9):1012-9.
117. Hesse S, Schauer M, Petersen M, Jahnke M. Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1998;30(2):81-6.
118. Khodadadeh S, Patrick J, McClelland M, Edwards R, Evans G. Knee moments in Duchenne muscular dystrophy. *The Lancet*. 1986;328(8506):544-5.
119. Gowers WR. Pseudo-hypertrophic muscular paralysis: a clinical lecture: J. & A. Churchill; 1879.

120. Odding E. Locomotor disability in the elderly: an epidemiological study of its occurrence and determinants in a general population of 55 years and over: the Rotterdam study. 1994.
121. Mathias S, Nayak U, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1986;67(6):387-9.
122. Roorda LD, Roebroeck ME, Lankhorst GJ, van Tilburg T, Bouter LM. Measuring functional limitations in rising and sitting down: development of a questionnaire. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1996;77(7):663-9.
123. Silva A, Sousa AS, Pinheiro R, Ferraz J, Tavares JM, Santos R, et al. Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosens Mot Res*. 2013;30(1):48-55.
124. Hanke TA, Pai Y-C, Rogers MW. Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults. *Physical Therapy*. 1995;75(2):105-13.
125. Pai Y-C, Rogers MW. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1991;72(11):881-5.
126. Pai Y, Rogers MW. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990;22(3):378-84.
127. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of neuroscience methods*. 2004;134(1):37-43.
128. Mayer NH, Esquenazi A, Childers MK. Common patterns of clinical motor dysfunction. *Muscle & Nerve*. 1997;20(S6):21-35.
129. Benedetti M. Muscle activation intervals and EMG envelope in clinical gait analysis. *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*. 2001;20(6):33-4.
130. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & posture*. 2001;14(1):61-70.
131. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Oddsson LI. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *Journal of rehabilitation research and development*. 1997;34(4):405.
132. Mannion AF, Dumas GA, Stevenson JM, Cooper RG. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine*. 1998;23(5):576-84.
133. Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of applied physiology*. 1990;69(5):1810-20.
134. De Luca C, editor *Myoelectric manifestation of localized muscular fatigue in humans*. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*; 1983: IEEE-INST

Electrical Electronics Engineers Inc 445 Hoes Lane, Piscataway, NJ 08855 USA.

135. De Luca CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & nerve*. 1993;16(2):210-6.
136. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles—a basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical Neurophysiology*. 2002;113(1):57-63.
137. Zwarts MJ, Drost G, Stegeman DF. Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):287-91.
138. Merletti R, Farina D, Gazzoni M, Schieroni MP. Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle & nerve*. 2002;25(1):65-76.
139. Casale R, Rainoldi A, Nilsson J, Bellotti P. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003;84(4):513-7.
140. Gerdle B, HENRIKSSON-LARSEN K, Lorentzon R, WRETLING ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica*. 1991;142(4):457-65.
141. Sadoyama T, Masuda T, Miyata H, Katsuta S. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1988;57(6):767-71.
142. Berg H, Larsson L, Tesch P. Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. *Journal of applied physiology*. 1997;82(1):182-8.
143. Edgerton VR, Roy RR. Neuromuscular adaptation to actual and simulated weightlessness. *Advances in space biology and medicine*. 1994;4:33-67.
144. Cuesta-Vargas AI, González-Sánchez M. Differences in muscle activation patterns during sit to stand task among subjects with and without intellectual disability. *BioMed research international*. 2013;2013.
145. Silva A, Sousa AS, Pinheiro R, Ferraz J, Tavares JMR, Santos R, et al. Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory & motor research*. 2013;30(1):48-55.
146. Busse ME, Wiles CM, van Deursen RW. Co-activation: its association with weakness and specific neurological pathology. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2006;3(1):26.
147. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people—a review. *Gerontology*. 2006;52(1):1-16.
148. Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & posture*. 2006;23(2):249-55.

149. Ekdahl C, Jarnlo GB, Andersson SI. Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1989;21(4):187-95.
150. Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of biomechanics*. 1990;23:2327-534.
151. Campos Padilla IY. Biomechanical analysis of the sit-to-stand transition: University of Manchester; 2016.
152. Cheng P-T, Liaw M-Y, Wong M-K, Tang F-T, Lee M-Y, Lin P-S. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998;79(9):1043-6.
153. Lindemann U, Claus H, Stuber M, Augat P, Muche R, Nikolaus T, et al. Measuring power during the sit-to-stand transfer. *European journal of applied physiology*. 2003;89(5):466-70.
154. Aggarwal JK, Cai Q, editors. Human motion analysis: A review. *Nonrigid and Articulated Motion Workshop, 1997 Proceedings, IEEE; 1997: IEEE*.
155. Fyfe KR, Rooney JK, Fyfe KW. Motion analysis system. *Google Patents; 2001*.
156. Cai Q, Aggarwal JK. Tracking human motion in structured environments using a distributed-camera system. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1999;21(11):1241-7.
157. Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1992;73(7):609-17.
158. Mak MK, Hui-Chan CW. Cued task-specific training is better than exercise in improving sit-to-stand in patients with Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Movement Disorders*. 2008;23(4):501-9.
159. Currie G, Rafferty D, Duncan G, Bell F, Evans A. Measurement of gait by accelerometer and walkway: a comparison study. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1992;30(6):669-70.
160. Kamen G, Patten C, Du CD, Sison S. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*. 1998;44(1):40-5.
161. Mathie M, Celler BG, Lovell NH, Coster A. Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2004;42(5):679-87.
162. Janssen WG, Bussmann JB, Horemans HL, Stam HJ. Analysis and decomposition of accelerometric signals of trunk and thigh obtained during the sit-to-stand movement. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2005;43(2):265-72.
163. Brinkmann JR. Comparison of a hand-held and fixed dynamometer in measuring strength of patients with neuromuscular disease. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1994;19(2):100-4.

164. Hislop H, Avers D, Brown M. Daniels and Worthingham's Muscle Testing-E-Book: Techniques of Manual Examination and Performance Testing: Elsevier Health Sciences; 2013.
165. Bohannon R, Gajdosik R, LeVeau BF. Contribution of pelvic and lower limb motion to increases in the angle of passive straight leg raising. *Physical Therapy*. 1985;65(4):474-6.
166. Bérard C, Payan C, Hodgkinson I, Fermanian J, Group MCS. A motor function measure scale for neuromuscular diseases. Construction and validation study. *Neuromuscular disorders*. 2005;15(7):463-70.
167. İnal HS, Tarakçi E, Tarakçi D, Aksoy G, Kiliç SM, Beşer H, et al. Turkish version of the Motor Function Measure Scale (MFM-32) for neuromuscular diseases: a cross-cultural adaptation, reliability, and validity study. *Turkish Journal Of Medical Sciences*. 2017;47(6):1826-33.
168. Verheyden G, Nieuwboer A, Mertin J, Preger R, Kiekens C, De Weerd W. The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical rehabilitation*. 2004;18(3):326-34.
169. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy*. 2000;80(9):896-903.
170. Csuka M, McCarty DJ. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *The American journal of medicine*. 1985;78(1):77-81.
171. Mong Y, Teo TW, Ng SS. 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2010;91(3):407-13.
172. FiNStErEr J, StrOBl W. Orthopaedic abnormalities in primary myopathies. *Acta Orthopædica Belgica*. 2011;77(5):563.
173. Jang GU, Kweon MG, Park S, Kim JY, Park JW. A study of structural foot deformity in stroke patients. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(1):191-4.
174. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1993;18(4):553-8.
175. Kudo S, Hatanaka Y. The flexibility of the transverse arch of the forefoot on the forefoot loading in the flat feet deformity. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2014;7(1):A48.
176. Ward CM, Dolan LA, Bennett DL, Morcuende JA, Cooper RR. Long-term results of reconstruction for treatment of a flexible cavovarus foot in Charcot-Marie-Tooth disease. *The Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. 2008;90(12):2631.
177. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(1):89-98.

178. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. *Journal of foot and ankle research*. 2008;1(1):6.
179. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development. 2007:108-12.
180. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-74.
181. SENIAM: Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles [Internet] [Erişim Tarihi 03 Kasım 2017]. Available from: <http://www.seniam.org/>.
182. Blache Y, Pairot de Fontenay B, Monteil K. The effects of seat height and foot placement on lumbar spine load during sit-to-stand tasks. *Ergonomics*. 2014;57(11):1687-95.
183. Halaki M, Ginn K. 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*: Intech; 2012.
184. Hayran M. Sağlık araştırmaları için temel istatistik: Omega Araştırma; 2011.
185. Lu R-R, Li F, Zhu B. Electromyographical characteristics and muscle utilization in hemiplegic patients during sit-to-stand activity: an observational study. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2016;52(2):186-94.
186. Corrigan D, Bohannon RW. Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(12):1666-72.
187. Yamada T, Demura S-i. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *Journal of physiological anthropology and applied human science*. 2004;23(6):197-203.
188. Inkster L, Eng J. Postural control during a sit-to-stand task in individuals with mild Parkinson's disease. *Experimental brain research*. 2004;154(1):33-8.
189. Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of biomechanics*. 2000;33(9):1113-22.
190. Etnyre B, Thomas DQ. Event standardization of sit-to-stand movements. *Physical therapy*. 2007;87(12):1651-66.
191. Camargos ACR, Rodrigues-de-Paula-Goulart F, Teixeira-Salmela LF. The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2009;90(2):314-9.
192. Silva P, Franco J, GUSMão A, Moura J, Teixeira-Salmela L, Faria C. Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2015;51(6):717-24.

193. Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of gerontology*. 1994;49(2):M85-M94.



8. EKLER

EK 1. Etik Kurul Onayı



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

Sayı : 16969557 -679

Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 24 NİSAN 2017 PAZARTESİ
Toplantı No : 2017/11
Proje No : GO 17/334 (Değerlendirme Tarihi: 11.04.2017)
Karar No : GO 17/334- 25

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Doç. Dr. Muhammed KILINÇ' ın sorumlu araştırmacı olduğu ve Fzt. Gülşah SÜTÇÜ' nün yüksek lisans tezi olan, GO 17/334 kayıt numaralı, *"Erişkin Kas Hastalarında Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Çevresel, Biyomekanik Faktörler ve Kas Aktivasyonu Açısından İncelenmesi"* başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Nurtan AKARSU (Başkan)	İZİNLİ	10 Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye)
2. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU (Üye)		11 Yrd. Doç. Dr. Özay GÖKÖZ (Üye)
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SAYRA (Üye)		12. Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye)
İZİNLİ		13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye)
4. Prof. Dr. Needet SAĞLAM (Üye)	İZİNLİ	14. Yrd. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye)
5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye)		15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖR (Üye)
İZİNLİ		16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye)
6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye)		17. Öğr. Gör. Meltem ŞENGELN (Üye)
7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye)		18. Av. Meltem ONURLU (Üye)
8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALÇIN (Üye)		
9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEİ (Üye)		

EK.2 Katılımcı Onam Formu

08.12.2017

Katılımcıdan Alınan Onam Formu

Fizyoterapist Gülşah SÜTÇÜ'nün "Erişkin Kas Hastalarında Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Çevresel, Biyomekanik Faktörler ve Kas Aktivasyonu Açısından İncelenmesi" isimli tez çalışmasında fotoğraflarımın kullanılmasına izin veriyorum.

Özge ONURSAL KILINÇ

EK 3 MOTOR FONKSİYON DEĞERLENDİRME ÖLÇEĞİ

BAŞLAMA POZİSYONU	MAKSİMAL SKORU SAĞLAMAK İÇİN GEREKLİ DURUM VE EGZERSİZLER	1	2	3
1	SIRTÜSTÜ Başı düz eksendedir: başını düz eksende korur ve bir taraftan diğer tarafa tamamen çevirir.			
2	Başını kaldırır ve bu pozisyonda korur.			
3	Ayaklarını metten kaldırarak kalça ve dizlerini 90°den daha fazla fleksiyona getirir.			
4	Gözlemci tarafından alt ekstremitesi desteklenerek: desteklenen bacağa ait ayağını plantar fleksiyon pozisyonundan 90° dorsi fleksiyon pozisyonuna getirir.			
5	Bir elini metin üzerinden kaldırır ve karşı omzuna doğru hareket ettirir.			
6	Alt ekstremitesi hafif fleksiyondadır, patellası dışa dönüktür ve ayakları metin üzerindedir: lumbal spinası, pelvisi ve uyluğu aynı hizada ve ayağı hafif açık olacak şekilde pelvisi kaldırır.			
7	Yüzüstü yuvarlanır ve üst ekstremitelerini serbest bırakır.			
8	Üst ekstremitelerinin desteği olmadan met üzerinde oturur.			
9	MET ÜZERİNDE OTURMA Üst ekstremitelerinin desteği olmadan oturma pozisyonunu korur ve iki elini orta hatta birleştirir.			
10	Hastanın önüne tenis topu konur, üst ekstremitelerinin desteği olmadan, öne doğru uzanır, topa dokunur ve tekrar oturur.			
11	Üst ekstremitelerinin desteği olmadan ayağa kalkar.			
12	AYAKTA DURMA Üst ekstremitelerinin desteği olmadan, sandalyeye oturur, ayağı hafifçe açıktır.			
13	SANDALYEYE OTURMA Üst ekstremitelerinin yardımı olmadan veya sandalyeye doğru yaslanmadan oturma pozisyonunu, başını ve gövdesini düz olarak korur.			
14	SANDALYE VE/VEYA TEKERLEKLİ SANDALYEYE OTURMA Başı fleksiyondadır: başını tam fleksiyondan kaldırır ve bu pozisyonda korur; başı hareket sırasında ve sabitken düzdür.			
15	Önkolları masanın üzerindedir (dirsekler değil): iki elini aynı zamanda başının üzerine koyar; gövde baş düzdür.			
16	Masada kalem vardır: dirseği hareketin sonunda tam ekstansiyona gelecek şekilde tek eliyle kaleme uzanır.			
17	Masada 10 tane madeni para vardır: paraları başarılı bir şekilde toplar ve 10 madeni parayı tek elinde 20 sn tutar.			
18	Sabitlenmiş bir CD'nin ortasına bir parmağını yerleştirir: elinin yardımı olmadan bir parmağıyla diskin kenar çizgilerinin izini sürer.			
19	Masada kalem vardır: elinin yanındaki kalemi alır ve 1 cm yüksekliğinde 4 cm genişliğinde olan kutunun ilmik şeklinde halkalar çizer. (Şekil arkada)			
20	Bir kâğıt yaprağını tutar: başlangıçta 4'e katlanmış olan kâğıdı katlanma yerinden yırtar.			
21	Masada tenis topu vardır: topu tutar, elini çevirir ve topu yukarıya doğru kaldırır.			
22	Sabitlenmiş karenin ortasına bir parmağını yerleştirir: parmağını kaldırır ve başarılı bir şekilde çizgilere değdirmen diagramının (şeklin) 8 karesinin merkezine yerleştirir. (Şekil arkada)			
23	Kolları gövdesinin yanındadır: iki ön kolunu ve/veya elini aynı anda masaya yerleştirir.			
24	SANDALYEDE OTURMA Üst ekstremitelerinin desteği olmadan, ayağa kalkar, ayakları hafifçe açıktır.			
25	ÜST EKSTREMİTE BİR Destegin alınmasına izin verir ve ayakta durma pozisyonunu korur, ayakları hafifçe açıktır, baş, gövde ve ekstremiteler düz pozisyonundadır.			

	EKİPMANLA DESTEKLİ				
26		Üst ekstremitelerinin desteği olmadan, tek ayağını 10 sn kaldırır.			
27	AYAKTA DURMA	Yardımsız, kendi başına yardım azaltarak, yere tek eliyle dokunur ve tekrar ayağa kalkar.			
28	YARDIMSIZ AYAKTA DURMA	Her iki topuğunun üzerinde öne doğru 10 adım yürür.			
29		Düz bir çizgide öne doğru 10 adım yürür.			
30		10 m koşar.			
31		Tek ayak üzerinde: 10 kere tek ayağı üzerinde sıçrar.			
32		Üst ekstremitelerinin desteği olmadan, çömelir ve iki kere düzeliş hareketi tekrarlar.			

19)

	1
	2
	3

22)

PUANLAMA

0; Hareketi başlatamaz veya başlangıç pozisyonunu koruyamaz.

1; Egzersizi kısmen tamamlar.

2; Egzersizi kompensasyonlarla, yavaş veya gözle görülür şekilde beceriksizce yapar.

3; Egzersizi belirlenen standart paternde yapar.

EK 4 GÖVDE BOZUKLUK ÖLÇEĞİ

Bütün maddeler için başlangıç pozisyonu: kişi uyluk yere paralel olacak şekilde ayaklar yerle tam temas halinde, dizler 90° fleksiyonda sırt desteği olmadan eller ve ön kollar uyluklar üstünde destekli oturur. Tüm maddeleri 3 kez döner. En iyi performans kaydedilir. Gözlemci testler arasında uyarılar ve geri bildirimler verebilir, uyarılar sözel veya görsel verilir.

MADDE NO	GÖREV TANIMI	PUANLAMA	PUAN	DİPNOT	1	2
	STATİK OTURMA DENGESİ					
1	Başlama pozisyonunu 10 sn. koruyabilmesi	Düşer veya kol desteğine ihtiyaç duyar. 10 sn. pozisyonunu korur.	0 2	0 ise toplam puan 0'dır.		
2	Terapist hastanın dominant bacağına nondominant bacağının üzerine çaprazlar. Bu pozisyonu 10 sn. koruyabilmesi	Düşer veya kol desteğine ihtiyaç duyar. 10 sn. pozisyonunu korur.	0 2			
3	Hastanın dominant bacağı nondominant bacağının üzerine çaprazlanması	Düşer. Kol desteğine ihtiyaç duyar. Gövde 10 cm.'den fazla yer değiştirir veya kollardan yardım alır. Gövde ya da kolların kompensasyonu olmadan hareketi tamamlar.	0 1 2 3			
			7			
	DİNAMİK OTURMA DENGESİ					
1	Sandalyeye sağ dirsekle dokunma ve sonra başlangıç pozisyonuna geri dönmesi (görev yapıldı veya yapılmadı)	Sandalyeye uzanamaz düşer ya da kollarını kullanır. Yardımsız dokunur.	0 1	0 ise 2.-3. maddeler de 0'dır.		
2	1.maddedeki görevi tekrarlama(gövde hareketini değerlendir)	Normal gövde hareketi yok. Normal gövde hareketi varsa (sağ tarafı kısaltır, sol tarafı uzatır.)	0 1	0 ise 2.-3. maddeler de 0'dır.		
3	1.maddedeki görevi tekrarlama (kompansatuar stratejiler kullanılıyor veya kullanılmıyor)	Kompansasyonla yapar. (kol, kalça, diz, ayak bileği) Kompansasyon yapmaz.	0 1			
4	Sol dirsekle oturduğunuz sandalyeye dokunma ve sonra başlangıç pozisyonuna geri dönmesi (görev yapıldı veya yapılmadı)	Sandalyeye uzanamaz, düşer ya da kollarını kullanır. Yardımsız dokunur.	0 1	0 ise 5.-6.'da 0'dır.		
5	4.maddedeki görevi tekrarlanması (gövde hareketini değerlendir)	Normal gövde hareketi yok. Normal gövde hareketi var. (sol tarafı kısaltır, sağ tarafı uzatır)	0 1	0 ise 6.'da 0'dır.		
6	4. maddedeki görevi tekrarlama (kompansatuar stratejiler kullanılıyor mu)	Kompansasyonla yapar. (kol, kalça, diz, ayak) Kompansasyon yapmaz.	0 1			
7	Sağ kalçayı yukarı kaldırma ve sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi (gövde hareketini değerlendir)	Normal gövde hareketi yok Gövde hareketi normal (sağ tarafı kısaltıp sol tarafı uzatır)	0 1			

8	7. maddeyi tekrarlaması (kompanse eder-etmez)	Kompanse eder. (kol, kalça, diz, ayak) Kompanse etmez.	0 1			
9	Sol kalçayı yukarı kaldırma ve sonra başlangıç pozisyonuna dönmesi (gövde hareketini değerlendir)	Normal gövde hareketi yok. Gövde hareketi normal. (Sol tarafı kısaltıp sağ tarafı uzatır)	0 1			
10	9. maddeyi tekrarlaması (kompanse eder-etmez)	Kompanse eder (kol, kalça, diz, ayak) Kompanse etmez	0 1			
			10			
	KOORDİNASYON					
1	Omuz kuşağını 6 defa çevirmesi (her omuzu 3 defa öne doğru kaldır)	Sağ taraf hareket ettiremez. Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1 2			
2	1.maddeyi 6 sn. içinde tekrar et	Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1			
3	Kalça çevresini 6 defa çevir (her dizi 3 defa öne kaldır)	Sağ taraf 3 defa hareket etmedi. Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1 2	0 ise 4. Madde de 0'dır.		
4	3.maddeyi 6 sn. içinde tekrar et	Asimetrik rotasyon Simetrik rotasyon	0 1			
		Total gövde bozukluk ölçeği skoru	23			

EK.5 AYAK POSTÜR İNDEKSİ

	FAKTÖR	DÜZLEM	DEĞERLENDİRME	
			Sağ (-2) – (+2)	Sol (-2) – (+2)
Arka ayak	Talar baş palpasyonu	Transvers		
	Lateral malleol üzerindeki ve altındaki eğim	Frontal/Transvers		
	Kalkaneusun inversiyon/eversiyonu	Frontal		
Ön ayak	Talonaviküler eklem bölgesinde balonlaşma	Transverse		
	Medial longitudinal arkın yapısı	Sagittal		
	Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu	Transvers		
	TOPLAM			

9. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI: DOĞUM TARİHİ ve YERİ: UYRUK:	GÜLŞAH SÜTÇÜ 12.03.1992 NAZİLLİ T.C.
HALEN GÖREVİ: Araştırma Görevlisi YAZIŞMA ADRESİ: Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Samanpazarı 06100/Ankara TELEFON: 0312 3051576/183 E-MAIL: gulsahsutcu92@gmail.com	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2016-*	Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
2010-2014	Lisans	Pamukkale Üniversitesi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

* Yüksek lisans eğitimi devam ediyor.

3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
2016-*	Araştırma Görevlisi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Hacettepe Üniversitesi
2015-2016	Araştırma Görevlisi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Akdeniz Üniversitesi

* Araştırma görevlisi görevi devam ediyor.

4. ÇALIŞMA ALANLARI

ÇALIŞMA ALANI	ANAHTAR SÖZCÜKLER
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Fizyoterapi, Nörolojik Rehabilitasyon

5. BİLDİRİLER

1. **Sütçü G**, Ayvat E, Yalçın Aİ, Harput G, Kılınç M (2017). Kas hastalarında farklı yüksekliklerden ayağa kalkma aktivitesi sırasında ayak bileği kaslarının aktivasyon seviyelerinin incelenmesi: pilot çalışma. 1. Uluslararası Katılımlı Yürüyüş ve Denge Kongresi (Sözel Bildiri).
2. Ayvat F, Ayvat E, Onursal Ö, **Sütçü G**, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Identification of factors associated with physical activity levels in adult muscle diseases. European Congress of NeuroRehabilitation 2017 (Poster Bildiri-P080).
3. Onursal Ö, Ayvat E, **Sütçü G**, Ayvat F, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). The investigation of the relationship between position sense and postural control in ataxic patients. European Congress of NeuroRehabilitation 2017 (Poster Bildiri-P085).
4. Ayvat E, Ayvat F, Onursal Ö, **Sütçü G**, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Investigation of the effects of postural control training on disease severity and quality of life in ataxic individuals. European Congress of NeuroRehabilitation 2017 (Sözel Bildiri).
5. Ayvat E, Onursal Ö, Ayvat F, **Sütçü G**, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). The effect whole body vibration (WBV) on postural control in patients with ataxia- cross-over study. European Congress of NeuroRehabilitation 2017 (Sözel Bildiri).
6. Yıldırım SA, Ayvat E, Onursal Ö, Ayvat F, **Sütçü G**, Kılınç M (2017). Comparison of the effects of whole body vibration training and exercise training on treatment goals of cerebellar ataxia individuals. European Congress of NeuroRehabilitation 2017 (Sözel Bildiri).
7. **Sütçü G**, Ayvat E, Ayvat F, Onursal Ö, Demirci C, Doğan M, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Farklı nörolojik hasta gruplarında ağrı ve yorgunluğun günlük yaşam aktivitesi ve yaşam kalitesine etkisinin incelenmesi. Adnan Menderes Üniversitesi 1. Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi (Sözel Bildiri-S0207).
8. Ayvat F, Ayvat E, **Sütçü G**, Doğan M, Onursal Ö, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Multiple Skleroz hastalarında exergaming ve konvansiyonel egzersiz

yaklaşımlarının enerji harcaması ve yorgunluk açısından karşılaştırılması. Adnan Menderes Üniversitesi 1. Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi (Sözel Bildiri-S0295).

9. Onursal Ö, Ayvat E, **Sütçü G**, Ayvat F, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Ataksik Hastalarda Postüral Kontrol ile Pozisyon Hissi Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. 6. Ulusal Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi (Poster Bildiri-P038).
10. **Sütçü G**, Ayvat E, Onursal Ö, Ayvat F, Doğan M, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Farklı Nörolojik Hasta Gruplarında Düşmenin Günlük Yaşam Aktiviteleri ve Yaşam Kalitesine Etkisinin İncelenmesi. Uluslararası Kapanış Kongresi “Ergoterapi ve Rehabilitasyon” Kongresi (Poster Bildiri-P64).
11. Kılınç M, Ayvat E, Tunç Y, Onursal Ö, Avcu F, **Sütçü G**, Doğan M, Demirci C, Dünder P, Yıldırım SA (2017). Üst Ekstremitte Oyun Temelli Rehabilitasyon Sisteminde En Uygun Ekran Açısının Belirlenmesi. Uluslararası Kapanış Kongresi “Ergoterapi ve Rehabilitasyon” Kongresi, (Sözel Bildiri-S57).
12. Doğan M, Koçak M, Onursal Ö, **Sütçü G**, Ayvat F, Ayvat E, Ünver Ö, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). “Sürahiden Bardağa Su Doldurma” Aktivitesinde Üst Ekstremitte ve Gövde Kinematığının İncelenmesi. Uluslararası Kapanış Kongresi “Ergoterapi ve Rehabilitasyon” Kongresi (Sözel Bildiri- S56).
13. Ayvat E, Doğan M, **Sütçü G**, Ayvat F, Onursal Ö, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Parkinson Hastalığında Klinik Karar Verme Süreci: Bir Olgu Sunumu, Uluslararası Kapanış Kongresi “Ergoterapi ve Rehabilitasyon” Kongresi (Poster Bildiri- P53).
14. Doğan M, **Sütçü G**, Ayvat E, Ayvat F, Onursal Ö, Koçak M, Ünver Ö, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Farklı Fonksiyonel Aktivitelerde Omuz Ekleminin Kinematik Analizi” “Ergoterapi ve Rehabilitasyon” Kongresi (Poster Bildiri- P58)
15. Onursal Ö, Ayvat E, Ayvat F, **Sütçü G**, Doğan M, Kılınç M, Yıldırım SA (2017). Erişkin Kas Hastalarında Gövde Etkilenimi ile Aktivite Limitasyonu

ve El Becerileri Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. “Ergoterapi ve Rehabilitasyon” Kongresi (Poster Bildiri- P50).

