T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI

YÜRÜME ANALİZİNDE BACAK KASLARININ YÜZEYEL EMG İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Referans no: 10078723

Nurşen ADA

EDİRNE – 2015

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI

YÜRÜME ANALİZİNDE BACAK KASLARININ YÜZEYEL EMG İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Nurşen ADA

Destekleyen Kurum : TÜBAP

Tez No :TÜBAP-2013/156

EDİRNE – 2015

T.C.

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

O N A Y

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve Prof. Dr. Bülent Sabri CİGALI danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Nurşen ADA tarafından tez başlığı " Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeyel EMG ile Değerlendirilmesi" olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı **29/6/2015** tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **"Yüksek Lisans Tezi"** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP

JÜRİ BAŞKANI

Prof. Dr. Bülent Sabri CİGALI

ÜYE

Prof. Dr. FeridunVURAL

ÜYE

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın planlanması ve yapılması aşamalarında değerli fikirleriyle beni yönlendiren ve katkılarını esirgemeyen tez danışmanım Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI' ya, uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlanma olanağı bulduğum Anatomi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Necdet SÜT' e, meslektaşım araştırma görevlisi Uzm. Fzt. Menekşe KARAHAN' a, katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Ayrıca beni her zaman destekleyen ve hiçbir yardımı esirgemeyen, başta eşim ve sevgili kızlarıma ayrıca bugünlere gelmeme vesile olan anneme, babama, ablama ve abime şükran borçluyum.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ 1

GENEL BİLGİLER 3

KAS FİZYOLOJİSİ 3

İSKELET KASININ HÜCRESEL YAPISI 5

KASIN UYARILMA MEKANİZMASI 9

KASIN KASILMA SÜRECİ 10

KASILMA TİPLERİ 11

DİZ VE AYAK BİLEĞİ EKLEMLERİNİN KISA FONKSİYONEL ANATOMİSİ 12

M. TIBIALIS ANTERIOR VE M. GASTROCNEMIUS KASLARININ KISA FONKSİYONEL ANATOMİSİ 13

YÜRÜMENİN TANIMI VE YÜRÜME ANALİZİ 13

YÜRÜME ANALİZİNDE SIK KULLANILAN TERİMLER 16

YÜRÜME SİKLUSU EVRELERİ, KİNETİK VE KİNEMATİK ANALİZLERİ 17

VÜCUDUN İLERLETİLMESİ 25

NORMAL YÜRÜYÜŞÜN ÖZELLİKLERİ 26

ELEKTROMİYOGRAFİ VE YÜZEYEL ELEKTROMİYOGRAFİ 29

YÜZEYEL VE İĞNE ELEKTROTLARININ AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI 31

YEMG' DE ELEKTROTLARIN YERLEŞTİRİLMESİ 33

EMG SİNYALLERİ VE ETKİ EDEN FAKTÖRLER 33

YEMG NORMALİZASYON İŞLEMİ 37
GEREÇ VE YÖNTEMLER 39
GEREÇLER 41
YÖNTEMLER 43
BULGULAR 47
TARTIŞMA 58
SONUÇLAR 69
ÖZET 72
ABSTRACT 75
KAYNAKÇA 77
ŞEKİLLER LİSTESİ 83
TABLOLAR LİSTESİ 85
ÖZGEÇMİŞ 86
EKLER

SİMGE VE KISALTMALAR

Art : Articulatio

Artt : Articulationes

DAM : Destek Alanı Merkezi

EMG : Elektromiyografi

m : musculus

SENIAM : Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

VAM : Vücut Ağırlık Merkezi

VKİ : Vücut Kitle İndeksi

YEMG : Yüzeyel elektromiyografi

YTK : Yer Tepkime Kuvveti

YTKV : Yer Tepkime Kuvveti Vektörü

GİRİŞ VE AMAÇ

Tezin temel amacı, yürüme analizi sırasında genç erişkinlerde ayak bileği ekleminin hareketine katkı sağlayan *m. tibialis anterior* ve *m. gastrocnemius'* un medial başına ait EMG sinyallerini YEMG (yüzeyel elektromiyografi) cihazı ile kaydetmek ve yürümenin fazlarında bu kasların aktivasyonlarını değerlendirmek, fazlar arasında ve sağ-sol bacak arasında farklılık olup olmadığını test etmektir. Aynı zamanda araştırmamızda yürüme analizi parametreleri (*spatio-temporal* parametreler) ve ortalama kuvvet eğrisi analizleri (yer tepkimesi kuvvet değerleri) de incelenmiş ve ulusal ve uluslararası literatürlerle karşılaştırılmıştır.

Araştırmamız yürüme mekanizmasının daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır. Özellikle yüzeyel EMG çalışmaları non-invazif olduğundan kullanılabilirliğinin çeşitli yöntemler ile test edilmesi bu yönteme olan güvenilirliği artıracaktır. Yürüme sırasında gözlenen normal dışı bir eğilimin sayısal verilerle belirlenebilmesi için, öncelikle normal yürüyüş parametrelerinin tanımlanması gerekmektedir (1).

Gelecekte yürüme analizinin, klinik kullanımının yaygınlaşacağı tahmin edilmektedir. Bu gelişim, veri toplama sistemlerinin daha pratik hale getirilmesiyle, elde edilen kinetik ve kinematik verilerin işlenmesi için bilgisayar sistemlerinin geliştirilmesiyle, internet ortamında hareket analiz laboratuvarlarının ortak çalışmasıyla ve standart ölçüm yöntemlerinin belirlenmesiyle olacaktır (1).

Araştırmamızda; yürüme patolojilerine yol açan çeşitli ortopedik, travmatolojik ve nöromusküler bozuklukların teşhis ve tedavi sürecinin kontrolünde yol gösterici olabilmek ve bundan sonra yapılacak olan bilimsel çalışmalara katkı sağlayabilmek amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

KAS FİZYOLOJİSİ

Kaslar hareket açığa çıkarma, ısı üretimi ve postürün sağlanmasında görev alırlar. Kasların kontraktilite (kasılabilme), eksitabilite (uyarılabilme), estensibilite (uzayabilme, gerilebilme), elastisite (normal boyuna dönebilme) özellikleri vardır (2).

Kas Tipleri

Kaslar; düz kaslar, kalp kasları ve iskelet kasları (çizgili kaslar) olmak üzere 3' e ayrılırlar (2,3,4,5).

Tablo 1. Kas tipleri ve özellikleri (2)

KAS TİPİ	BULUNDUĞU YER	KASILMA ŞEKLİ	LİF TİPİ	ÇİZGİLENME ŞEKLİ	GÖREVİ
İskelet	İskelete yapışan kaslar	İstemli	Uzun silindirik	Belirgin enine çizgilenme	➢ İskeletin hareketi ➢ Postürün sağlanması ➢ Isı üretimi
Düz	➢ Sindirim, solunum, üreme ve üriner sistemin içi boş organlarının duvarları ➢ Kan damarları	İstemsiz	İğcik şeklinde	Çizgilenme yok	➢ İç organlarda ve damarlarda harekete yol açar.
Kalp	Kalp	İstemsiz	Kısa dallanmış	Çizgilenmiş	➢ Kalbin kan pompalamasını sağlar.

İskelet Kasları (Çizgili Kaslar)

İstemli çalışırlar. Hızlı kasılır, gevşer ve çabuk yorulurlar. Somatik sinir sistemi tarafından innerve edilirler. İskelete tutunurlar. Mikroskopta enine çizgilenme gösterirler.Vücut ağırlığının yaklaşık olarak %40' ını oluştururlar (2,3,4,5).

Kas Tonusu

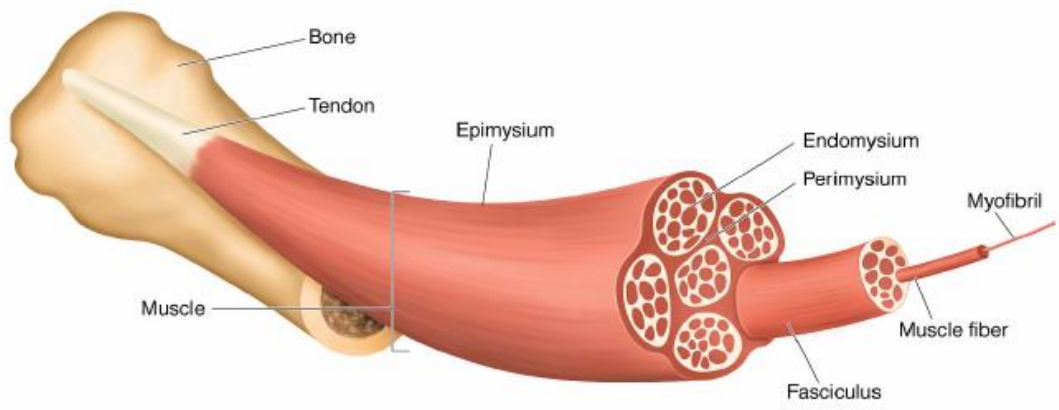
Kasın kasılması ile oluşan gerilimdir. Kaslar dinlenme halindeyken de kısmen kasılıdırlar. Bu hafif tonus, kası kasılmaya hazır tutmak içindir (2).

İSKELET KASININ HÜCRESEL YAPISI

Kas hücresi kimyasal yapısının % 75' i su, % 20' si protein ve geriye kalan % 5' i inorganik tuzlardan oluşur (5).

Kas hücresi kas lifi olarak adlandırılır. Kas hücreleri genellikle uzun, silindirik ve birden fazla çekirdeklidir. Kas hücrelerinin uzunluğu

ortalama 3 cm olup boyları 30 cm ile 0.1 cm arasında değişebilir (2).



Şekil 1. İskelet kasının yapısı (2)

Kas lifleri miyofibril adı verilen daha küçük liflerden oluşur. Miyofibriller ise miyofilament' lerden oluşur. Miyofilamentler ince ve kalın uzantılardır. Myofilamentler kasılabilen proteinler olan Aktin, Myozin, Tropomiyozin ve Troponinden (Troponin I, Troponin T, Troponin C) oluşur (2,5).

Kasın Çizgili Görünümü

Kas hücresinin farklı kısımlarının ışığı geçirme dereceleri farklı olup bu da kas hücresinin mikroskop altında çizgili görünümüne yol açar. Bu çizgiler harflerle adlandırılır (2).

I Bandı

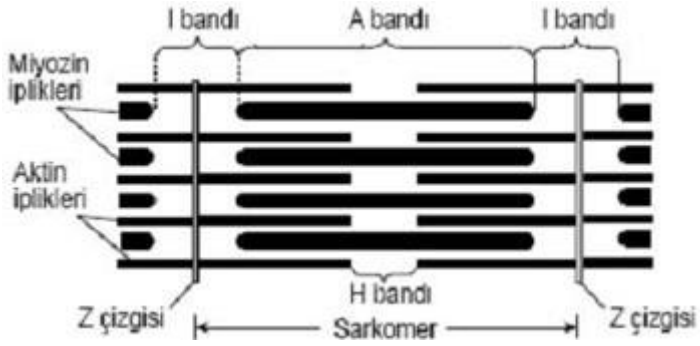
I bandı açık renkli olup, ince filamentler olan aktin, troponin ve tropomiyozin' den oluşur (2).

A Bandı

A bandı mikroskop altında daha koyu görünür ve kalın filamentler olan miyozinlerden oluşur (2).

H Bandı

A bandının ortasında yer alır (2).



Şekil 2. Myofilamentler ve kas lifinin çizgili görünümü (6)

Z Çizgisi

Z çizgisi I bandını ortadan ikiye böler (2).

M Çizgisi

M çizgisi ise A bandını ortadan ikiye böler (2).

Sarkomer

İki Z çizgisi arasında kalan en küçük kasılma birimine 'sarkomer' adı verilir (2).

Kalın Filamentler (Myozin)

Myozin kompleks bir protein olup aktin bağlar. İki başı bir uzun kuyruğu vardır. Başın biri aktin ile bağlanırken diğeri ATP' yi hidrolize eder (2).

İnce Filamentler (Aktin, Tropomyozin, Troponin)

Aktin molekülü, uzun ve çift sarmallı iki glogüler aktin zincirinden oluşur. Bu iki zincirin arasında bulunan uzun filamentlere 'Tropomyozin molekülleri' adı verilir. Tropomyozin molekülleri arasına belirli aralıklarla yerleşmiş olan küçük globüler yapılara ise 'Troponin molekülleri' adı verilir (2).

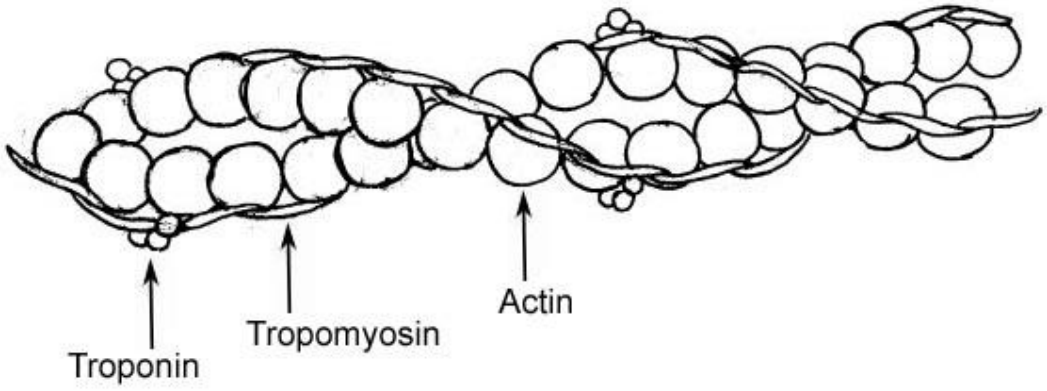
Bir ince filament 300-400 adet aktin molekülü ve 40-60 adet tropomyozin molekülünden oluşur (2).

Troponin molekülünün 3 çeşidi vardır.

Troponin T; troponini tropomyozine bağlar.

Troponin I; aktin ile myozinin etkileşimini inhibe eder.

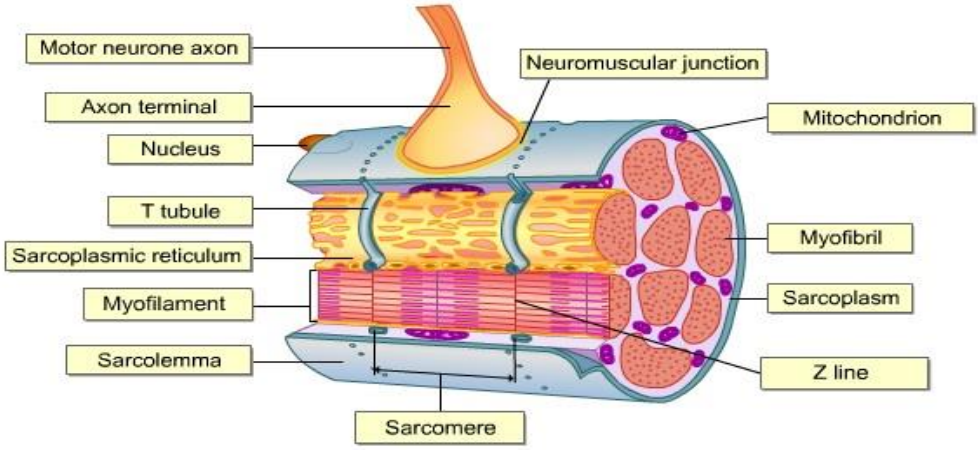
Troponin C; Ca bağlayarak kasılmayı başlatır (2).



Şekil 3. İnce filamentler (7)

Sarkotübüler Sistem

Kas lifinin çevresi vezikül ve tübülleri andıran membranöz yapılardan oluşur. Bu yapılara genel olarak 'sarkotübüler sistem' adı verilir. Tübüller; 'transver tüpler' (T Tüpleri), veziküller ise 'sarkoplazmik retikulum' olarak adlandırılır. Sarkoplazmik retikulum kas kasılması sırasında Ca^{+2} iyonunun depolanıp salınmasında rol oynar (2).



Şekil 4. Sarkolemma (8)

Kas hücre zarına 'sarkolemma' adı verilir. Transvers tübüller kas lifine gelen uyarılar olan aksiyon potansiyelinin tüm myofibrillere iletiminden sorumludur (2).

Kas lifinin üzerini 'endomisyum' sarar. Kas lifleri biraraya gelerek kas fasiküllerini oluşturur. Kas fasiküllerinin üzerini 'perimisyum' sarar. Kas fasikülleri ise bir araya gelerek kası oluşturur. Tüm kası 'epimisyum' adı verilen konnektif doku katmanı sarar ki bu katman 'fasya' olarak da bilinir (2,5).

Motor Ünite

Bir motor nöron ve onun innerve ettiği kas liflerinden oluşan yapıya 'motor ünite' adı verilir. Bir motor ünitede ortalama 100-150 adet kas lifi bulunur (9).

KASIN UYARILMA MEKANİZMASI

Kasa gelen aksonun miyelin kılıfı olmayıp terminal dallara ayrılır. Terminal dallarda bulunan veziküller içerisinde nörotransmitter maddeler olan asetilkolin bulunur. Kas hücre zarının kalınlaşmış kısımlarına 'motor son plak' adı verilir. Motor son plaklara aksonun terminal dalları yerleşir. Bu sinir ve plak birleşimine 'kas-sinir kavşağı' adı verilir (2,3,10).

Motor sinirin ucuna gelen uyarı sinir hücresinin kalsiyuma geçirgenliğini arttırarak hücre içerisine geçişini sağlar. Sinir hücresine geçen kalsiyum veziküllerden sinir-kas bağlantısında ki boşluğa asetilkolinin geçmesini sağlar. Bu boşluğa geçen asetilkolin motor son plakta ki asetilkolin reseptörüne bağlanır. Bu bağlanma sonucu zarın Na^+ ve K^+ geçirgenliği değişir. Na^+ akışında eşik değer aşıldığında zarın depolarizasyonu -80 mV' tan +30 mV' a doğru yükselen aksiyon potansiyelinin açığa çıkmasına neden olur. Motor son plaktan başlayan aksiyon potansiyeli kas hücre zarı boyunca çift yönlü iletilerek kasın kasılma sürecini başlatır. Repolarizasyon evresi ile eski haline dönen kasta gevşeme açığa çıkar (2,3,10).

KASIN KASILMA SÜRECİ

Kayan Filamentler Teorisi

Kasın kasılması ince filamentlerin kalın filamentler arasında kaymasıyla açıklanır. Miyozin başında ATP az enzimi bulunur. Kasların kasılması için gerekli olan enerji ATP' nin ATPaz enzimi ile parçalanmasıyla açığa çıkartılır. Dinlenme esnasında aktin ile miyozin arasında herhangi bir bağ bulunmazken, kasa uyarı geldiğinde Ca^{+2} sarkoplazmik retikulumda serbest bırakılır. Serbest bırakılan Ca^{+2}, Troponin C ile birleşerek aktin üzerindeki troponin-tropomiyozin kompleksinin kapattığı etkin noktaların açılmasını sağlar. Aktin, miyozine bağlanarak akto-miyozin çapraz köprülerini oluşturur (2,5).

Gevşeme sürecinde hücre içinde ki Ca^{+2} aktif transport ile sarkoplazmik retikuluma geri pompalanır. Ca^{+2} , sarkoplazmik retikulumdan terminal sisternalara difüze olarak bir sonraki aksiyon potansiyeline kadar orada depolanır. Etkin noktalar kapanır, akto-miyozin köprüleri çözülür ve kas gevşer (2,5).

İstemli Kas Kasılmasının Oluşması

İstemli hareket sinyalleri motor kortekste oluşur. Oluşan sinyaller bazal ganlionlar ve serebellumda şekillenerek zamansal ve uzaysal kesinlik kazanır. Şekillenen sinyaller motor kortekse geri döner. Motor kortekste hareket planı son halini alır ve spinal nöronlara oradan da iskelet kasına ulaştırılır. Hareketin düzenlenmesi gerekiyorsa kas reseptörlerinden feedback cevaplar beyne ulaştırılır (2).

Kas Kasılmalarının Kontrolü

Kas kasılmasının kontrolü kas reseptörleri olan kas iğcikleri ve golgi tendon organı aracılığı ile düzenlenir. Kas iğcikleri kas lifleri arasında bulunur ve kasın boyu ve boyundaki değişme hızı hakkında sinir sistemine bilgi gönderirler. Kasın kasılmasını aktive ederler. Golgi tendon organı ise kas tendonu arasına yerleşmiş olup kasın gerimi ve gerimdeki hız değişimi hakkında sinir sistemine ileti gönderir ve kasın çalışmasını inhibe ederek aşırı kas kasılmasını engeller (2).

KASILMA TİPLERİ

Kasılma tipleri izometrik, izotonik ve izokinetik olmak üzere 3' e ayrılır (3).

İzometrik Kasılma

Statik bir kasılma tipidir. Kasın boyu sabitken tonusu ve gerilimi artar ve bu şekilde kuvvet oluşturulur. Dış kuvvetler ile kasta oluşan kuvvet birbirine eşittir (2,3,5,10,11). Bu kasılma tipi eklemin sabitlenmesinde de rol oynar (12).

İzotonik Kasılma

Dinamik bir kasılma tipidir. Kasılmalar kasın boyunda uzama yada kısalma meydana getirir. Kasın boyunda uzama meydana geliyorsa **'eksentrik kasılma'**, kasın boyunda kısalma meydana geliyorsa **'konsantrik kasılma'** olarak adlandırılır. Eksentrik kasılma sırasında dış kuvvetler kasta oluşan kuvvetten büyüktür, kasın boyu uzar ve A bantlarının uzunluğu artarken kuvvet üretilir. Bu tip kasılma ile frenleme ve şok emilimi sağlanır. Tüm frenleyici ve şok emici kaslar bu tipte kasılırlar. Konsantrik kasılma da ise dış kuvvetler kasta oluşan kuvvetten küçüktür. İnce aktin miyofilamentleri, miyozin filamentlerine doğru kayar ve A bandının içine doğru hareket eder. Konsantrik kasılma ile hızlanma sağlanır (2,3,5,10,11,12).

İzokinetik Kasılma

Dinamik bir kasılma tipidir. Gerilim kasta tüm hareket açıları boyunca maksimum şekilde açığa çıkar. Kasılma hızı sabit fakat tonus ve kas boyu değişkendir. Bu kasılma tipi özel ekipman gerektirir. Belirlenen eklem açılarında kasın maksimum güç altında çalışmasıdır (2,3,10).

DİZ VE AYAK BİLEĞİ EKLEMLERİNİN KISA FONKSİYONEL ANATOMİSİ

Diz Eklemi (Art. genus)

Femur alt ucu, tibia üst ucu ve patella arasında oluşmuş, vücudun en büyük ve hareket açıklığı en geniş olan eklemidir. Bu eklemde diz fleksiyonu, ekstansiyonu ve rotasyonu açığa çıkar. Tibia ve fibula arasında ise üç eklem mevcuttur. Üst tibiofibular eklem, alt tibiofibular eklem ve *membrana interossea cruris*. Tibia ve fibula kemiklerini bağların birbirine sıkıca bağlaması nedeniyle, bu eklemlerde sadece öne ve arkaya çok sınırlı kayma hareketleri açığa çıkar (12,13).

Ayak Bileği Eklemi (*Art. talocruralis*) ve Ayaktaki Diğer Eklemler (*Artt. pedis*)

Ayak eklemlerinin en büyük ve en hareketli olanı *art. talocruralis*' tir. Tibia ve fibulanın distal uçları ile talusun üst kısmı arasında oluşur. Bu eklemin ekseni üzerinde ayak bileğinde dorsi fleksiyon ve plantar fleksiyon gerçekleşir. Ayağın eklemleri *art. subtalaris (art. talocalcanea), art. talocalcaneonavicularis, art. calcaneocuboidea, art. cuneonavicularis, art. cuboideonavicularis, art. cuneocuboidea ve articulationes (artt.) intercuneiformes, artt. tarsometatarsales (Lisfranc eklemi), artt. intermetatarsales, artt. metatarsophalangea ve artt. interphalangeae pedis' dir. Art. talocalcaneonavicularis*' ten geçen eğik eksen üzerinde ayağın ön bölümü, eversiyon ve inversiyon hareketleri yapabilir (12,13).

M. TIBIALIS ANTERIOR VE M. GASTROCNEMIUS KASLARININ KISA FONKSİYONEL ANATOMİSİ

M. Tibialis Anterior

Başlangıç noktası; *condylus lateralis tibia,* tibia' nın lateral yüzünün üst yarısı ve *membrana interossea*' dır. Bitiş noktası; *os cuneiforme mediale* ve *os metatarsale I*' in basis' inin medial ve plantar yüzü. Siniri *n. peroneus profundus* olup ayağa dorsi fleksiyon ve inversiyon hareketi yaptırır. Ayrıca *m. tibialis posterior* kası ile birlikte ayak medial longitudinal kemerini askıya alır (13,14).

M. Gastrocnemius

M. gastrocnemius, m. triceps surae (esas baldır kitlesini yaratan üç başlı kas) adı altında *m. soleus* kası ile beraber değerlendirilmektedir. *M. gastrocnemius* kasının iki başı vardır ve *m. triceps surae'* nin yüzeyel kısmını oluşturur. *Caput laterale'* si *os femoris'* in *condylus lateralis'* inden, *caput mediale* ise *os femoris '* in *condylus medialis'* inden başlar. *M. soleus* kası ise *m. gastrocnemius'* un altında seyreder, tek başı vardır ve *m. triceps surae'* nin derin kısmını oluşturur. *M. soleus'* un tendonu, *m.gastrocnemius'* un tendonu ile birleşerek aşil tendonunu oluşturur ve kalkaneusun arka yüzünün orta kısmında *(tuber calcanei)* sonlanırlar. Her iki kasta *n. tibialis* tarafından uyarılır. *M. triceps surae, art. talocruralis'* te plantar fleksiyonun temel hareket ettirici ana kasıdır. *M. gastrocnemius* bacağa ayrıca fleksiyon hareketi de yaptırır (1,15).

YÜRÜMENİN TANIMI VE YÜRÜME ANALİZİ

Bir yerden bir yere hareket edebilmek amacıyla en az biri her zaman yer ile temas halinde olacak şekilde, destek ve ilerlemek için iki bacağın birlikte kullanılmasına yürüme denir (1,15).

Normal yürüme esnasında ağırlık merkezi; yer çekimi kuvvetine, kas kontraksiyonuna, eylemsizlik (atalet) momentlerine ve yürüme siklusunun çeşitli fazlarındaki bacaktaki eklem hareket açıklıklarının açısal değerine bağlı olarak yer değiştirir (15,16).

Biyomekanik olarak yürüyüş ağırlık merkezinin, destek yüzeyinin dışına taşması ve ekstremite hareketleri ile ağırlık merkezinin destek yüzeyi içinde tutulması çabasıdır (17).

Yürüme analizi; uzayda yer değiştirmek amacıyla ortaya konan hareketlerin mekanik prensipler doğrultusunda incelenmesi, sayısal olarak değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Yürüme analizi çalışmalarının tarihçesine baktığımızda ise bu alanda ilk amatör adımlar 1877 yılında atılmasına rağmen günümüz şeklini almasında 1950' li yıllarda Verne Inman ve Jacquelin Perry' nin çalışmaları rol oynamıştır (16,18,19).

Yürüme analizi ile kas ve iskelet sistemine ait sorunlar kaydedilebilmekte daha sonra yapılan tedavilerin etkinliğini gözlemlemek için yeni yapılan ölçümlerle nesnel olarak kıyaslanabilmektedir. Ayrıca yürüme analizi ile bilimsel araştırmalar yapmak, eğitim alanında kullanmak, yeni protez tasarımları geliştirmekte mümkündür (16,18,19).

Gelişmiş yürüme analizi laboratuvarlarında, hastanın yada bireyin yürüyüşü önce gözle ve video kayıtlarıyla incelenir daha sonra kişinin vücudundaki ilgili bölgelere bağlanan vericiler aracılığıyla hareket bilgileri bilgisayara aktarılır. Yere monte edilen kuvvet platformuna basan kişinin yer tepkimesi kuvveti de ölçülebilmekte ve bu şekilde ayak tabanındaki yük dağılımları da bilgisayara aktarılarak gözlemlenebilmektedir. Bunun yanında yürüme analizi laboratuvarlarında dinamik EMG ölçümleri ve enerji tüketimi ölçümleri de yapılabilmektedir (16,18,19).

Yürüme Analizi Çeşitleri

1. Gözleme dayalı analiz: Gözleme dayalı analizdir ayrıca kısa video çekimleri frontal ve sagittal düzlemde yapılır. Yürüme esnasında her ekleme ayrı ayrı bakmak gereklidir. Yürüme uzunluğu 8-10 metre olmalıdır. Hafif anomaliler gözden kaçabilir. Değerlendirme subjektiftir (1,16).

2. Kinetik analiz: Ağırlık merkezinin yer değiştirmesini sağlayarak hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmesidir. Bu kuvvetler iç kuvvetler ve dış kuvvetler olmak üzere 2' ye ayrılırlar. İç kuvvetler; kas kontraksiyonları sonucu oluşan kuvvetlerdir. Dış kuvvetler ise yer çekimi etkisiyle ortaya çıkan kuvvetlerdir (16).

Kinetik analizde ölçülebilen tek kuvvet vektörü yer tepkimesidir. Yer tepkimesi kuvvet vektörü, ayağın yere uyguladığı toplam kuvvetin basınca duyarlı plakalarla ölçülmesiyle kaydedilir (16).

3. Kinematik analiz: Sadece hareketin incelenmesine 'kinematik analiz' denir. Hareketi oluşturan kuvvetler incelenmez. Her üç düzlemde eklemlerin pozisyonu, açısı, hız ve ivmeleri sayısal olarak kaydedilir. Vücudun belirli noktalarına yerleştirilen işaret cihazlarından gelen sinyallerin bilgisayara aktarılmasıyla veriler oluşturulur (16).

4. Dinamik pedobarografik analiz: Ayakta durma ve yürüyüş esnasında yapılan ayak basınç değerlendirmesidir (16).

5. Dinamik elektromiyografik analiz: Seçilen belirli bir kasın yada kasların yürüme analizi esnasında elektromiyografik ölçümü yapılabilir. Bu şekilde yürüme siklusunun hangi fazında kasın aktif olduğu elektriksel aktivitesi gözlemlenerek tespit edilebilir. Elektriksel aktivite de kas gerilimi ile ilişkili olduğundan yaklaşık olarak kas kuvveti hakkında bilgi edinilebilir (16).

6. Yürüme analizi ile enerji tüketiminin hesaplanması: Yürümede hızlanma için 5 birim, frenleme ve şok absorbsiyonu için ise 8 birim enerji kullanılır. Oturma veya ayakta dik durmada 6,3 kilojul/dk enerji harcanırken yürümede bu değer 10,5 kilojul/dk dır. Çeşitli hastalıklar nedeniyle yürümenin etkilendiği durumlarda enerji sarfiyatında artış söz konusudur. Normal bir insan dakikada 110-115 adım atar. Adım sayısının artması yada azalmasının kinetik, kinematik ve elektromiyografik analizlerle enerji tüketimi üzerindeki ilişkisi incelenebilmektedir (16,20).

YÜRÜME ANALİZİNDE SIK KULLANILAN TERİMLER

Anatomik Pozisyon

İnsan anatomisinde bütün tanımlar anatomik pozisyona göre yapılır. Sağlıklı bir insanda anatomik pozisyon; ayakta dik duruş esnasında yüz karşıya bakarken, kolların yanlarda sarkık, avuç içlerinin öne baktığı, topukların birleşik, ayakların hafif açık ve ayak uçlarının öne baktığı pozisyondur (12,18,19,21,22).

Vücut Ağırlık Merkezi (VAM)

Anatomik pozisyonda duran bir kişide vücut ağırlık merkezi (VAM) lumbosakral bileşkenin önünde yer alır. İnsanın hareketleriyle VAM' ın yeri değişir. VAM yerçekiminin etkisiyle yere doğru inen ağırlık kuvvet vektörünü oluşturur (12,18,19,21,22).

Yer Tepkimesi Kuvveti (YTK)

Ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne karşı yerin oluşturduğu büyüklüğü aynı fakat yönü ters olan kuvvete yer tepkimesi kuvveti vektörü (YTKV) adı verilir. Yürürken yer tepkimesi kuvveti vektörü (YTKV) vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğü sürekli değişir (12,18,19,21,22).

Destek Alanı Merkezi (DAM)

Ayağın yere temas eden bölümünün orta noktasıdır. Yürüme esnasında sürekli olarak yer değiştirir. Ağırlık kuvveti vektörü destek alanı merkezi (DAM)' dan geçtiğinde, denge sağlanır. YTKV yürüme boyunca sürekli yer değiştirir. YTKV basan ayağın merkezinden geçtiği anda denge yeniden sağlanmış olur, gövde öne doğru ilerlerken bu vektör DAM dışına düştüğünde denge bozulur.

Dolayısıyla yürüme siklusu boyunca 4 kez denge sağlanır. Bunlar; çift destek fazı, basma fazı ortası, ikinci çift destek fazı ve salınım fazı ortasındadır. Bu fazlar dışındaki dönemlerde YTKV ile DAM aynı yere düşmediğinden, dengesizlik hali vardır (12,18,19,21,22).

Ayakta Basınç

Ayak tabanındaki basınç dağılımı, basınç değişikliğini ölçen platformlar sayesinde ölçülüp değerlendirilebilir. Her santimetre kareye düşen basınç N/m^2 (Pascal) cinsinden ölçülür. Ayakta dururken normal basınç 80-100 kilopascal, yürürken 200-500 kilopascal iken diabetik nöropati gibi patolojik durumlarda 1000-3000 kilopascal' a kadar çıkabilmektedir (18).

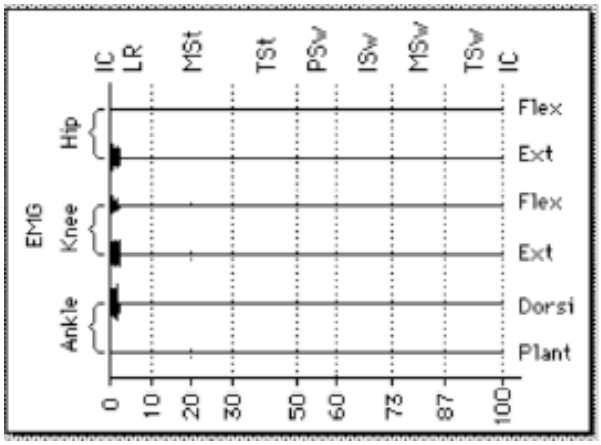
YÜRÜME SİKLUSU EVRELERİ, KİNETİK VE KİNEMATİK ANALİZLERİ

Bir ekstremitedeki topuğun yere değme anı ile aynı topuğun ikinci kez yere değmesi esnasındaki hareketler zincirine 'yürüme siklusu' adı verilir. Yürüme siklusu; basma fazı ve salınım fazından oluşur (12,18,19,20,21,22,23,24,25).

Basma Fazı Evreleri

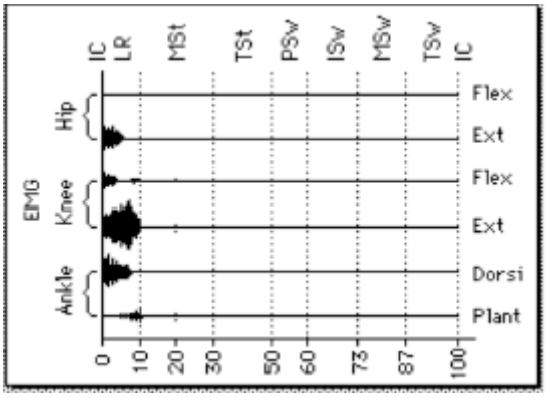
Basma fazı; topuk teması, ayağın tam teması, basma fazı ortası, topuk kalkışı ve parmak kalkışı evrelerinden oluşur (12,18,19,20,21,22,23,24,25).

1.Topuk teması (İlk temas): Yürüme siklusunun %0-2' lik kısmını oluşturur. Topuk temasında kalça 30˚ fleksiyonda, diz tam ekstansiyonda kimi kaynaklarda 5˚ fleksiyonda (23), ayak bileği nötral pozisyonda ve ayak supinasyondadır. VAM en alçak noktasında ve en yüksek hızındadır. YTKV kalça ve diz ekleminin önünden ayak bileği ekleminin arkasından geçer. YTKV kalçanın önünde olduğundan gluteus maksimus ve hamstringler kasılarak stabiliteyi sağlar ayrıca dorsi fleksörler yine kasılarak ayağı nötral pozisyonda tutarlar. Stabilizasyonunu sağlamak için kalça ekstansörleri ve abdüktörü, diz fleksör ve ekstansörleri, ayak bileği dorsi fleksörleri eksantrik olarak kasılırlar. Amaç öncelikli olarak kontrollü bir şekilde topuğu yere değdirmektir (12,18,19,20,21,22,23,24,25).



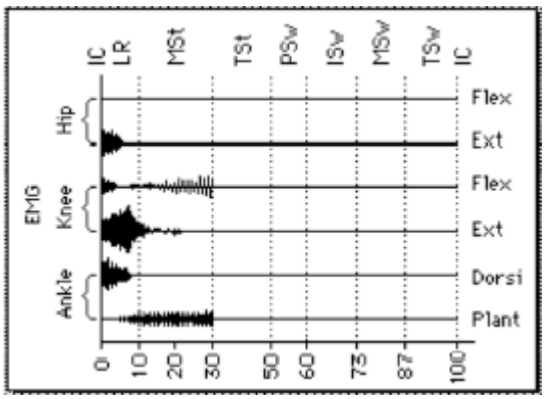
Şekil 5. Topuk teması (Initial contact: IC) fazında kas aktivasyonları (23)

2. Ayağın tam teması (Yüklenme yanıtı) : Yürüme siklusunun %2-10' luk kısmını oluşturur. Birinci çift destek fazıdır. Topuk vuruşuyla başlar diğer ayağın salınım fazına geçmesine kadar devam eder. Diğer ayak tamamıyla yerden kalkana dek gövde ağırlığı bu ayağa aktarılır. Ayağın tam temasında kalça fleksiyondan ekstansiyona ve diz 5°' lik fleksiyondan 20°' lik fleksiyona gelirken, ayak bileği 8° plantar fleksiyondadır. Bu fazın sonuna doğru ayak bileği 8°' lik dorsi fleksiyon yaparak tekrardan nötral pozisyona gelir. VAM yükselmeye başlar. YTKV, kalça ekleminin önünde, diz ve ayak bileği ekleminin arkasındadır. YTKV' nün oluşturduğu dış momentler kalçayı ve dizi fleksiyona ayak bileğini ise plantar fleksiyona zorlar. Bunu dengelemek için *Gluteus maksimus, Quadriceps femoris* ve ayak bileğinde de evrenin erken döneminde dorsi fleksörler, geç döneminde ise plantar fleksörler eksantrik kasılma yaparlar. Amaç; şok absorbsiyonu, ayağın tümünün yere indirilmesi ve gövde ağırlığının üstlenilmesidir. Bu evrenin sonunda YTKV en yüksek değerine ulaşır (12,18,19,20,21,22,23,24,25).



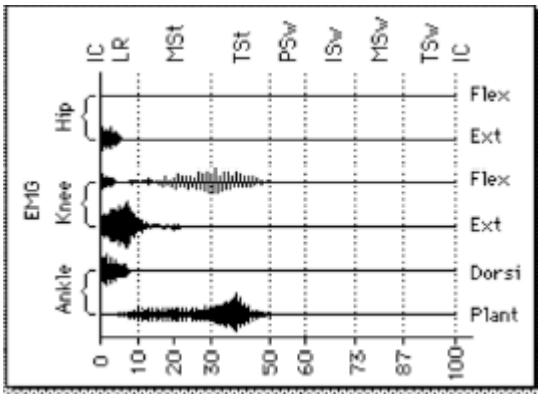
Şekil 6. Ayağın tam teması (Loading response: LR) fazında kas aktivasyonları (23)

3.Basma ortası:Yürüme siklusunun %10-%30' luk kısmını oluşturur. Tek basma döneminin başlangıcıdır. Vücut ağırlık merkezi sabit ayağın üzerindedir. Kalça ve diz ekstansiyonda ayak bileği 10˚ dorsi fleksiyonda iken diğer bacak salınım fazındadır. YTKV kalçanın tam ortasından geçtiği için kalça kaslarının çalışmasına gerek yoktur. YTKV dizin arkasından geçtiği için kuadriseps, ayak bileğinin önünden geçtiği için ise triseps surae kasları kasılır. YTKV'nin oluşturduğu giderek artan dorsifleksiyon momentine, *m.soleus* ve *m. gastrocnemius* kaslarının eksantrik kasılması ile karşı konulur. Ayak bileği dorsi fleksiyona gidişi engellemek için plantar fleksörlerde eksantrik kasılma olur. Bu plantar fleksör kasların etkinliği ayak bileğindeki dorsi fleksiyon oranını kontrol eder. Diğer ayak salınım fazında olduğu için pelvik düşme yere basan bacaktaki kalça abdüktörlerinin kasılması ile azaltılır. Amaç; yere sabit basan ayak üzerinde gövdeyi öne ilerletmektir (12,18,19,20,21,22,23,24,25).



Şekil 7. Basma ortası (Midstance: MSt) fazında kas aktivasyonları (23)

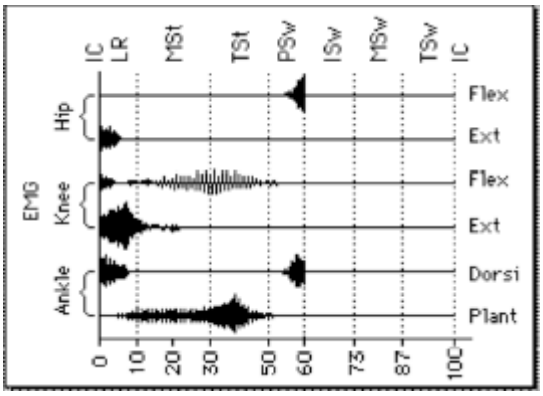
4. Topuk kalkışı (Basma sonu): Yürüme siklusunun %30-%50' lik kısmını oluşturur. Topuk yükselmesiyle başlar ve diğer ayakta topuk vuruşuyla sonlanır. Kalça 10˚ ekstansiyonda iken diz ekstansiyondan fleksiyona gelir. Ayak bileği bu fazın başında dorsi fleksiyona devam ederek 12˚' ye ulaşır. Bunun sebebi yeterli gastrokinemius-soleus hareketi açığa çıkartmaktır. Faz sonunda 10˚' lik plantar fleksiyon oluşur. Plantar fleksörler önce eksentrik sonra izometrik en sonda ise konsantrik olarak kasılırlar. Plantar fleksörlerin en aktif olduğu ve yoğunluklu olarak konsantrik kasıldığı bir evredir. Tek basma fazı sonudur. YTKV kalçanın arkasında, dizin ve ayak bileğinin önündedir. Amaç bacağın yer ile olan temasını kesmeye yöneliktir (18,19,20,21,22,23,25).



Şekil 8. Topuk kalkışı (Terminal stance: TS) fazında kas aktivasyonları (23)

5. Parmak kalkışı (Salınım öncesi): Yürüme siklusunun %50-60' lık kısmını oluşturur. Basma fazının bittiği ve salınım fazının başladığı dönemdir. Ekstremite üzerinden gövde ağırlığı kalkar. Ayrıca ikinci çift destek dönemini oluşturur. YTKV kalça ve diz ekleminin arkasından ayak bileği ekleminin ise önünden geçmektedir. Kalça ekstansiyonu, diz fleksiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonu artar. Plantar fleksiyon 30˚' ye çıkmıştır. Ayak bileği yürüme sırasındaki en yüksek dereceli plantar fleksiyonda olsa da ekstremiteye yüklenme olmadığı için plantar fleksörler etkin değildirler. Parmakların yer ile teması devam ederken YTKV dizin arkasından geçmektedir. Bu süreçte ayak bileğinde triseps kasları parmakların yer ile temasını kesilmesiyle birlikte kalçada iliopsoas kasları ayrıca adduktörler ve *m. rectus femoris* kasları çalışır. *Rectus femoris* kası dizdeki ekstansiyonu kısıtlayarak kalça fleksiyonuna yardım eder. Kalça fleksörleri ve ayak bileği plantar fleksörleri konsantrik, diz ekstansörü eksantrik olarak kasılır.

Topuğun yerden ayrılması ile parmakların yerden ayrılması arasındaki süreç (basma sonu ve salınım öncesi dönem) **'itme fazı'** olarak da adlandırılır. Amaç ayağı salınım fazına hazırlamaktır (18,19,20,21,22,23,25).



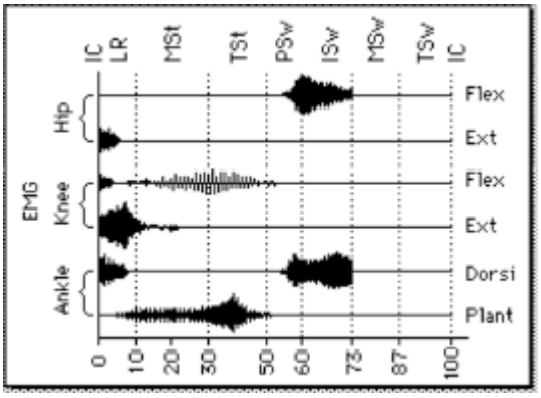
Şekil 9. Parmak kalkışı (Pre-swing: PSw) fazında kas aktivasyonları (23)

Salınım Fazı Ve Evreleri

Salınım fazı parmakların yerden ayrılmasıyla başlar ve topuğun yere değmesiyle sona erer. Salınım fazı; hızlanma, salınım ortası fazı ve salınım sonu olmak üzere 3 kısımda incelenir (22).

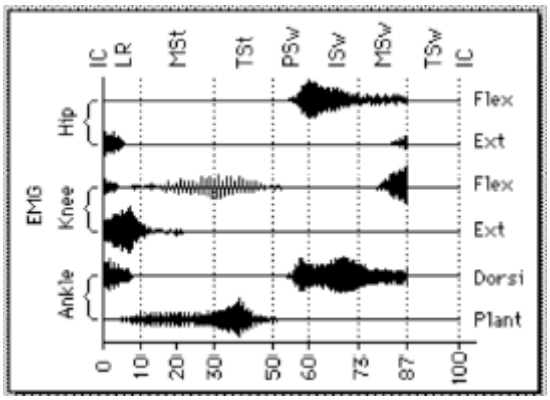
1. Hızlanma (Erken salınım): Yürüme siklusunun %60-73' lük kısmını oluşturur. Hızlanma fazı parmağın yerden kalkmasıyla havadaki bacağı hızlı bir şekilde öne iletme maksadıyla başlar. Kalça, diz fleksiyonu ve ayak bileği dorsi fleksiyonu artar. Bu fazın başlangıcında ayak plantar fleksiyonda olsa da hızlıca dorsi fleksiyona geçer. Diz fleksiyonu atalet etkisi ile oluşur (12,18,19,20,21,22,23,24,25).

Dorsi fleksör kaslar, salınım fazı ortasında ayağın yere takılmaması için kasılarak ayak ve ayak bileğini kaldırırlar. Başta 20º civarında olan plantar fleksiyon evrenin sonunda 5º ila 10º arasında bir değere düşer. Dizde ki 30º' lik fleksiyon ekstremitenin ilerletilmesi ve ayağın yere takılmaması amacıyla 60°' ye çıkar. Kalça 20°' lik fleksiyondadır. Kalça eklemi fleksörleri ve ayak bileği dorsi fleksörleri konsantrik, diz fleksör ve ekstansörleri eksantrik olarak kasılır. Amaç havadaki bacağı hızlı bir şekilde öne doğru ilerletmektir (12,18,19,20,21,22,23,24,25).



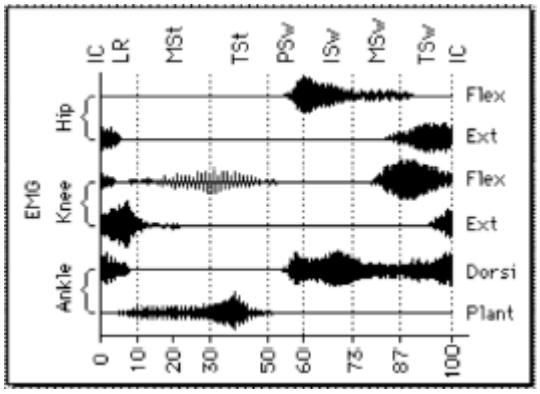
Şekil 10. Erken salınım (Initial swing: ISw) fazında kas aktivasyonları (23)

2. Salınım Ortası: Yürüme siklusunun %73-87' lik kısmını oluşturur. Ayağın havada iken ileriye doğru hızlanmasıyla faz başlar. Salınan bacak, basma fazındaki bacağın yanına gelerek önünden geçer. Kalça ve diz fleksiyonu ayrıca ayak bileği dorsi fleksiyonu artar. Fakat bazı kaynaklarda diz fleksiyon açısının yer çekimi etkisiyle azaldığı görüşü de hakimdir. Ayak bileği nötral pozisyona ulaşır. Bu fazda kalça ve diz fleksiyonu atalet etkisi ile yapılırken dorsi fleksörler aktif kasılırlar. Kalça fleksörleri ve ayak bileği eklemi dorsi fleksör kas grubu konsantrik olarak, diz fleksörleri eksantrik olarak kasılırlar. Amaç ayağın yere değmeden öne aktarılmasıdır (18,19,20,21,22,23,24,25).

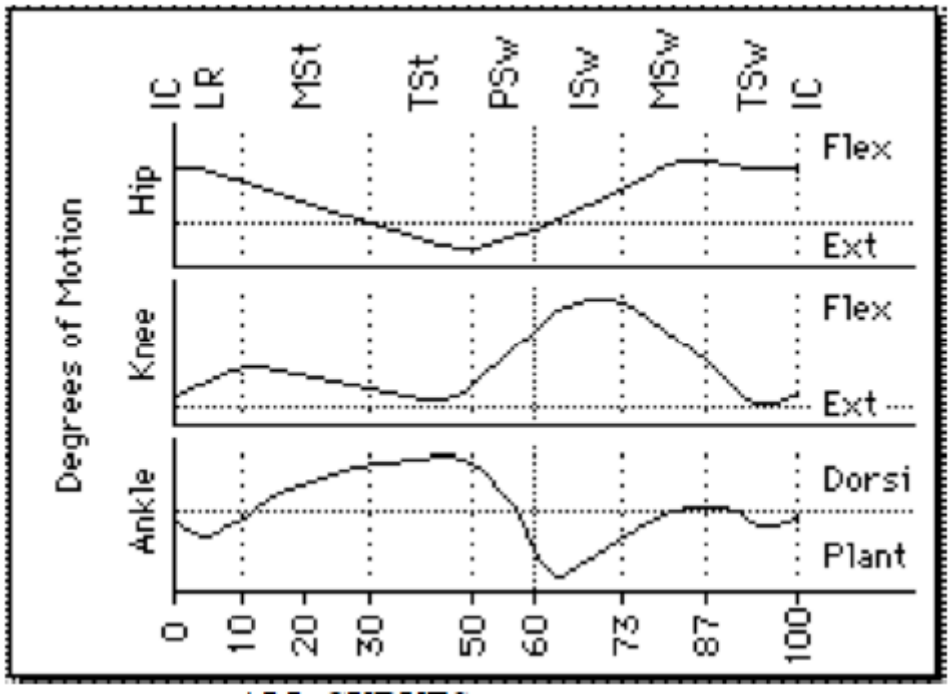


Şekil 11. Salınım ortası (Mid-swing: MSw) fazında kas aktivasyonları (23)

3. Salınım sonu: Yürüme siklusunun %87-100' lük kısmını oluşturur. Salınan bacağın basma fazındaki bacağın önüne geçmesiyle başlar ve ayağın yere değmesiyle sona erer. Kalça fleksiyonda, diz ekstansiyondadır. Ayak bileği ise nötral pozisyonunu korur. Ayak bileği dorsi fleksör kasları kasılmaya devam ederler. Ayak bileği dorsi fleksörleri konsantrik, diz fleksörleri eksantrik olarak kasılırlar. Amaç sadece salınan ayağın yere takılmaması değil, yere uygun temas ve topuk teması için uygun ayak pozisyonudur (12,18,19,20,21,22,23,24,25).



Şekil 12. Salınım sonu (Terminal swing: TSw) fazında kas aktivasyonları (23)



Şekil 13. Yürüme siklusu boyunca alt ekstremite eklem hareket açıklığı dereceleri (23)

Çift Destek Fazı Tanımı

Yürüme siklusunda her iki ekstremiteninde yerle temas halinde olduğu faz çift destek fazıdır. Çift destek fazı, bir ayağın geçiş hali ile parmak kalkışı ve diğer ayağın topuk teması ve ayağın yere tam teması arasında meydana gelir. Bu fazda gövde ağırlığı bir ekstremiteden diğerine aktarılır. Yürüme hızı artarsa çift destek fazı kısalır, salınım fazı ise uzar. Çift destek fazının olmaması halinde yürüme ve koşma eylemleri birbirinden ayrılır (21)

Tek Destek Fazı Tanımı

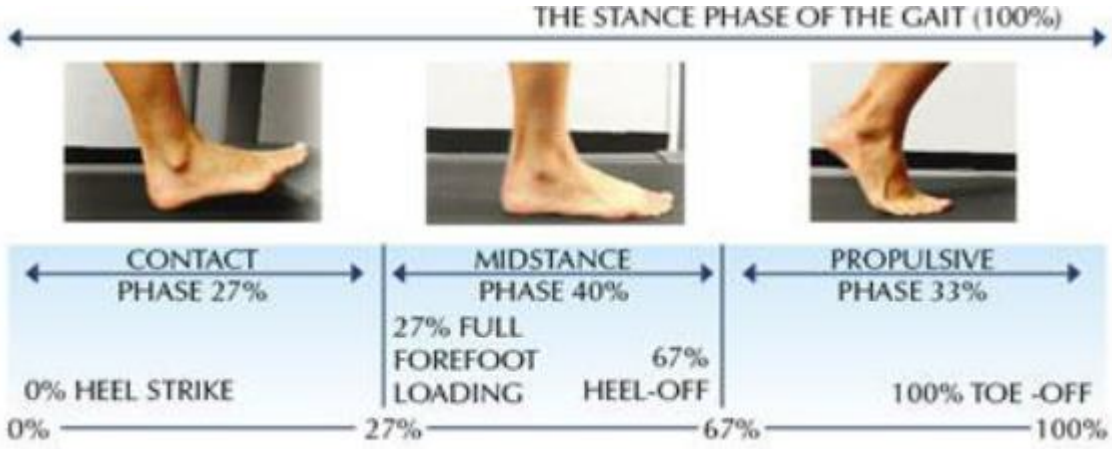
Tek ayağın yerle temasının olduğu fazdır. Bu esnada diğer ayak salınım fazındadır ve yer ile temas etmeye hazırlanır (21).

Tablo 2. Tek destek ve çift destek fazları (12)

Salınım Fazı %40	**Basma Fazı %60**		
Tek Destek Fazı	Çift Destek Fazı	Tek Destek Fazı	Çift Destek Fazı

Yürüme Siklusu Dağılımı

Basma fazı yürüme siklusunun %60' ını, salınım fazı %40' ını oluşturur (1,21,22,26,27). Tüm siklus boyunca çift destek fazında geçen süre siklusun %11' ini oluşturur. Kimi kaynaklarda ise basma fazı %62, salınım fazı ise %38 olarak kabul edilmiştir (19,28,29). Basma fazı ise; yükleme (temas), tekli basma (orta duruş) ve itme fazı olmak üzere üç bölüme ayrılmış olup %' lik dilimleri Şekil 14' te gösterilmiştir (22).



Şekil 14. Basma fazının %' lik dilimleri (22)

VÜCUDUN İLERLETİLMESİ

Vücudun ilerletilmesinde basma fazındaki ayağın dönme hareketleri önem arz eder (18).

Topukta Dönme (Heel Rocker)

Ayak yere değdiğinde topuk bir kaldıracın dayanak noktası gibi hareket ederek döner ve vücut ağırlığını öne doğru kaydırır. Ayak bileğinde oluşan pasif plantar fleksiyonu, dorsi fleksörler kasılarak kontrol altında tutar. Bu durum tibianında öne doğru hareketine yol açar. Tibia öne doğru ilerlediğinde kuadrisepste gerilerek femuru öne doğru çeker, diz fleksiyonu engellenir. Topuktaki dönmeyle birlikte yere basan ekstremitenin ilerlemesi sağlanır (18).

Ayak Bileğinde Dönme (Ankle Rocker)

Ayağın yer ile tam teması sağlanınca topuktaki dönme biter ve ayak bileğinde dönme başlar. Ayak yerde sabit dururken YTKV ayak bileğinin önünden geçerek ayakta pasif dorsi fleksiyon momenti açığa çıkarır. Ayak yerde sabit olduğu için tibia öne doğru gelir. Tibia' nın öne doğru bu hareketini kısıtlamak için plantar fleksörler eksantrik olarak kasılırlar (18).

Önayakta Dönme (Forefoot Rocker)

YTKV ön ayağa ulaştığında topuk yerden kalkar, ayak bileğindeki dönme biter ve önayakta dönme başlar. VAM destek alanı merkezinin önüne düştüğü için ilerleme hızlanır. Plantar fleksörler kasılarak güçlü bir itici kuvvet oluştururlar. Vücut ağırlığı uzun bir kaldıracın ucundaki pasif yük gibidir ve ancak diğer ayağın yere temasıyla durdurulabilir (18).

NORMAL YÜRÜYÜŞÜN ÖZELLİKLERİ

Ağırlık Merkezinin Kaydırılması

1. Ağırlık merkezinin yana doğru kaydırılması: Yürüme sırasında ağırlık merkezi hem iniş-çıkış hareketi yapar hem de gövdenin bir yanından diğer yanına 50 mm bir alanda yer değiştirir.Ağırlık merkezi sabit ayağın tarafındadır (21).

2. Ağırlık merkezinin dikey olarak kaydırılması: Yürüyüş esnasında ağırlık merkezi aşağı-yukarı yönde ve öne doğruda yer değiştirir. Ağırlık merkezi sabit ayak basma fazının ortasında iken en yüksek,çift destek fazında ise en alçak seviyesindedir. Ağırlık merkezinin dikey olarak kaydırılması da genellikle 50 mm' lik alanda gerçekleşirken nadiren yetişkin erkeklerde bu alanı bir miktar daha geçebilir (21).

Adım Ölçüleri

1.Adım genişliği: İki ayağın arasındaki mesafedir. Yetişkin bireylerde 5-10 cm arasında değişmekle birlikte ortalama 7-8 cm kabul edilir. Ölçümü topuk ortasından yada ayak bileği eklemi ortasından yapılır (21,25,27).

2. Adım uzunluğu: Yürüme esnasında bir ayağın topuğunun yere ilk değdiği nokta ile diğer ayağın topuğunun yere ilk değdiği noktalar arasındaki uzaklıktır (24,20,27).

3. Çift adım uzunluğu: Aynı ayağın art arda yaptığı topuk vuruşları arasındaki uzaklıktır. Ortalama 70-82 cm arasındadır (20,21,25,27).

4. Ayak açısı: Ayağın ortasından geçen çizgi ile gidilen yön arasındaki açıdır (21).

5.Tempo (kadans): Bir dakikalık zaman içerisinde atılan adım sayısıdır. Ortalama 90-110 adım arasında değişir (12,20,25,27).

6. Çift basma süresi: İki ayağın birlikte yere bastığı süredir. Koşma esnasında 0 değerindedir (24).

7. Tek basma süresi: Tek ayağın yere basma süresidir (27).

8. Hız

Hız = Çift adım uzunluğu*Dakikadaki adım sayısı' formülü ile hesaplanır.

2

Yavaş bir yürüyüşte dakikada takribi 70 adım atılırken hızlı bir yürüyüşte 130 adıma kadar çıkılabilir (21).

Tablo 3. Normal yürüyüşte ortalama değerler (21)

	Erkeklerde	Bayanlarda
Adım uzunluğu (cm)	79	66
Çift adım uzunluğu (cm)	158	132
Dakikadaki adım sayısı (adım/dk)	117 (60-132)	117 (60-132)
Hız (m/sn)	1.54	1.31
Adım genişliği (cm)	8.1	7.1
Ayak açısı	7	6

Başka bir kaynakta rahat yürüme sırasında erişkin bir bireyde hız; 80 m/dk, kadans; 113, çift adım uzunluğu ise 141 cm olarak belirtilmiştir (26).

Tablo 4. Murray ve ark.' nın temporo-spatial parametreler için referans değerleri (19)

Zamansal yürüyüş değişkenleri	Ortalama Değerler
Hız (m/dk)	90
Kadans (adım/dk)	117 (60-132)
Çift adım uzunluğu (m)	1.58
Basma	% 62
Salınım	% 38
Çift destek	% 24
Ayak açısı	7

Tablo 4.' te ise Murray ve arkadaşlarının temporo-spatial parametreler için oluşturdukları referans değerler verilmiştir.

Pelvis Rotasyonu

Normal yürüyüş sırasında horizontal düzlemde pelvis 4°' yi geçmeyecek şekilde öne-arkaya rotasyon yapar. Salınım yapan bacakta pelvis rotasyonu öne, sabit bacakta ise arkaya doğrudur (21).

Basma Fazı Sırasında Dizin Bükülmesi

Basma fazında topuğun yere değmesiyle beraber diz fleksiyonu oluşur. Bu fleksiyon açısı 20° oluncaya kadar devam eder. Dizde fleksiyon açığa çıkmasının nedeni ağırlık merkezinin dikey olarak yer değiştirmesini azaltmaya yöneliktir (21).

ELEKTROMİYOGRAFİ VE YÜZEYEL ELEKTROMİYOGRAFİ

Elektromiyografi (EMG), kas fibrillerinin membranlarında fizyolojik değişiklikler esnasında oluşan elektriksel değişiklikleri voltaj olarak kaydedip sinyallere dönüştüren deneysel bir yöntemdir (30,31). İki tip EMG vardır. Klinik (Diyagnostik) tip EMG ve kinezyolojik tip EMG. Klinik tip EMG çalışmaları nörologlar ve fiziyatristler tarafından motor ünite aksiyon potansiyeli süresi ve amplitüd ölçümleri için yapılır. Nöromusküler hastalıkların teşhisinde kullanılır. Kinezyolojik tip EMG literatürde hareket analizlerinde en çok kullanılan tip olup vücut bölümlerinin hareketiyle kas fonksiyonları arasındaki ilişkiyi inceler. Kinezyolojik elektromiyografi, kasın elektriksel aktivitesinin hem boyutunu, hem dezamanlama paternini diğer kaslarla ilişkili olarak gösterebilir. Çoğu araştırmada ise kasların ürettikleri kuvveti hesaplamak için kullanılır (32,33).

EMG' nin Faydaları

EMG' nin faydalarını şu şekilde sıralayabiliriz;

- EMG direkt olarak kas içini incelemeye izin verir.
- Kas performans ölçümünü sağlar.
- Ameliyat öncesi ve sonrası karar vermeye yardım eder.
- Tedavi ve egzersiz gidişatını belgeler.

- Hastaya kaslarını bulması ve eğitmesi için yardım eder.
- Spor aktivitelerinin geliştirilmesine yönelik analizlerde kullanılabilir.
- Ergonomik çalışmalarda kas yanıtını açığa çıkarır (34).

Yüzeyel elektromiyografi (YEMG), genel kas aktivitesi hakkında bilgi veren ağrısız, iğnesiz ve uygulama kolaylığı açısından da sık kullanılan bir yöntemdir. Yüzeyel elektromiyografi (YEMG) de sinyaller deri yüzeyinden non-invaziv olarak kaydedilir. YEMG için donanım ve yazılım olarak YEMG cihazı ile uyumlu bir bilgisayar ölçümler için zorunludur (30,31,35,36,37).

YEMG de iki elektrot, bir aktif motor ünite tarafından oluşturulan elektriksel değişiklikleri (aksiyon potansiyeli) ve kas fibrillerinin membran özelliklerini kaydeder. YEMG sinyalleri genel olarak kas kontraksiyonu esnasında aktif olan motor ünite aksiyon potansiyelinin düzenli olarak kayıt edilmesinden oluşur. Depolarizasyon ve repolarizasyon süreçlerinde oluşan kas fibrili zarındaki aksiyon potansiyellerine dayanır. Bu yönüyle YEMG; nöromusküler sistem hastalıklarının tespit edilmesinde, patolojik durumların saptanmasında yada nöromusküler sistem ile ilgili çeşitli çalışmalarda kullanılabilir (3,11). YEMG sinyal genliği düşük mV ile uV aralığında değişir (31).

Swinnen ve arkadaşları tarafından, yürüme esnasında sağlıklı kişilerde ölçülen gövde kaslarının EMG analizine dair kapsamlı literatür taramasında 33 makale ve 491 ölçüm incelenmiştir. Elektrotların tam yerleşimi hakkında görüş birliği sağlanamamıştır. Yine bu çalışmalarda yüzeyel elektrotların iğne elektrotlara göre daha fazla kullanıldığı tespit edilmiştir. Literatür taraması sonucunda elektrot türü ve seçilen elektrotlar için en uygun yerleşim yerleri hakkında tavsiyede bulunabilmek için daha fazla araştırmaya gereksinim olduğu belirlenmiştir (38).

YEMG uzun yıllar laboratuvar çalışmalarında kullanılmasına rağmen günümüzde elektrik-elektronik, bilgisayar, biyomedikal, kinezyoloji, spor tıbbı ve spor bilimleri gibi birçok alanda gerek tek başına gerekse görüntü analizi, kuvvet platformu, izokinetik dinamometre gibi cihazlardan elde edilen verileri destekleyici bir yöntem olarak kullanılmaktadır (10,39). YEMG; biofeedback, rahatlama, üriner inkontinans tedavisinde ve kasların eğitiminde de kullanılmaktadır (11).

SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), YEMG çalışmalarını geliştirmek için Avrupa komisyonu tarafından finanse edilerek

kurulmuştur. SENIAM, uluslararası işbirliğini geliştirmek ve YEMG için genel kabul görmüş standartlar oluşturmayı hedefler. SENIAM projesi YEMG kullanımı ve geliştirilmesi için 16 Avrupa ülkesi grubunu bir araya getirmiştir (40,41).

YÜZEYEL VE İĞNE ELEKTROTLARININ AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

Elektrotların amacı iyonik biyoelektronik akımı elektron akımına çevirerek EMG sinyalinin monitöre aktarımını sağlamaktır. Alüminyum ve altın gibi elementlerin çok kolay polarize olup yüksek elektrik potansiyelleri sergilemelerinden dolayı elektrotlarda gümüş ve gümüş-klorür maddeleri kullanılır (41,42).

Kasların miyo-elektrik aktivitelerini saptamak ve incelemek için yüzeyel ve iğne olmak üzere 2 tip elektrot kullanılır (3,26,29,32,37,39).

Yüzeyel Elektrotların Avantajları;

- Yüzeyel elektrotlar ile maksimum istemli kontraksiyon esnasında kastan gelen miyo-elektrik sinyalleri tespit etmek oldukça başarılı bir yöntemdir.
- Yüzeyel elektrotlar iğne elektrotlara göre daha kullanışlıdır. Bu elektrotlar deri yüzeyine yerleştirilir.
- YEMG' de yapılan ölçümlerin tekrarlanabilmesi daha kolaydır.
- Yüzeyel elektrotlarda acı söz konusu olmayıp uygulanması daha pratiktir.
- YEMG uygulaması, tıp uzmanı olmayı gerektirmez.
- YEMG' de kaydedilen sinyalin ortalama düzeyi, gerilim düzeyi ile doğru orantılıdır (3,26,29,32,37,39).

Yüzeyel Elektrotların Dezavantajları;

- Sadece yüzeyel kaslar için uygulanabilir.
- Yansesden etkilenme oranı yüksektir.
- Henüz standart bir elektrot yerleşimi kesin olarak literatürde tanımlanmamıştır (3,26,29,32,37,39).

İğne Elektrotların Avantajları;

- İğne elektrotlar ise deriye penetre edilerek, kas fibrillerinin özellikli bir kısmından EMG sinyallerinin duyarlı bir şekilde alınmasını sağlar.
- Tek bir kasın kasılma sinyallerini kaydeder, komşu kasların sinyallerinden etkilenmez.
- Derin kaslara ulaşabilir (3,26,29,32,37,39).

İğne Elektrotların Dezavantajları;

- Elektrotları yeniden yerleştirmek oldukça güçtür.
- Ölçülen bölge tüm kası temsil etmeyebilir.
- İğne elektrotlarda iğnenin kasın içindeki penetrasyon düzeyi kişiler arasında farklılık gösterebildiğinden yapılan ölçümler arası farklılıklarda gözlemlenmiştir.
- Bu uygulamayı ancak yukarıda belirtilen uzmanlık dallarındaki hekimler yapabilir (3,26,29,32,37,39).

EMG Amplifikatörleri

EMG sinyalleri elektrotlardan amplifikatörlere taşınır. Amplifikatörlerde sinyalin büyüklüğü yükseltilerek gürültü seviyesi azaltılır, bilgisayara aktarılır ve analize hazır hale getirilir (10,11,39).

YEMG' DE ELEKTROTLARIN YERLEŞTİRİLMESİ

SENIAM kriterlerine göre elektrotların çapı 10 mm' den daha küçük olmalı ve elektrotlar arası mesafenin 20 mm' den daha az veya eşit olması gerekmektedir (37,41).

Elektrotların yerleştirilmesi konusunda literatür taramalarında fikir birliği bulunmamaktadır. Farklı kişilerde elektrotlar mümkün mertebe aynı noktalar üzerine yerleştirilmelidir. Elektrotların bir motor nokta ve kasın bitiş noktası arasına veya iki motor nokta arasına bağlanması görüşü olduğu gibi motor nokta üzerinden maksimum sinyal potansiyeli alınacağı düşüncesiyle direkt motor nokta üzerine bağlanması fikride var olup bu fikir geniş kabul görmüştür. Elektrotlar kasın uzun çizgisi boyunca ve kas fibrilleri doğrultusunda yerleştirilmelidir. Elektrotlar arasındaki mesafe 1-2 cm olmalıdır. Referans elektrotu mümkün olabilen en uzak noktadaki kemik çıkıntı üzerine yerleştirilmelidir (39,43,44).

Rainoldi ve arkadaşları alt ekstremitedeki 13 adet yüzeyel kasta, en iyi YEMG sinyallerinin alınabileceği innervasyon alanlarını saptamak için 25 ve 34 yaş aralığında ki 10 sağlıklı erkek yetişkin bireyde çalışma yapmışlardır. Bu çalışma sonucunda elektrotların motor nokta ve kasın tendonu arasına uygulanması kanısına varmışlardır (45).

EMG SİNYALLERİ VE ETKİ EDEN FAKTÖRLER

YEMG sinyallerindeki yoğunluk ve büyüklük, motor ünite aksiyon potansiyellerine ve ateşleme frekanslarına bağlıdır (43).

Ham EMG Sinyali

YEMG sinyalleri kolay şekilde ölçülebilen biyoelektrik sinyallerindendir. Motor ünite aksiyon potansiyellerinin üst düşümünü gösteren henüz filtre edilmemiş sinyallere ise ham EMG sinyalleri denir. Ham EMG sinyalleri rastgele şekildedir. Bunun sebebi yararlanılabilen motor ünitlerin çapı ya da matriksi içinde, harekete yeniden katılan gerçek motor ünit grubunun sürekli değişmesidir. Ham YEMG sinyalleri sporcularda, -/+ 5000 mikro volt arasında seyreder (3,31,46).

Yeniden tekrarlamayan sinyaller yok edilerek yada en aza indirilerek EMG sinyalleri işlenir. Bu işlem hareketleri ortalayarak yada uygun bir genlik kazandırılarak yapılır. YEMG sinyallerinin spektrum frekans içerikleri 5-500 Hz arasında seyrederken, enerjinin baskın olduğu aralık ise 50 – 150 Hz arasında değişir (3,31,46).

YEMG sinyallerini etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler; nedensel faktörler, ara faktörler ve tespit edici faktörler olmak üzere 3' e ayrılmış olup Tablo 25' de gösterilmiştir. Nedensel faktörler, EMG sinyallerinde temel etkiye sahip faktörlerdir. Ara faktörler nedensel faktörlerin bir yada birkaçı tarafından etkilenir ve bunlarda tespit edici faktörleri etkiler (43).

Tablo 5. EMG sinyallerini etkileyen faktörler (43)

EMG SİNYALLERİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER		
NEDENSEL	**ARA FAKTÖRLER**	**TESPİT EDİCİ**
DIŞSAL Elektrot -Konfigürasyon -Motor Nokta -Kas Yüzeyi -Fibril Yerleşimi -Tendon	Differansiyel Elektrot Filtresi	Aktif MÜ Sayısı
İÇSEL Aktif Motor Ünite (MÜ) Sayısı MÜ Ateşleme Oranı Fibril Tipi Laktik Asit (pH) Kan Akımı Fibril Çapı Elektrod Fibril Yerleşimi Subkutanöz Doku Diğer Faktörler	Tespit Hacmi	MÜ Kasılma Gücü
	Süper pozisyon	Kas Fibril Etkileşimi
	Sinyalin Çapraz Girişimi	MÜ Ateşleme Oranı
	İletim Hızı	Tespit Edilen MÜ Sayısı
	Uzamsal Filtreleme	Motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) Genliği
		MÜAP Süresi
		MÜAP Şekli
		Yeniden Katılım Dengesi

EMG sinyallerinin doğruluğunu etkileyen en önemli faktörlerden biride sinyal/gürültü oranıdır. Gürültü YEMG sinyallerindeki istenmeyen elektriksel sinyal olarak tanımlanır. Gürültü kaynakları; ortamdaki elektronik cihazlardan, ortam gürültüsünden, hareket artefaktı olarak tanımlanan hareket sırasında kablo, amplifikatör veya elektrotların yerinden oynamasına bağlı olarak oluşabilir (46).

Genel olarak YEMG sinyali genlik ve frekansı şu faktörlerden etkilenir;

- Gürültü
- Elektrostatik alan; deri ile elektrot arası
- Elektrotların aktif kas ile olan mesafesi
- Adipoz doku ve deri kalınlığı
- Elektrot ve amplifikatör özellikleri
- Elektrot ve cilt arasındaki temas kalitesi, elektrotların yerleşimi ve yerleştirilen yüzeyin uygunluğu
- Kişinin yaşı, cinsiyeti
- Kontraksiyona katılan motor ünite sayısı, büyüklüğü, yapısı
- Yanses (cross-talk); ölçüm yapılmak istenen kasa komşu kas gruplarından gelen aksiyon potansiyelleri
- Kontraksiyon tipi gibi birçok faktörden etkilenir (3,10,11,31,36,37,46).

YEMG' de Hataya Sebep Olabilecek Faktörler

-Elektrotların göz kararıyla yada komşu kasları da içine alacak şekilde yapıştırılması.

-Elektrotların kasın motor noktasını içine alacak şekilde yapıştırılması.

Bazı iri kasların motor noktaları kasın tendon ve kenar kısımlarına yakın bölgededir. Elektrotların kasın en şişkin bölgesine yerleştirilerek, motor noktanın + ve - kutuplar arasında kalması engellenmelidir. Motor noktanın + ve - kutuplar arasında kalması durumunda, motor noktadan her iki elektrota doğru zıt işaretli potansiyeller yayılarak sinyal kuvvetinde azalmaya sebep olmaktadır.

-Elektrotların yapıştırılacağı yüzeyin pürüzlü olması ve yeterince temizlenmemiş olması yada temizlendikten sonra iyice kurulanmaması.

Deri yüzeyinin hazırlanmasındaki amaç elektrotların sabitlenmesi ve düşük deri empedansını sağlamaktır. Tüm metotlarda deri yüzeyi açık kırmızı renk alana kadar alkolle temizlenmeli ve uygun deri empedansı oluşturulmalıdır (30,34).

-YEMG cihazı ile elektrotlar arasındaki kabloların sabitlenmemesi hareket esnasında artefaktlara sebep olarak sinyalleri bozar.

-Toprak elektrotun kas üzerine yapıştırılması tüm YEMG kanallarına toprak elektrotunun bulunduğu bölgedeki aktivite sinyallerinin de karışmasını sağlayarak ölçümde büyük hatalara neden olur.

-Pozitif ve negatif elektrotlar arasında hava boşluğu bırakılmaması (30).

YEMG NORMALİZASYON İŞLEMİ

YEMG verilerinde normalizasyon işlemi bireyler arasındaki kassal aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak için sıkça başvurulan bir analiz yöntemidir. YEMG sinyallerinin anlamlı olabilmesi için bir referans noktası ile karşılaştırılması gerekir (36,47).

Elektrotlar tarafından tespit edilen YEMG sinyalinin voltaj potansiyeli kişiler arasında ve aynı kişinin aynı kasının ölçümlerinde birden fazla faktöre bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Aktif kas liflerindeki empedans değişiklikleri, elektrot kaynaklı bilinmeyen sebepler ve vb. nedenlerden dolayı YEMG sinyal genliği çoğu zaman kesin değildir. Bundan dolayı ölçümler arasında değişen YEMG sinyallerine normalizasyon işlemi uygulamak gerekli hale gelmektedir. Normalizasyon işleminde YEMG sinyalleri tüm ölçüm durumları için ortak olan bir ölçeğe dönüştürülür. Yani YEMG sinyalleri maksimal kas kontraksiyonları yada kuvvetin bilinen bir seviyesindeki submaksimal kas kontraksiyonlarıyla alakalıdır (11,31,35,48). Birçok normalizasyon yöntemi vardır. Bunlar; maksimum kontraksiyon boyunca maksimum aktivasyon seviyesi, araştırma boyunca gözlenen zirve veya ortalama aktivasyon seviyesine göre, submaksimal izometrik kontraksiyonlar boyunca aktivasyon seviyeleri, maksimum dalga genliği zirvesine göre yapılan normalizasyon işlemleridir (49).

Normalizasyon işlemlerinde en çok kullanılan yöntem MİK (Maksimal istemli kasılma)' yı referans olarak almaktır (10,49). Bu yöntem genellikle izometrik ve izokinetik kas kasılmalarında tercih edilirken dinamik kas hareketlerinde pik yada ortalama dinamik metod kullanılır. Yürüme analizi esnasında EMG ölçümlerinde en çok kullanılan yöntem pik

(tepe değer) dinamik metot dur. Pik dinamik metot da, aynı EMG ölçümünün pik değeri referans alınarak EMG aralıklara bölünerek işlenir. Aktivite boyunca kasın en aktif olduğu periyodu gösterir (34,48).

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu araştırma Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu onayı alınarak, Anatomi Anabilim Dalı Yürüme Analizi Laboratuvarında Şubat-Temmuz 2014 tarihleri arasında gerçekleştirildi.

Çalışmamıza, araştırmanın amacı ve yöntemi anlatılarak bilgilendirilen ve gönüllü olan çoğunluğunu Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi öğrencilerinin oluşturduğu 18–26 yaş grubunda 20 bayan birey katıldı. Katılımcılarımızın yaş ortalaması 20,45 idi. Katılımcılarımızın tümüne hangi ekstremitelerini baskın olarak kullandıkları sözlü olarak soruldu ve tümünün sağ ekstremitelerini baskın olarak kullandıkları tespit edildi.

Katılımcılarımızın herhangi bir fiziki ve ortopedik özrü, geçmişlerinde travma, operasyon, romatizmal hastalık öyküsü ve herhangi bir nörolojik bozukluklarının olmamasına dikkat edildi. Gönüllülerin yaş, boy ve kilo ortalamaları Tablo 5'de gösterilmiştir.

Gönüllülere izlenecek yöntem ve çalışma özellikleri ayrıntılı olarak anlatıldı, bilgilendirilmiş onam formlarını doldurmaları istendi. Tüm katılımcılarda vücut kütle indeksinin (VKİ) şişmanlık sınırının altında olmasına dikkat edildi (<30 kg/m^2). Her bir olgu için vücut kütle indeksi (VKİ), vücut ağırlığının (kg) boy uzunluğunun karesine (m^2) bölünmesiyle hesaplandı ve VKİ 18,5-25 arasında olan 20 katılımcı çalışmaya dahil edildi.

Katılımcı sayısının fazla seçilmediği durumlarda, katılımcılardan birkaçının kadın birkaçının erkek olması grup homojenliğini bozarak değişkenliği artırdığı için istatistiksel

problemlere yol açabilmektedir. Bu yüzden cilt yüzey uygunluğu da göz önünde bulundurularak araştırmamız için bayan bireyler tercih edildi.

Çalışmaya Alınma Kriterleri

- 18-26 yaş arasında bayanlar
- Vücut kitle indeksleri (VKİ) 18,5-25 arası olanlar

Çalışmadan Dışlama Kriterleri

- Nöromusküler hastalık hikayesi
- Alt ekstremiteye yönelik ortopedik cerrahi
- Kişinin yürümesine engel olacak herhangi bir durum tespiti



Şekil 15. T.Ü Anatomi ABD yürüme analizi laboratuvarı

GEREÇLER

Zebris FDM Duruş Ve Yürüme Analizi Sistemi ve Zebris Kas aktivitesi kaydı için EMG Bluetooth Ölçüm Sistemi

Yürüme analizi esnasında yürüme siklusunun fazlarındaki *m. tibialis anterior* kaslarının ve *m. gastrocnemius* kaslarının medial başındaki YEMG sinyal şiddetlerini ölçebilmek ayrıca yürüme analizi parametrelerini ve duruş fazında platforma yansıyan ortalama kuvvet değerlerini ölçebilmek için Anabilim Dalımızdaki "Hareket Analiz Laboratuvarı" nda bulunan Almanya menşeli 'Zebris FDM Duruş Ve Yürüme Analizi Sistemi ve Zebris Kas aktivitesi kaydı için EMG Bluetooth Ölçüm Sistemi' ni kullandık. Ölçüm sonuçlarını görüntülemek ve sayısal veriye dökmek için cihazla uyumlu olan "WinFDM" isimli yazılım sistemi programını kullandık.



Şekil 16. Zebris FDM sistem ikili kuvvet dağılımı ölçüm platformu



Şekil 17. Zebris kas aktivitesi kaydı için EMG bluetooth ölçüm cihazı

Ölçüm yaptığımız sistemleri oluşturan parçalar şunlardır;

- Zebris FDM sistem ikili kuvvet dağılımı ölçüm platformu
- Zebris kas aktivitesi kaydı için EMG bluetooth ölçüm cihazı
- WinFDM yazılım sistemi programı
- Ana üniteye bağlı windows işletim sistemine ve USB ara yüzüne sahip bir kişisel bilgisayar
- Her bir bireyde elektrotlardan yeterli sinyal şiddeti alınması durumunda 9 adet bipolar Ag/AgCL YEMG elektrotları
- 4 adet elektrot çıkış kablosu
- Renkli yazıcı
- Cilt temizlemede kullanılmak üzere alkol, pamuk
- Elektrotları ekstremitelere sıkıca sabitlemek için anti-alerjenik flaster

Zebris FDM duruş ve yürüme analizi sistemi; temel ölçüm sistemi 2 adet kuvvet dağılım platformu ve yazılım paketinden oluşur. Sistem windows işletim sistemine ve USB ara yüzüne sahip bir PC tarafından kontrol edilir. Kuvvet dağılım platformları birleştirilerek yürüme uzunluğu iki katına çıkarılır. Ölçme ve değerlendirme WinFDM yazılım sistemi programı kullanılarak bilgisayarda işlenir. Bu işlem için, zemin reaksiyon kuvvetleri ölçüm verileri, video kamera, EMG ve açı verileri senkronize değerlendirilir. Tüm ölçüm sonuçları yazıcı kullanılarak basılabilir.

Zebris Kas aktivitesi kaydı için EMG Bluetooth Ölçüm Sistemi; cilt yüzeyine uygulanan bipolar elektrotları vasıtasıyla sekiz kas grubuna kadar kas aksiyon potansiyellerini ölçebilen bir cihazdır. Zebris EMG Bluetooth cihazı bizimde araştırmamızda yaptığımız gibi Zebris FDM duruş ve yürüme analizi sistemine takviye oluşturabilir. PC' ye veri iletimi Bluetooth arayüzü ile kablosuz olarak gerçekleştirilir.

YÖNTEMLER

Yürüme Analizi Parametreleri, Ortalama Kuvvet Değerleri Ve Yürüme Esnasında *M. Tibialis Anterior* Kasları Ve *M. Gastrocnemius* Kaslarının Medial Başlarındaki YEMG Sinyal Şiddetleri Ölçüm Yöntemleri:

Araştırmamıza katılan gönüllülerimizden ölçüm öncesi elektrotların bağlanacağı yüzeyi tüyden arındırmaları istendi. Gönüllülerimizin ölçüm esnasında yürümelerini kısıtlamayacak, rahat hareket imkânı sağlayacak kıyafetler giymeleri sağlandı.

Elektrotların Yerleştirilmesi

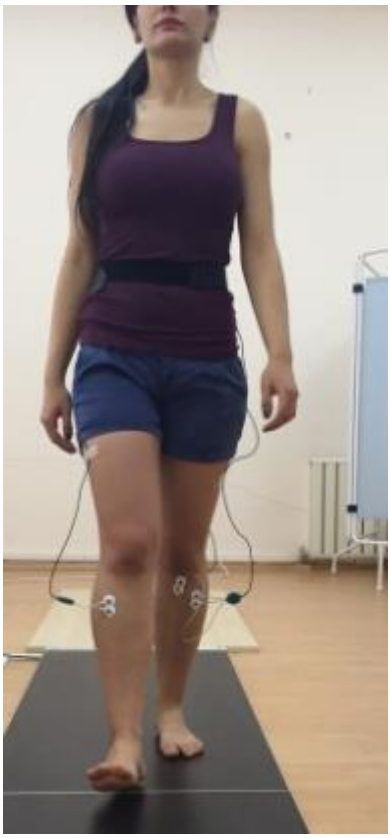
Zebris kas aktivitesi kaydı için EMG bluetooth ölçüm cihazı, ayarlı kemer ile katılımcının beline göre ayarlanarak sabitlendi. Dört adet elektrot kablosu cihaza takıldı. Elektrotların yapıştırılacağı kaslar olan her iki tibialis anterior ve gastrokinemius kasının medial başları alkollü pamuk ile silinerek temizlenip kurulandıktan ve hafif eritem elde edildikten sonra kaslara aktif kontraksiyon yaptırılarak en şişkin yerlerine yapıştırıldı.Tibialis anterior kasları için katılımcıdan aktif olarak ayakta topuklarının üzerinde yükselmesi (dorsi fleksiyon yapması) istenirken gastrokinemius kasları için ayakta aktif olarak parmak uçlarında yükselmesi (plantar fleksiyon yapması) istendi. Toprak elektrot kas aktivitesinden uzak ve hareketli olmayan *tuberositas tibia* üzerine yapıştırıldı. YEMG cihazı ile elektrotlar arasındaki kabloların hareket esnasında yerinden oynamaması için anti-alerjik flaster bantlarla sabitlendi.

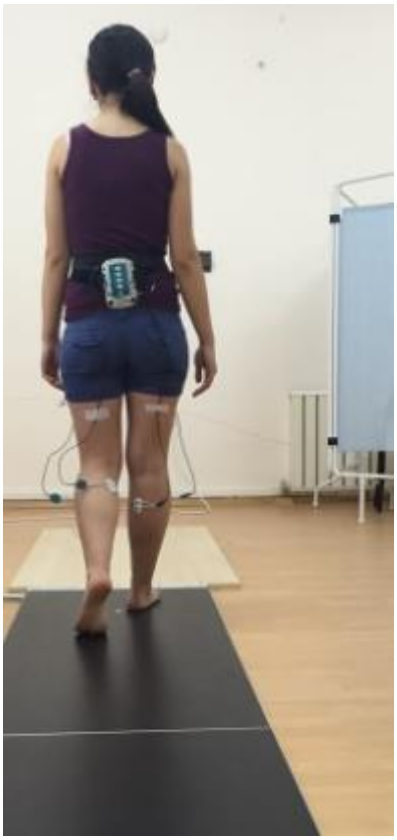


Şekil 18. ***M. Tibialis Anterior*** **ve** ***M. Gastrocnemius*** **kaslarının yemg elektrot yerleşimi (11).**

Ölçüm İşlemi

Deneklerin kişisel bilgileri alındı. Boy ve kiloları ölçülerek not edildi. Bilgisayarda ölçüm için gereken "WinFDM" programı çalıştırıldı ve gereken ayarlar yapıldı. Bluetooth cihazı PC' ye takıldı ve Zebris EMG cihazı açıldı. Ölçüme geçmeden önce gönüllülerimize yürüme platformunda ki normal yürüyüş stili uygulamalı olarak gösterildi. Ölçümler normal yürüme hızında, çıplak ayakla yürürken yapıldı. Platform üzerinde yürümeye başlanmadan önce elektrotlardan YEMG aktivitesi gözlendi. Ölçümlere başlamadan önce her katılımcıda cihazın kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi. Kalibrasyon işlemi yapıldıktan sonra, katılımcılar başlangıç pozisyonu olarak kolları iki yanda serbest duracak şekilde parkurun bir ucunda dik pozisyonda durduruldu ve hazır olduklarında sinyal sesi ile birlikte yürüme platformunda yürümeye başlamaları istendi. Platformu 3 kez geçen katılımcının birinci ölçümü tamamlanmış oldu. Aynı ölçüm her bir katılımcıdan 3 tekrarlı alındı ve en temiz sinyallere sahip olan kayıt analizde kullanıldı.





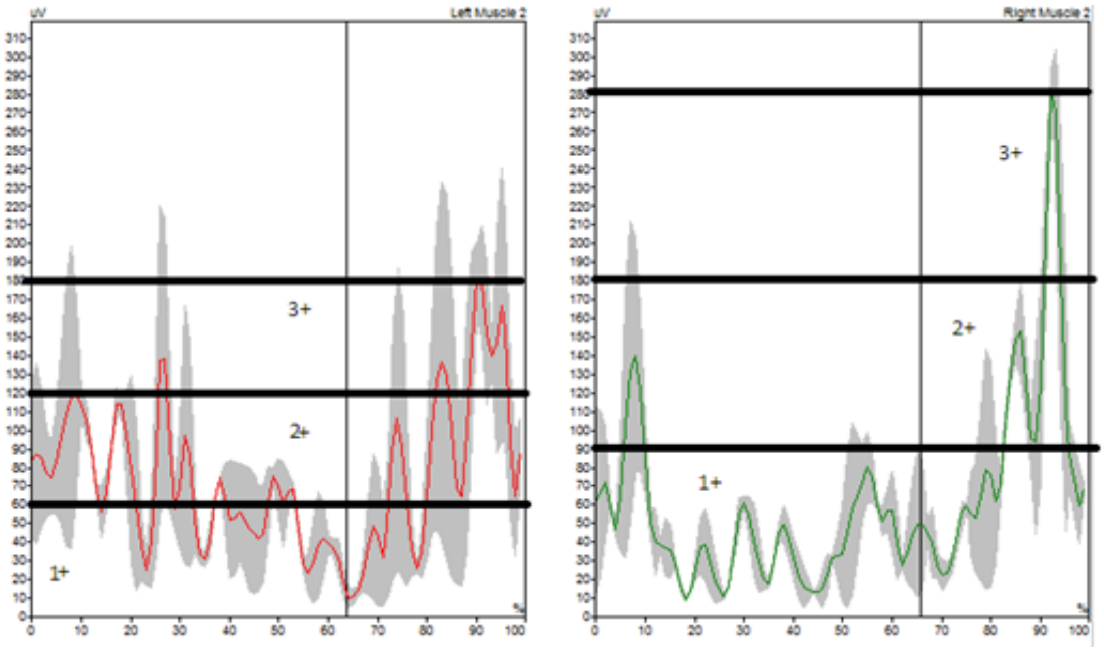
Şekil 19. Ölçüm işlemi

Değerlendirme

Yürüme analizi parametreleri, ortalama kuvvet eğrisi analizleri ve her iki bacak tibialis anterior kasları ve gastrokinemius kasları medial başlarının yürüme siklusu fazlarındaki sinyal şiddet değerleri WinFDM programı sayesinde sayısal veriye ve grafiğe dökülür ve PC' ye bağlı yazıcıdan çıkartılır.

YEMG Normalizasyon İşlemi

Araştırmamızda ölçmüş olduğumuz YEMG sinyallerine pik dinamik metot normalizasyon işlemi uyguladık. Bir kasa ait ölçüm grafiğinde elde etmiş olduğumuz maksimum uV değerini 3' e bölerek en alt değer aralığında kalan YEMG sinyalizasyonuna '1 birim', orta değer aralığında kalan YEMG sinyalizasyonuna '2 birim' ve üst değer aralığında kalan YEMG sinyalizasyonuna '3 birim' değerini verdik. Grafiğin yatay sütunundaki %' lik değerler fazları göstermektedir. Böylelikle her fazdaki YEMG sinyaline uV' una göre 1-3 arasında değişen değerler vererek daha doğru ve standardize edilmiş bir ölçüm yapmayı hedefledik.



Şekil 20. Normalizasyon işlemi

İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz SPSS 20.0 (Lisans No: 10240642) paket programı ile yapıldı. Tanımlayıcı ölçüler olarak; katılımcı sayısı, minimum değer, maksimum değer, aritmetik ortalama, medyan ve standart sapmayı kullandık.

Sağ ve sol ekstremite ölçümleri arasındaki kıyaslamalarda verilerin dağılım özelliği dikkate alınarak Paired t testi ya da Wilcoxon signed- rank test kullanıldı.

Yükleme Fazı, Tekli Destek Fazı, Salınım Öncesi Fazı ve Salınım Fazının sağ ve sol YEMG ölçümlerinin karşılaştırılmasında Freidman testi kullanıldı, anlamlı farklılık saptandığında farklılığın hangi ölçümler arası olduğunu belirlemek için ise Bonferroni post-hoc testi kullanıldı.

$P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

YÜRÜME ANALİZİ PARAMETRELERİNE AİT ELDE EDİLEN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Tablo 5. Katılımcıların yürüme analizi parametrelerine ait tanımsal istatistikleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
Yaş	20	18	24	20,45	1,39
Kilo	20	48	77	60,65	7,83
Boy	20	156	173	165,70	4,24
Adım Genişliği cm	20	5	15	7,80	2,44
Çift Destek Fazı, %	20	21,80	34,20	27,98	2,89
Çift Adım Uzunluğu, cm	20	95	119	106,95	6,84
Çift Adımlama Zamanı, sn	20	,97	1,57	1,10	,14
Dakikadaki Adım Sayısı	20	38	62	55,30	5,85

Hız, km/h	20	2,35	4,30	3,55	,48
Hız Değişimi, %	20	1	11	4,55	2,87

Tablo 6. Yürüme analizi parametreleri sağ ve sol bacak arasındaki farklar

	Sağ	**Sol**	**p***
Rotasyon derecesi	9,25±3,86 (2,5–18)	6,53 ± 3,59 (1-13,5)	0,023
Adım uzunluğu cm	54,50±4,95 (48-66)	52,65±4,98 (41-61)	0,275
Adımlama zamanı sn	0,55±0,06 (0,49-0,79)	0,55±0,07 (0,47-0,80)	0,571
Duruş fazı, %	63,67±2,04 (59,40-68,90)	63,88±1,75 (59,70-66,50)	0,655
Yükleme fazı, %	13,96±1,76 (10,50-17,80)	13,91±1,75 (9,90-17,10)	0,890
Tekli destek fazı, %	35,88±1,66 (33,30-39,70)	36,01±2,05 (32,80-41,60)	0,819
Salınım öncesi fazı, %	13,86±1,47 (11,40-16,60)	14,07±1,43 (10,70-17,40)	0,456
Salınım fazı, %	36,32±2,04 (31,10-40,60)	36,11±1,75 (33,50-40,30)	0,655

Ortalama ± Standart Sapma
(minimum – maksimum)
* Paired t test

Yürüme analizine ait parametrelere baktığımızda;

Araştırmamızda sağ ayak rotasyon derecesi ortalaması 9,25, sol ayak rotasyon derecesi ortalaması ise 6,53 bulunmuştur. Araştırmamıza göre t testi sonucunda $p=0,023<0,05$ olduğundan sağ ayak rotasyon derecesi ortalaması ile sol ayak rotasyon derecesi ortalaması arasında istatistiksel anlamda fark vardır. Sağ ayak rotasyon derecesi sola göre daha fazladır.

Araştırmamızda sağ adım uzunluğu ortalaması 54,50 cm, sol adım uzunluğu ortalaması ise 52,65 cm bulunmuştur. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,275>0,05 olduğundan sağ adım uzunluğu cm cinsinden ortalaması ile sol adım uzunluğu cm ortalaması arasında istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur.

Araştırmamızda sağ bacak adımlama zamanı 0,5520 sn, sol bacak adımlama zamanı ise 0,5560 sn bulunmuştur. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,571>0,05 olduğundan sağ bacak adımlama zamanı sn cinsinden ortalaması ile sol bacak adımlama zamanı sn ortalaması arasında istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur.

Araştırmamızda sağ bacakta duruş fazı %63,67, sol bacaktaki duruş fazı ise normal yürüme siklusunun %63,88' i olarak bulunmuştur. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,655>0,05 olduğundan sağ bacakta ki duruş fazı yüzde ortalaması ile sol bacaktaki duruş fazı yüzde ortalaması arasında belirgin bir farklılık yoktur.

Zebris marka yürüme analizi cihazımız duruş fazını 3 alt faza bölerek ölçmüştür. Bu fazlar; yükleme, tekli destek ve salınım öncesi fazıdır.

Araştırmamızda sağ bacak yükleme fazının, ortalama %64' lük bir duruş fazının ortalama %13,96' lık ilk kısmını oluşturduğu, sol bacak yükleme fazının ise duruş fazının ortalama %13,91' lik ilk kısmını oluşturduğu bulundu. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,890>0,05 olduğundan sağ bacaktaki yükleme fazı yüzdesi ile sol bacaktaki yükleme fazı yüzde ortalaması arasında istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur.

Araştırmamızda sağ bacaktaki tekli destek fazının, ortalama %64' lük bir duruş fazının ortalama %35,88' lik ikinci kısmını oluşturduğu, sol bacak tekli destek fazının ise duruş fazının ortalama %36,01' lik ikinci kısmını oluşturduğu bulundu. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,819>0,05 olduğundan sağ bacaktaki tekli destek fazı yüzdesi ile sol bacaktaki tekli destek fazı yüzde ortalaması arasında istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur.

Araştırmamızda sağ bacaktaki salınım öncesi fazının, ortalama %64' lük bir duruş fazının ortalama %13,86' lık üçüncü ve son kısmını oluşturduğu, sol bacak salınım öncesi fazının ise duruş fazının ortalama %14,07' lik üçüncü ve son kısmını oluşturduğu bulundu. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,456>0,05 olduğundan sağ bacaktaki salınım öncesi fazı yüzdesi ile sol bacaktaki salınım öncesi fazı yüzde ortalaması arasında istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur.

Araştırmamızda sağ bacakta salınım fazı %36,32, sol bacaktaki salınım fazı ise normal yürüme siklusunun %36,11' i olarak bulunmuştur. Araştırmamıza göre t testi sonucunda p=0,655>0,05 olduğundan sağ bacaktaki salınım fazı yüzde ortalaması ile sol bacaktaki salınım fazı yüzde ortalaması arasında istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur.

ORTALAMA KUVVET EĞRİSİ ANALİZLERİNE AİT ELDE EDİLEN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Daha önce yürüme analizi cihazımızın duruş fazını 3 alt faza bölerek ölçtüğünü belirtmiştik. Aşağıda bu fazlarda (yükleme fazı, tekli destek fazı ve salınım öncesi fazı) platforma yansıyan ve Newton cinsinden ölçülen ortalama kuvvet değerlerinin tanımlayıcı istatistik değerleri verildi.

Tablo 7. Sağ ve sol duruş fazı ortalama kuvvet istatistik değerleri karşılaştırması

	Sağ	**Sol**	**p***
Yükleme fazı ortalama kuvvet, N	630,80±75,27 (514-756)	624,70±90,78 (476-766)	,498
Tekli destek fazı ortalama kuvvet, N	545,80±84,03 (393-688)	534,15±79,47 (421-648)	,025
Salınım öncesi fazı ortalama kuvvet, N	671,55±94,43 (501-863)	666,15±94 (510-824)	,451

N: Newton.
Ortalama ± Standart Sapma
(minimum – maksimum)
* Paired t test

Tablo 7 incelendiğinde elde ettiğimiz verilerde sağ bacakta en fazla salınım öncesi fazda platforma yük aktarımı olmaktadır. Bunu sırasıyla yükleme fazı ve tekli destek fazı takip etmektedir. Tabloda yine sağ bacakta olduğu gibi sol bacakta da platforma yük aktarımının en fazla olduğu fazın salınım öncesi faz olduğu görülmektedir. Bunu yine sırasıyla yükleme fazı ve tekli destek fazı takip etmektedir.

Sağ yükleme fazı ortalama kuvvet ve sol yükleme fazı ortalama kuvvet değerleri için t testi sonucunda p=0,498>0,05 olduğundan istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur (Tablo 7).

Sağ tekli destek fazı ortalama kuvvet ve sol tekli destek fazı ortalama kuvvet değerleri için t testi sonucunda p=0,025<0,05 olduğundan istatistiksel anlamda farklılık vardır (Tablo 7). Sağ tekli destek fazı ortalama kuvvet değerleri ortalaması (545,80N), sol tekli destek fazı ortalama kuvvet değerleri ortalamasından (534,15N) fazladır.

Sağ salınım öncesi fazı ortalama kuvvet ve sol salınım öncesi fazı ortalama kuvvet değerleri için t testi sonucunda p=0,451>0,05 olduğundan istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık yoktur (Tablo 7).

Her iki bacaktaki duruş fazı bölümlerinin istatistiki değerlerinin birebir karşılaştırılması yapıldığında aynı fazların ortalama kuvvet ortalamaları arasında tekli destek fazı hariç istatistiksel anlamda belirgin bir farklılık olmadığı gözlemlendi.

YEMG SİNYAL ANALİZLERİNE AİT ELDE EDİLEN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Tablo 8. Tibialis anterior ve gastrokinemius medial başı kaslarının yemg sinyal sıra ortalamalarının fazlar arasındaki fark karşılaştırmaları

	Yükleme Fazı	Tekli Destek Fazı	Salınım Öncesi Fazı	Salınım Fazı	p*
Sağ TAYEMG	3(2-3)	1(1-3)	1(1-3)	2(2-3)	0,000
Sol TAYEMG	3(3-3)	1(1-2)	1(1-3)	2(2-3)	0,000
Sağ GKYEMG	1,5(1-3)	3(2-3)	2(1-3)	2(1-3)	0,000
Sol GKYEMG	1(1-2)	3(2-3)	2(1-2)	2(1-3)	0,000

Medyan (minimum – maksimum)
* Freidman sıralamalı iki yönlü varyans analizi

Sağ Bacak Tibialis Anterior Kası YEMG Analizi

Sağ bacakta tibialis anterior kasında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında fazlar arası bir değişimin olup olmadığını test ettik.

Sağ TAYEMG sinyal sıra ortalamaları fazlara göre istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir. p=0,00<0.05 olduğu için sağ bacakta tibialis anterior kasında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında en az bir fazda farklılık vardır (Tablo 8).

Tablo 9. Sağ tayemg için fazların ikili karşılaştırmaları

Örnek 1-Örnek 2	Test İstatistiği	Standart Hata	Standart Test İstatistiği	p değeri	Ayarlanmış p* değeri
Sağ tayemg TDF-Sağ tayemg SÖF	,000	,408	,000	1,000	1,000
Sağ tayemg TDF-Sağ tayemg SF	-1,475	,408	-3,613	,000	,002
Sağ tayemg TDF-Sağ tayemg YF	2,025	,408	4,960	,000	,000
Sağ tayemg SÖF-Sağ tayemg SF	-1,475	,408	-3,613	,000	,002
Sağ tayemg SÖF-Sağ tayemg YF	2,025	,408	4,960	,000	,000
Sağ tayemg SF-Sağ tayemg YF	0,550	,408	1,347	,178	1,000

Sağ tayemg: sağ bacak tibialis anterior kası yüzeyel elektromiyografi; **YF:** yükleme fazı;

TDF: tekli destek fazı; **SÖF:** salınım öncesi fazı; **SF:** salınım fazı.

*İkili karşılaştırmalar için Bonferroni-ayarlanmış anlamlılık testi

Sağ tibialis anterior kası yüzeyel elektromiyografi sinyal sıra ortalamalarında, farklılık olan fazları görmek için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, tekli destek fazı ve salınım öncesi fazı arasında anlamlı bir farklılık görülmemiş (p=1>0,05), sinyal sıra ortalamaları aynı bulunmuştur. Yine yükleme fazı ve salınım fazının yemg sinyal sıra ortalaması arasında farklılık bulunmamıştır (p=1>0,05). Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için sinyal sıra ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuştur ve sinyal sıra ortalamaları birbirinden farklıdır (Tablo 9).

Sağ TAYEMG için yükleme fazında medyan değeri 3, salınım fazında medyan değeri 2' dir. Sağ tibialis anterior kasının tekli destek fazı ile salınım öncesi fazı medyan değerleri ise 1 olup aynıdır (Tablo 8).

Sol Bacak Tibialis Anterior Kası YEMG Analizi

Sol bacakta tibialis anterior kasında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında fazlar arası bir değişim olup olmadığını test ettik.

Sol TAYEMG sinyal sıra ortalamaları fazlara göre istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir. p=0,00<0.05 olduğu için sol bacakta tibialis anterior kasında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında en az bir fazda farklılık vardır (Tablo 8).

Tablo 10. Sol tayemg için fazların ikili karşılaştırmaları

Örnek 1-Örnek 2	Test İstatistiği	Standart Hata	Standart Test İstatistiği	p değeri	Ayarlanmış p* değeri
Sol tayemg SÖF-Sol tayemg TDF	,200	,408	,490	,624	1,000
Sol tayemg SÖF-Sol tayemg SF	-1,175	,408	-2,878	,004	,024
Sol tayemg SÖF-Sol tayemg YF	2,325	,408	5,695	,000	,000
Sol tayemg TDF-Sol tayemg SF	-,975	,408	-2,388	,017	,102
Sol tayemg TDF-Sol tayemg YF	2,125	,408	5,205	,000	,000
Sol tayemg SF-Sol tayemg YF	1,150	,408	2,817	,005	,029

Sol tayemg: sol bacak tibialis anterior kası yüzeyel elektromiyografi; **YF:** yükleme fazı;

TDF: tekli destek fazı; **SÖF:** salınım öncesi fazı; **SF:** salınım fazı.

*İkili karşılaştırmalar için Bonferroni-ayarlanmış anlamlılık testi

Sol tibialis anterior kası yüzeyel elektromiyografi sinyal sıra ortalamalarında, farklılık olan fazları görmek için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, tekli destek fazı ve salınım öncesi fazı arasında p=1>0,05 olduğundan iki faz arasında anlamlı bir farklılık görülmemiş, sinyal sıra ortalamaları aynı bulunmuştur. Yine tekli destek fazı ve salınım fazının yemg sinyal sıra ortalaması arasında p=0,102>0,05 olduğu için farklılık bulunmamıştır. Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için sinyal sıra ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuş olup sinyal sıra ortalamaları birbirinden farklıdır (Tablo 10).

Sol TAYEMG için yükleme fazında medyan değer 3 olup, en aktif olduğu fazdır. Salınım fazında medyan değer 2, tekli destek fazında ve salınım öncesi fazında ise medyan değeri 1' dir (Tablo 8).

Sağ Bacak Gastrocnemius Kası Medial Başı YEMG Analizi

Sağ bacak gastrokinemius kası medial başında ölçülen YEMG sinyal sıra ortalamalarının fazlar arası fark edip etmediğini test ettik.

Sağ GKYEMG sinyal sıra ortalamaları fazlara göre istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir.p=0,00<0.05 olduğu için sağ bacak gastrokinemius kasının medial başına ait YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında en az bir fazda farklılık olduğu görüldü (Tablo 8).

Tablo 11. Sağ gkyemg için fazların ikili karşılaştırmaları

Örnek 1-Örnek 2	Test İstatistiği	Standart Hata	Standart Test İstatistiği	p değeri	Ayarlanmış p* değeri
Sağ gkyemg YF-Sağ gkyemg SÖF	,550	,408	-1,347	,178	1,000
Sağ gkyemg YF-Sağ gkyemg SF	-,675	,408	-1,653	,098	,589
Sağ gkyemg YF-Sağ gkyemg TDF	-1,875	,408	-4,593	,000	,000
Sağ gkyemg SÖF-Sağ gkyemg SF	-,125	,408	-,306	,759	1,000
Sağ gkyemg SÖF-Sağ gkyemg TDF	1,325	,408	3,246	,001	,007
Sağ gkyemg SF-Sağ gkyemg TDF	1,200	,408	2,939	,003	,020

Sağ gkyemg: sağ bacak gastrokinemius kası yüzeyel elektromiyografi; **YF:** yükleme fazı;

TDF: tekli destek fazı; **SÖF:** salınım öncesi fazı; **SF:** salınım fazı.

*İkili karşılaştırmalar için Bonferroni-ayarlanmış anlamlılık testi

Sağ gastrokinemius kası medial başı yüzeyel elektromiyografi sinyal sıra ortalamalarında, farklılık olan fazları görmek için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, yükleme fazı ve salınım öncesi fazı arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p=1>0,05). Yükleme fazı ile salınım fazı karşılaştırıldığında anlamlı bir

farklılık görülmemiştir (p=0,589>0,05). Salınım öncesi fazı ile salınım fazı karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p=1>0,05).

Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için sinyal sıra ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuş olup sinyal sıra ortalamaları birbirinden farklıdır (Tablo 11).

Gastrokinemius kasının medial başının en aktif olduğu faz tekli destek fazı olup medyan değeri 3' tür. Salınım fazı ve salınım öncesi fazı medyan değeri 2 ve yükleme fazı medyan değeri ise 1,5' tur (Tablo 8).

Sol Bacak Gastroknemius Kası Medial Başı YEMG Analizi

Sol bacak gastrokinemius kası medial başında ölçülen YEMG sinyal sıra ortalamalarının fazlar arası fark edip etmediğini test ettik.

Sol GKYEMG sinyal sıra ortalamaları fazlara göre istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir. p=0,00<0.05 olduğu için sol bacak gastrokinemius kasının medial başına ait YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında en az bir fazda farklılık olduğu görüldü (Tablo 8).

Tablo 12. Sol gkyemg için fazların ikili karşılaştırmaları

Örnek 1-Örnek 2	Test İstatistiği	Standart Hata	Standart Test İstatistiği	p değeri	Ayarlanmış p* değeri
Sol gkyemg YF-Sol gkyemg SÖF	-,325	,408	-,796	,426	1,000
Sol gkyemg YF-Sol gkyemg SF	-,725	,408	-1,776	,076	,455
Sol gkyemg YF-Sol gkyemg TDF	-2,150	,408	-5,266	,000	,000
Sol gkyemg SÖF-Sol gkyemg SF	-,400	,408	-,980	,327	1,000
Sol gkyemg SÖF-Sol gkyemg TDF	1,825	,408	4,470	,000	,000
Sol gkyemg SF-Sol gkyemg TDF	1,425	,408	3,491	,000	,003

Sol gkyemg: sol bacak gastrokinemius kası yüzeyel elektromiyografi; **YF:** yükleme fazı;

TDF: tekli destek fazı; **SÖF:** salınım öncesi fazı; **SF:** salınım fazı.

*İkili karşılaştırmalar için Bonferroni-ayarlanmış anlamlılık testi

Sol gastrokinemius kası medial başı yüzeyel elektromiyografi sinyal sıra ortalamalarında, farklılık olan fazları görmek için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, yükleme fazı ve salınım öncesi fazı arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p=1>0,05). Yükleme fazı ile salınım fazı karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p=0,455>0,05). Salınım öncesi fazı ile salınım fazı karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p=1>0,05).

Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için sinyal sıra ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuş olup sinyal sıra ortalamaları birbirinden farklıdır (Tablo 12).

Sol gastrokinemius kasının medial başının en aktif olduğu faz tekli destek fazı olup medyan değeri 3' tür. Salınım fazı ve salınım öncesi fazı medyan değeri 2, yükleme fazı medyan değeri ise 1' dir (Tablo 8).

Tablo 13. Tibialis anterior ve gastrokinemius kaslarının aynı fazlardaki sağ-sol bacak karşılaştırmaları

		Sağ	Sol	p*
Yükleme fazı	**TAYEMG**	3(2-3)	3(3-3)	0,083
	GKYEMG	1,5(1-3)	1(1-2)	0,160
Tekli destek fazı	**TAYEMG**	1(1-3)	1(1-2)	0,180
	GKYEMG	3(2-3)	3(2-3)	0,564
Salınım öncesi fazı	**TAYEMG**	1(1-3)	1(1-3)	1,000
	GKYEMG	2(1-3)	2(1-2)	0,038
Salınım fazı	**TAYEMG**	2(2-3)	2(2-3)	0,102
	GKYEMG	2(1-3)	2(1-3)	0,499

Medyan (minimum – maksimum)
* Wilcoxon signed rank test

Sağ ve sol bacakta tibialis anterior kasının fazlar arası YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık yoktur.

Sağ ve sol bacak gastrokinemius kası medial başı fazlar arası YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında salınım öncesi fazda $p=0,038<0,05$ olduğundan istatistiksel anlamda farklılık vardır (Tablo 13).

TARTIŞMA

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz verileri, kendi içlerinde ve konu ile ilgili yapılmış olan literatürdeki çalışmaların sonuçları ile karşılaştırdık.

Yürüme Analizi Parametrelerine Ait Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmamızda yürüme analizi parametre (spatio-temporal parametre) ortalamaları; adım genişliği 7,80 cm, çift adım uzunluğu 106,95 cm, çift adımlama zamanı 1,10 sn, kadans 55,30, yürüme hızı 3,55 km/h=0,98 m/sn ve çift destek fazı %27,98 olarak bulunmuştur.
Literatür bilgilerine baktığımızda adım genişliği bayanlarda 7,1 cm, erkeklerde 8,1 cm yada yetişkin bireylerde 5-10 cm arasında değişmekle birlikte ortalama 7-8 cm kabul edilmektedir (21,25,27). Adım genişliği literatür bulgularıyla uyumlu bulunmuştur.

Çift adım uzunluğu bayanlarda 132 cm, erkeklerde 158 cm, çift adımlama zamanı diğer adıyla yürüme döngüsünün ortalaması rahat yürüme hızında 1,03±0,1 saniyedir (12). Kadans bayanlarda ve erkeklerde ortalama 117 (60-132), yürüme hızı bayanlarda 1,31 m/sn, erkeklerde 1,54 m/sn, çift destek fazı %24' tür (19,21). Başka bir kaynakta rahat yürüme sırasında erişkin bir bireyde hız; 80 m/dk, kadans; 113, çift adım uzunluğu ise 141 cm olarak belirtilmiştir (26).

Bizim parametrelerimizde bu değerlerin ortalamaya göre daha düşük çıkmasının sebebi elektrot kablolarının birbirine çarparak yada yerinden oynayarak oluşabilecek

artefaktları engellemek sebebiyle katılımcıların platform üzerinde dikkatli ve yavaş yürümeleri veya platform üzerine tam bir yürüme siklusu sığdırmaları olabilir.

Ayak açısı bayanlarda 6˚, erkeklerde 7˚' dir (21). Murray ve ark. 7˚ olarak kaydetmişlerdir. Araştırmamızda sağ ayak rotasyon derecesi ortalaması 9,25, sol ayak rotasyon derecesi ortalaması ise 6,53 bulunmuştur. Sağ ve sol bacak arasında rotasyon derecelerinde anlamlı bir farklılık olup sağ ayakta değerler daha yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi katılımcıların tamamının sağ taraf ekstremitelerinin baskın olması olabileceği gibi ırksal bir özellikte olabilir. Bunun yanında değerler normal sınırlar içerisinde olup patolojik bulgu göstermemektedir. Daha güvenilir kanılara ulaşabilmek için katılımcı sayısının çok daha geniş olduğu bir araştırmaya ihtiyaç vardır.

Yürüme parametrelerini de kapsayan Kılıç' ın (24) yapmış olduğu tez çalışmasında obezite grubunda kontrol grubuna göre; yürüme hızı, tek destek süresi, adım uzunluğu ve çift adım uzunluğundaki azalma, basma fazı süresi, çift destek süresi ve adım genişliğindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). Ayrıca VKİ ile yürüme hızı arasında negatif, adım genişliği arasında pozitif korelasyon olduğu görülmüştür.

Adım genişliğinde artış stabiliteye katkı sağlar (19). Yine bu çalışmada kontrol grubunda yani sağlıklı kişilerde yapılan ölçüm ortalamalarında; kadans; 115, yürüme hızı; 1,18 m/sn=4,248 km/h, adım genişliği 0,16 m=16 cm, çift adım uzunluğu 1,23 m=123 cm, çift adım süresi 1,03 sn bulunmuştur (24).

Yürüme hızı kişilerin kilo ve bacak uzunluğuna bağlı olarak değişebilmektedir (50). Kısa mesafede 0,8 m/sn hızda yürüyenler günlük ve toplu yaşamda bağımsız hareket kabiliyetine sahip bireylerdir. Hızda ki artış daha üst seviyede hareket kabiliyeti ve yaşam kalitesi ile doğru orantılıdır (25).

Akşahin ve ark. (51) tarafından tek taraflı pes ekinovarus deformitesi sonucu ameliyat edilip başarılı sonuç elde edilen bireylerin yürüme analizi parametreleri, sağlam taraf ekstremiteleri ile ve sağlıklı bireyler ile karşılaştırılmış ve çalışmalarının sonucunda hasta bireylerin sağlam taraflarında da kompansatuar mekanizma veya subklinikal etkilenme kaynaklı problemler tespit etmişlerdir. Hasta bireylerin yürüme hızı ve adım uzunluğu parametreleri kontrol grubuna göre daha düşük çıkmıştır. Kontrol grubu olarak seçilen sağlıklı 24 bireyde yürüme hızı 1,02 m/sn, kadans 136 adım/dk, adım zamanı 0,92 sn ve adım uzunluğu 0,91 m olarak ölçülmüştür.

Özdolap ve ark. (52) tarafından hemipleji tanısı almış 46 hasta bireyde yapılan kinematik yürüme analizi sonucunda; fonksiyonel ambulasyon düzeyi yüksek olan hastalarda

hız ve ritimdeki artış anlamlı bulunmuştur. Yürüme hızı ortalaması 0,21 m/sn, kadans 45,6 adım/dk. olarak bulunmuştur. Tutulan taraf adım uzunluğu 29 cm, sağlam taraf adım uzunluğu ortalaması ise 26 cm olarak bulunmuştur. Bu değerler istatistiksel olarak anlamlılık arz etmese de tutulan taraf adım uzunluğunun daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

Öztürk ve ark. (53) tarafından Ankilozan Spondilit (AS) tanısı almış 43 bireyde ve eşleştirmiş oldukları sağlıklı kişilerden oluşan kontrol grubunda yapılan bilgisayarlı yürüme analizi çalışması sonucunda AS' li hastalarda adım uzunluğunun kısa ve çift destek fazının kontrol grubuna göre daha uzun olduğu saptanmıştır.

Kızılırmak' ın (54) kauda ekina lezyonu tanısı almış 12 hastada yapmış olduğu yürüme analizi çalışmasında hastaların kısa yürüme cihazı kullanmaları durumunda yürüme hızlarının, kadans sayılarının, tek adım ve çift adım sayılarının arttığını, tek destek fazı ve çift destek fazı sürelerinin kısaldığını tespit etmiştir.

Özşahin' in (55) İdyopatik Parkinson hastalığı olan 23 hastada ve 12 normal kişide 3 boyutlu hareket analizi sistemi ile "on" döneminde yapmış olduğu yürüme analizi çalışmasında hastalığa sahip grupta yürüme hızında, çift ve tek adım uzunluğunda azalma, çift adım uzunluğu, ilk çift destek, tek destek ve 2. çift destek zamanlarının değişkenlik katsayılarında artma izlemiştir. Kadansta fark bulmamıştır.

Haghari (56) yapmış olduğu uzmanlık tezi çalışmasında MS' li 40 hasta ile yaş ve cinsiyet açısından benzer 15 sağlıklı bireyin spatio-temporal parametrelerini karşılaştırdığında; yürüme hızı, kadans ve adım uzunluğunda azalma, adım genişliği ve çift destek fazında artma tespit etmiştir. Ayrıca total kalça ve diz eklem hareket genişliğindeki azalmaya bağlı olarak maksimum kalça ekstansiyonunda azalma, maksimum diz fleksiyonunda azalma, maksimum ayak bileği plantar fleksiyonu ve maksimum plantar fleksiyon momentinde ve güçte azalma tespit etmiştir.

Yaşlılarda ise yürüme kinematiği gençlere göre daha farklıdır. Yaşlı kişilerde normal fizyolojik değerlere göre adım uzunluğu daha kısa, yürüme hızı, yürüme sırasındaki diz ekstansiyon ve fleksiyon açısı, ayak plantar fleksiyonu, yere basma açısı, vertikal salınım ve başın lateral hareketi daha az, adım açıklığı daha fazla ve çift destek fazı daha uzundur (27). Yürüme hızının azalmasıyla; çift destek zamanı yüzdesi artar ve tek ekstremite destek fazı kısalır (19).

Sağlıklı bir insanda rahat yürüme hızında yürüme döngüsünün yaklaşık olarak %60' ını basma dönemi, %40' ını ise salınım dönemi oluşturur.Bir alt ekstremitenin yere değmesi ile basma fazı, bu ekstremitenin yerden ayrılması ile de salınım fazı başlar (12,21,24).

Yürüme siklusunda basma ve salınım fazı için Murray ve ark. tarafından belirlenen aralıklar; “Basma fazı yüzdesi” için %62, “Salınım fazı yüzdesi” için %38, “Çift destek fazı yüzdesi” için %24 olarak belirtilmiştir.

Araştırmamızda sağ bacakta duruş fazı %63,67, sol bacaktaki duruş fazı ise normal yürüme siklusunun %63,88' i olarak bulunmuştur. Salınım fazı ortalaması ise sağ bacakta %36,32, sol bacakta ise normal yürüme siklusunun %36,11' i olarak bulunmuştur. Her iki bacakta da basma fazının %60' tan, salınım fazının ise %40' tan farklı olmasının sebebi yürüme hızına bağımlı olarak bu oranların değişmesi olabilir. Hızlı yürüme sırasında salınım fazı süresi uzarken, basma dönemi ve çift destek süresi kısalır, koşma sırasında ise çift destek fazı ortadan kalkar. Bizim verilerimiz bazı kaynaklarda kabul edilen basma fazı için %62, salınım fazı için ise %38 değerine daha yakın bulunmuştur (19,28,29).

Türk (19) yapmış olduğu uzmanlık tezi çalışmasında ayak bileği instabilitesi olan grupta sağ ve sol basma fazları, salınım fazları ve çift destek fazlarının süresinde, istatistiksel olarak fark anlamlı olmasa da, sağlıklı kişilerden oluşan kontrol grubuna kıyasla artış saptamıştır.

Ortalama Kuvvet Eğrisi Analizlerine Ait Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Vertikal yer reaksiyon kuvveti “M” şeklinde karakteristik gösterir. 1. tepe değeri ağırlığın aktarılması, 2. tepe değeri ise itici kuvvetlerin oluşmasıyla ilişkilidir. İlk temas esnasında vertikal yer reaksiyon kuvvetinin yüksekliği, supinasyon momentinin artmasına yol açar.

Türk' ün (19) yapmış olduğu uzmanlık tezi çalışmasında 1. tepe değeri olan şok absorbsiyonu ve 2. tepe değeri olan itme fazının her ikisinde de ayak bileği instabilitesi olan grup ile kontrol grubu arasında farklılık görülmemiştir.

Bozer' in (12) yapmış olduğu doktora tezinde, herhangi bir cinsiyet ya da ayak ayrımı gözetmeksizin ayağın maruz kaldığı yer tepkime kuvvetlerine baktığımızda, en fazla YTK’ ya ayak ön bölgesinin (ön-iç ve ön-dış bölgelerin toplamı), ikinci olarak topuk bölgesinin ve en az da ayak orta bölgesinin maruz kaldığını görmekteyiz.

Bizim araştırmamızda yine yapılan ve literatürde var olan bulgularla uyumlu olarak her iki bacakta da platforma yük aktarımının en fazla olduğu fazın salınım öncesi faz olduğu görülmektedir. Bunu sırasıyla yükleme fazı ve tekli destek fazı takip etmektedir.

Kılıç' ın (24) yapmış olduğu uzmanlık tez çalışmasında da sağlıklı kişilerde basma fazındaki yer reaksiyon kuvvet ölçümü bulgularının bizim bulgularımızla uyumlu olduğu görülmektedir.

Serebral Palsili bireyde ölçülen YTK ise en yüksek yükleme fazında daha sonra salınım öncesi fazında en az ise tekli destek fazında ölçülmüştür (29).

Yine Bozer (12) yapmış olduğu çalışmada yürümenin çeşitli evrelerinde sağ ayağın sol ayağa göre anlamlı şekilde hep daha yüksek YTK' ya maruz kaldığını bulmuştur. Bizim araştırmamızda ise sadece sağ tekli destek fazı ortalama YTK , sol tekli destek fazı ortalama YTK' dan istatistiksel anlamda farklılık göstermektedir ve daha yüksek bir ortalamaya sahiptir.

Kanatlı ve ark. (57) salınım fazında, VKİ ile metatars başlarına binen yük arasında ilişki saptamışlardır. Bunun sebebi salınım öncesi fazında ayağın tümüyle sert bir kaldıraç şeklini almasıdır. Orta duruş fazında ise aynı bağlantı söz konusu olmayıp ayak esnek bir şekil alır ve üzerine binen yükü absorbe edebilir.

YTK eğrisinin birinci tepe noktasını topuk vuruşu ve yükleme fazı oluşturur. Bu esnada vücut ağırlığı ayağa aktarılır. Tekli destek fazında vücut ağırlığı tamamıyla yerdeki ayağa aktarılır ve YTK azalır. Salınım öncesi fazında ikinci ve en büyük tepe noktası görülür. Bu itme fazında plantar fleksörler aktiftir ve vücut ağırlığından daha büyük bir kuvvet açığa çıkmasına sebep olarak gövdenin hızla öne doğru itilmesini sağlarlar. En son olarak gövde ağırlığını diğer ayağın yüklenmeye başlamasıyla YTK salınım fazına geçen ayakta sıfırlanır (58). Literatürdeki bu açıklama 'M' şeklinde iki noktada pik yapan YTK eğrisini açıklamaktadır. İkinci pik noktanın daha büyük bir değere sahip olması gövde ağırlığının öne ilerletilmesini sağlayacak vücut ağırlığından daha büyük bir itme momentinin açığa çıkmasıyla açıklanır ki araştırma sonuçlarımızla uyumludur.

Yer reaksiyon kuvvetiyle ilgili olarak yapılan futbol ve basketbol sporuyla uğraşan bireylerin cutting ve kutudan aşağı atlama sonrası vertikal sıçrama manevralarını içeren hareketlerinin analiz edildiği bir çalışmada; futbolcuların cutting sırasında yer reaksiyon kuvvetleri %15 oranında fazla ve maksimal kuvvete ulaşma süreleri kısa bulunmuştur. Benzer sonuçlar basketbolcularda sıçrama manevraları için de geçerlidir. Kısa zamanda elde edilen yüksek kuvvetler, sporcunun ilgili hareketteki teknik becerisinin fazla olduğunu göstermesinin yanı sıra, artan moment ve kuvvetler nedeniyle yaralanmaya açık hale gelmesine de yol açabilir. Yer reaksiyon kuvvet paternindeki değişikliklerin nöromusküler bir

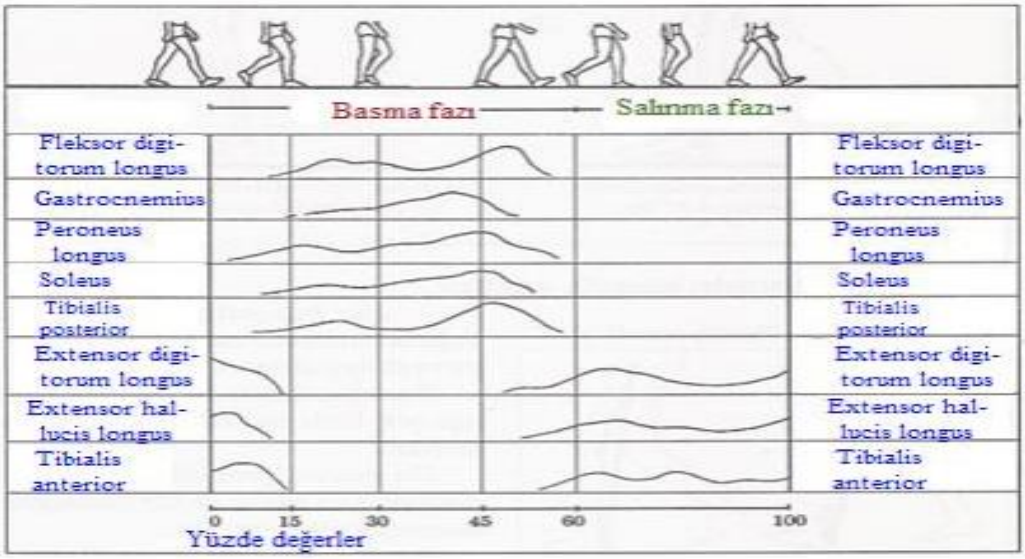
yanıt olarak mı, yoksa akut ve kronik kas iskelet sistemi yaralanmaları için önemli bir risk faktörü olarak mı değerlendirilmesi gerektiği henüz açıklığa kavuşturulamamıştır (19).

YEMG Sinyal Analizlerine Ait Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmamızda sağ tibialis anterior kasının yürüme siklusunun fazlarında ki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda sağ bacakta en yüksek değerler yükleme fazı ve salınım fazında görülmüş olup medyan değer yükleme fazında daha yüksek olsa da bu iki faz arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Tekli destek fazı ve salınım öncesi fazının sinyal sıra ortalamaları daha düşük olup bu iki fazın kendi aralarında da anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

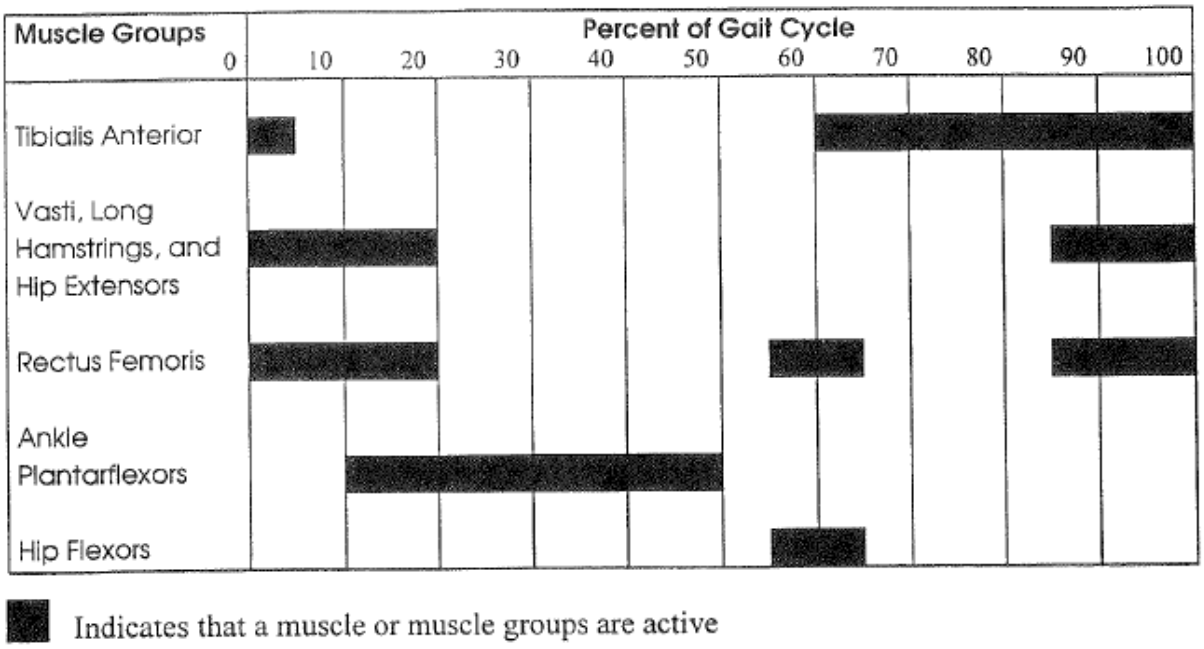
Sol tibialis anterior kasının yürüme siklusunun fazlarında ki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda sol bacakta en yüksek değerler yükleme fazında kaydedilmiş olup diğer fazlara göre anlamlı farklılık görülmüştür. Salınım fazının medyan değeri tekli destek fazına göre daha yüksek olsa da bu iki faz arasında ve yine tekli destek fazı ile salınım öncesi fazı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Araştırmamızda sağ ve sol bacak tibialis anterior kası aynı fazlarda karşılaştırıldığında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.



Şekil 21. Yürüme siklusunda alt ekstremite elektromiyogram (16)

Şekil 21. EMG ölçümleri incelendiğinde tibialis anterior kasında yürüme siklusunun ilk %15' lik ve yine %60-%100' lük kısımlarında sinyal artışı gözlenmektedir (16).



Şekil 22. Yürüme siklusu yüzdelik dilimlerinde kas aktivasyonları (26)

Şekil 22' yi incelediğimizde tibialis anterior kasının yürüme siklusunun yaklaşık ilk %10' luk (yükleme fazı) ve %60-%100' lük salınım fazında aktif olduğu görülmektedir (26).

Yürüme siklusunun ilk %0-%2' lik kısmı olan topuk temasında dorsi fleksörler kasılarak ayağı nötral pozisyonda tutarlar. Stabilizasyonunu sağlamak için kalça ekstansörleri ve abdüktörü, diz fleksör ve ekstansörleri, ayak dorsifleksörleri eksantrik olarak kasılırlar. Amaç kontrollü bir şekilde öncelikli olarak topuğu yere değdirmektir (12,18,19,20,21,22,23,24,25).

Erken salınım fazında plantar fleksiyon azalır 5°' ye kadar düşer, ayak bileği dorsifleksörleri konsantrik olarak kasılır. Amaç havadaki bacağı hızlı bir şekilde öne ilerletmektir. Dorsifleksör kaslar, salınım fazı ortasında ayağın yere takılmaması için daha çok kasılarak ayak ve ayak bileğini kaldırırlar, ayak bileği nötral pozisyona gelir. Amaç ayağın yere değmeden öne aktarılmasıdır. Salınım sonunda ise ayak bileği ise nötral pozisyonunu korur. Ayak bileği dorsifleksör kasları konsantrik kasılmaya devam ederler. Amaç sadece salınan ayağın yere takılmaması değil, ayağın yere uygun teması ve topuk teması için uygun ayak pozisyonudur (12,18,19,20,21,22,23,24,25).

Elde etmiş olduğumuz tibialis anterior kasının YEMG sinyal aktivasyonları yukarıda açıklanan literatür verileriyle uyumluluk arz etmektedir.

Araştırmamızda gastrokinemius kasının medial başının yürüme siklusunun fazlarında ki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda ise hem sağ hem de sol bacakta en aktif olduğu fazın tekli destek fazı olduğu görülmüştür. Diğer fazların sinyal sıra ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Sağ ve sol bacak gastrokinemius kası medial başı aynı fazlarda karşılaştırıldığında ise YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında salınım öncesi fazda istatistiksel anlamda farklılık bulunmuş olup sağ bacaktaki değerler daha yüksektir ($p=0,038<0,05$). Bunun sebebi sağ bacağın dominant taraf olması olabilir.

Şekil 21' de EMG ölçümleri incelendiğinde gastrokinemius kasının EMG aktivasyonunun en yüksek olduğu fazın tekli destek fazı olduğu görülmektedir (16).

Şekil 22' yi incelediğimizde gastrokinemius kasının aktivasyonunun en aktif olduğu evrenin yürüme siklusunun %10-%50' lik (basma ortası+topuk kalkışı fazları) tekli destek fazı olduğu görülmektedir.

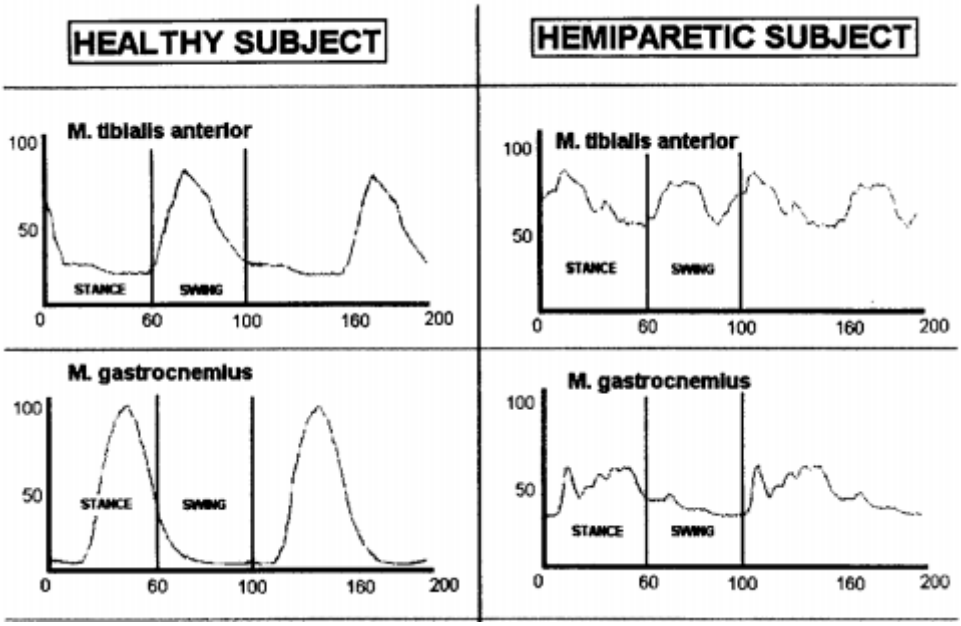
Gastrokinemius ve soleus kasları yürümede etkin rol oynayan kaslardır. Bu kaslar ayakta dik dururken statik dengeyi, basma fazı sonunda ise itici kuvvet oluşturarak hızlanmayı sağlarlar. Ayakta dik dururken kalça ve diz eklemlerindeki pasif stabilite kaynaklı kas aktivitesi gerekmezken, ayak bileği ekleminde bu stabilite için soleus aktivitesi şarttır. Ayakta dik dururken dengenin sağlanmasında en önemli kasın soleus olduğu söylenebilir.

YTKV' nin ayak bileği ekleminin 5 cm önünden geçmesiyle açığa çıkan ve gerekli olan 5˚' lik dorsi fleksiyon hareketini soleus kası kontrol eder. Basma fazı boyunca YTK nedeniyle kalça, diz ve ayak bileği ekleminde oluşan fleksiyon momentine karşı koymaya çalışırlar. Basma fazı sonunda YTKV ayak bileği ekleminin önüne geçtiğinde düşmeyi engellemek için plantar fleksör kasların kasılması gerekir (18,19). Plantar fleksörlerin en aktif olduğu ve yoğunluklu olarak konsantrik kasıldığı evredir (18,19,20,21,23,25).

Bu veriler ışığında elde etmiş olduğumuz değerlerin literatürle uyumlu olduğu gözlenmiş olup, tekli destek fazında gastrokinemius kasında elde edilen yüksek YEMG sinyalizasyonunun yukarıdaki açıklanan sebeplerden kaynaklandığı anlaşılmaktadır.

EMG ve YEMG ile yapılmış diğer çalışmalara baktığımızda;

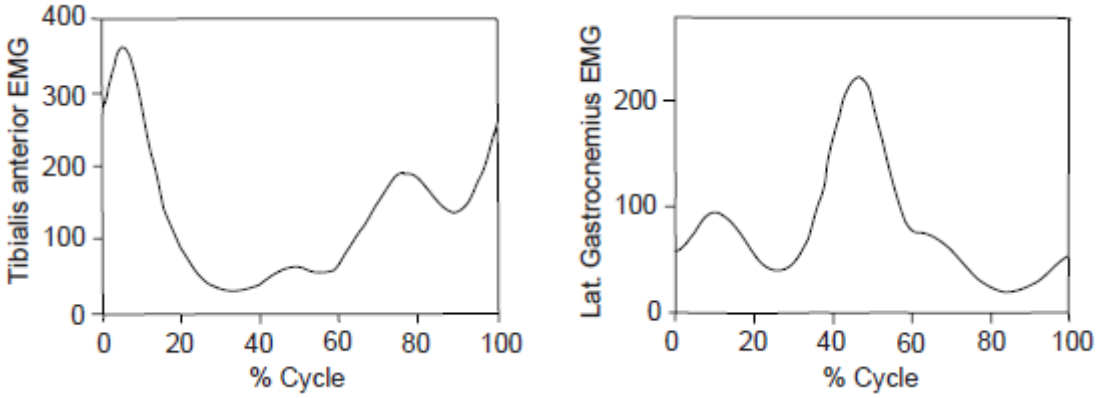
Hesse (59) yapmış olduğu inme sonrası yürüme rehabilitasyonu isimli çalışmasında sol hemiparezili hastaların sağ bacaklarıyla sağlıklı kişilerin sol bacaklarındaki kasların EMG aktivasyonlarını karşılaştırmıştır.



Şekil 23. Sağlıklı ve hemiparezili bireylerde tib. ant. ve gastrokinemius kaslarının emg aktivasyonlarının karşılaştırılması (59)

Şekil 23' ü incelediğimizde sağlıklı kişilerde tibialis anterior kasının EMG aktivasyonunun en yüksek olduğu fazların salınım ve yükleme fazı olduğu, gastrokinemius kasının ise en yüksek EMG aktivasyonunun tekli destek fazında kaydedildiği görülmektedir. Hemiparetik kişilerde ise bu belirgin kas sinyalizasyon ayrımları kaybolmuştur (59).

Serebral palsili yetişkin erkek bireyde yapılan YEMG ölçümünde tibialis anterior, gastrokinemius ve bazı alt ekstremite kaslarında disfonksiyon olup olmadığı sağlıklı yetişkin erkek birey YEMG analizleriyle karşılaştırılmış ve farklar gözlemlenmiştir. Sağlıklı bireyde alt ekstremitede ki 28 ana kasın EMG incelemesinde tibialis anterior kasının en etkin olduğu faz yükleme fazı daha sonra ise salınım ve salınım öncesi fazları olduğu, gastrokinemius kaslarının ise en etkin olduğu fazın tekli destek fazı olduğu ölçülmüştür (29). Hiçbir kas tek başına çalışmaz, her kasın aktivasyonu başka bir alanda stabilizasyonu gerektirir yada her kasılma başka bir aktivite için temel oluşturur (17). Şekil 24 incelendiğinde tibialis anterior ve gastrokinemius kaslarının birbirleriyle agonist-antagonist uyumu şeklinde kasılıp gevşedikleri görülmektedir.



Şekil 24. Sağlıklı bireyde tibialis anterior ve gastrokinemius kasının lateral başının yemg ölçümü (29)

Deniz ve ark. (60), subakut inmeli hastalarda kısmi vücut ağırlık desteği ile yapılan yürüme eğitiminin etkinliğini tibialis anterior ve gastrokinemius kaslarında YEMG ölçümü yaparak tedavi öncesi, tedavi sonrası ve 3 ay sonrasında değerlendirmişler ve sonuç olarak tedavi sonrası ve 3 ay sonrasında $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde artmış YEMG sinyalleri elde etmişlerdir. Bu çalışmada YEMG tedavi verimliliği hakkında bilgi edinme maksadıyla kullanılmıştır.

Hacıoğlu (33) uzmanlık tezi çalışmasında diz osteoartriti tanısı almış 30 hasta bireyin quadriseps kas gücünü ve dayanıklılığını izokinetik test ile tespit ettikten sonra 2 ay boyunca izokinetik egzersiz yaptırdığı hastalarının quadriseps kasının tedavi öncesi ve sonrası YEMG aktivasyonlarını karşılaştırmıştır. Sonuç olarak izokinetik egzersizlerin hem etkilenen hem de sağlam dizlerde kuvvet ve dayanıklılığı arttırdığını ve farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bulmuştur.

Kunju ve ark. (61) sağlıklı bireylerde yürüyüş paternlerinin tanımlanması için EMG sinyal analizi isimli çalışmalarında gastrokinemius ve soleus kaslarının hızlı ve yavaş yürüme esnasında YEMG sinyal analizlerini ölçmüşler bunun sonucunda hızlı yürüme esnasında hareket hızının artmasıyla birlikte harekete katılan motor ünite sayısının da artmasından dolayı sinyal genliğinde her iki kasta artış gözlemlemişlerdir. Ayrıca her iki ekstremitenin aynı kaslarında sinyal genliğindeki çeşitliliğin hızlı ve yavaş yürüyüş esnasında benzer özellik gösterdiğini gözlemlenmişlerdir.

He ve ark. (62) günlük alt ekstremite hareketleri esnasında alt ekstremite kas aktiviteleri üzerine yapmış oldukları çalışmada oturma, ayakta durma, çömelme, yürüme, merdiven inme ve çıkma aktiviteleri esnasında YEMG sinyalleriyle alt ekstremite

hareketlerini inceleyerek alt ekstremite kas zayıflığı bulunan hastaların tedavisinde kullanılacak robotik sistemleri geliştirmeye katkıda bulunmayı hedeflemişlerdir. Araştırmada 27 yaşında sağlıklı bir erkeğin alt ekstremitesinde ki 13 kasın YEMG aktivitesi ölçülmüştür. Bu kaslar arasında tibialis anterior, gastrokinemius ve soleus kaslarıda bulunmaktadır. Araştırmada çömelme hareketinde diz fleksiyonundan dolayı gastrokinemius kasının, ayak bileği dorsi fleksiyonundan dolayı da tibialis anterior kasının aktif olduğunu, ayakta durma hareketinde; ayak bileği ekleminin plantar fleksiyonundan dolayı gastrokinemius kasının aktif olduğunu, oturma hareketinde; diz ve ayak bileği fleksiyonundan dolayı gastrokinemius ve tibialis anterior kaslarının aktif olduğunu, ayağa kalkma hareketinde ayak bileği ekstansiyon hareketinden kaynaklı gastrokinemius kasının aktif olduğunu, yürümenin salınım fazında diz fleksiyonu esnasında gastrokinemius kasının, ayak bileği dorsi fleksiyonu esnasında ise tibialis anterior kasının aktif olduğunu, basma fazında ise ayak bileğinin plantar fleksiyonundan dolayı gastrokinemius kasının aktif olduğunu saptamışlardır. Yine merdiven inme ve çıkma hareketlerinde de bu 13 kası incelemişlerdir.

Yaprak ve ark. (63) topukları yükselterek yapılan izometrik kuvvet ölçümünün vastus lateralis ve gastrokinemius kaslarının elektromiyografik aktivitesine olan etkisini incelemek amacıyla 10 gönüllü aktif erkek denekte yaptıkları çalışmada, deneklerin topukları düz yere basarken ve topuklarının altında 4 cm yükseklik var iken bacak kuvvetlerini elektronik dinamometre ile ölçmüşler, bu esnada alt ekstremite kaslarından vastus lateralis ve gastrokinemius kaslarının EMG aktivitesi kayıt etmişlerdir.

Çalışmanın sonucunda skuat pozisyonunda ağırlık kaldırırken genelde stabilitenin sağlanması için yapılan topuk yükseltmenin vastus lateralis ve gastrokinemius kaslarındaki motor nöronlarının devreye girmesinde bir artışa veya azalmaya neden olmadığı, buna bağlı olarak da kuvvet üretiminde anlamlı bir değişikliğin meydana gelmediği görülmüştür. Bunun nedeni olarak ayak bileği plantar fleksiyona getirildiğinde diz fleksiyon açısındaki değişikliğin, anlamlı kuvvet değişimine neden olacak oranda olmaması düşünülmüştür.

Topuk yükseltme hareketi (plantar fleksiyon) kinezyolojik olarak incelendiğinde ayak bileğindeki plantar fleksiyonu yaptıran agonist kasın gastrokinemius olduğu, bu nedenle topuk yükseltildiğinde ayak bileğinin bu pozisyonu koruyabilmesi için gastrokinemius kasının daha fazla devreye girdiği bilinmektedir. Bu çalışmada da topuk yükseltildiğinde gastrokinemius kasının EMG aktivitesinde %11’ lik bir artış saptanmıştır. Fakat bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p<0,05$).

SONUÇLAR

Çalışmamızda yürüme analizi parametrelerine ait veriler, sağ ve sol bacakta ortalama kuvvet eğrisi (YTK) analizleri ve yine her iki bacakta tibialis anterior kasları ve gastrokinemius kaslarının medial başlarındaki YEMG sinyal şiddetleri yürüme analizi esnasında ölçülmüş ve hem fazlar arasında hem de sağ ve sol bacak arasında %95 güven aralığında fark olup olmadığı kıyaslanmıştır.

Tespit edilen değerler literatürdeki çalışmaların sonuçları ile karşılaştırıldığında benzerlik ve farklılıklar saptanmıştır.

- Araştırmamızda sağ ayak rotasyon derecesi ortalama değerinin, sol ayaktaki değere göre daha fazla olduğu ve istatistiksel olarak anlamlılık arz ettiği görüldü. Adım uzunlukları, adımlama zamanı ve yürüme fazlarının %' lik dilimleri arasında sağ ve sol bacak arasında farklılık gözlenmedi.
- Araştırmamızda sağ bacakta duruş fazı %63,67, sol bacaktaki duruş fazı ise normal yürüme siklusunun %63,88' i olarak bulunmuştur. Araştırmamızda sağ bacakta salınım fazı %36,32, sol bacaktaki salınım fazı ise normal yürüme siklusunun %36,11' i olarak bulunmuştur.
- Araştırmamızda sağ bacak yükleme fazının, ortalama %64' lük bir duruş fazının ortalama %13,96' lık ilk kısmını oluşturduğu , sol bacak yükleme fazının ise duruş fazının ortalama %13,91' lik ilk kısmını oluşturduğu bulundu.

- Araştırmamızda sağ bacaktaki tekli destek fazının, ortalama %64' lük bir duruş fazının ortalama %35,88' lik ikinci kısmını oluşturduğu , sol bacak tekli destek fazının ise duruş fazının ortalama %36,01' lik ikinci kısmını oluşturduğu bulundu.
- Araştırmamızda sağ bacaktaki salınım öncesi fazının, ortalama %64' lük bir duruş fazının ortalama %13,86' lık üçüncü ve son kısmını oluşturduğu , sol bacak salınım öncesi fazının ise duruş fazının ortalama %14,07' lik üçüncü ve son kısmını oluşturduğu bulundu.
- Platforma yansıyan YTK ölçümlerine baktığımızda her iki bacakta da en yüksek kuvvet ortalaması salınım öncesi fazda kaydedilmiş olup bunu sırasıyla yükleme fazı ve tekli destek fazı takip etmiştir.
- Sağ tibialis anterior kasının yürüme siklusunun fazlarındaki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda sağ bacakta en yüksek değerler yükleme fazı ve salınım fazında görülmüş olup medyan değer yükleme fazında daha yüksek olsa da bu iki faz arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Tekli destek fazı ve salınım öncesi fazının sinyal sıra ortalamaları daha düşük olup bu iki fazın kendi aralarında istatistiksel anlamda bir farklılık görülmemiştir.

- Sol tibialis anterior kasının yürüme siklusunun fazlarında ki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda sol bacakta en yüksek değerler yükleme fazında kaydedilmiş olup diğer fazlara göre anlamlı farklılık görülmüştür. Salınım fazının medyan değeri tekli destek fazına göre daha yüksek olsa da bu iki faz arasında ve yine tekli destek fazı ile salınım öncesi fazı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.
- Sağ ve sol bacak tibialis anterior kası aynı fazlarda karşılaştırıldığında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
- Gastrokinemius kasının medial başının yürüme siklusunun fazlarındaki YEMG sinyal değerlerine baktığımızda ise hem sağ hem de sol bacakta en aktif olduğu fazın tekli destek fazı olduğu görülmüştür. Diğer fazların sinyal ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.
- Sağ ve sol bacak gastrokinemius kası medial başı aynı fazlarda karşılaştırıldığında YEMG sinyal sıra ortalamaları arasında salınım öncesi fazda istatistiksel anlamda farklılık bulunmuş olup sağ bacaktaki değerler daha yüksektir.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz değerler sağlıklı genç erişkin bireyler üzerinde ölçülmüş olup, YEMG ölçümlerinin yaygınlaşmasının genç erişkinlerde yürüme

patolojilerinin tanısında, tedavinin ne şekilde planlanacağında, tedavi öncesi ve sonrası prognoz takibinde yararlı olacağı inancındayız. Bu ve buna benzer çalışmaların sadece tıp alanında değil, ergonomi mühendisliğinde ve spor bilimlerinde de faydalı olabileceğini düşünmekteyiz.

Bundan sonraki aşamalarda farklı kasların YEMG analizi, çalışmamız için seçtiğimiz yaş grubu dışında kalan yaş grupları, hasta grupları, sporcuların yürüme analizlerinin gerçekleştirilmesi ve bunlar arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi için gereken çalışmaların planlanması gerektiği kanısındayız.

ÖZET

Fzt. Nurşen ADA, Yürüme analizinde bacak kaslarının yüzeyel emg (YEMG) ile değerlendirilmesi; Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı, Edirne, 2015.

Bu çalışma genç erişkinlerde yürüme siklusunun fazları esnasında her iki bacaktaki tibialis anterior kasının ve gastrokinemius kasının medial başındaki YEMG aktivasyonlarını ölçümlemek, fazlar arası farklılıkları yada benzerlikleri gözlemlemek ayrıca yürüme parametrelerini (spatio-temporal parametreler) ve yer tepkimesi kuvvetini ölçümlemek, literatür bulgularıyla karşılaştırmak, bilimsel çalışmalara katkıda bulunmak, nöromusküler ve ortopedik birtakım hastalıkların teşhis ve tedavisinde YEMG kullanımının yaygınlaşmasına katkıda bulunmak amacıyla yapıldı.

Çalışmaya etik kurul onayı alındıktan sonra vücut kitle indeksi (VKİ) 18,5-25 arasında ve 18-26 yaş aralığında olan 20 sağlıklı bayan alındı. Olguların vücut ağırlıkları, boy uzunlukları, baskın ekstremiteleri soruldu. Herhangi bir nöromuskuler yada ortopedik özrü bulunmayan katılımcılar gönüllü onam formlarını doldurularak ve çalışma hakkında bilgilendirilerek çalışmaya alındı.

Katılımcıların tibialis anterior kaslarının ve gastrokinemius kaslarının medial başlarının aktif kontraksiyon yaptırıldıktan sonra bulunan ve palpe edilen en şişkin noktaları, alkollü pamukla temizlenip, hafif eritem elde edildikten sonra kurutuldu ve YEMG elektrotları bağlandı. Katılımcıların yürüme parametrelerine ait kayıtları, kuvvet platformunda

ölçülen YTK değerleri ve YEMG analizleri, Zebris FDM duruş ve yürüme analizi sistemi, Zebris Kas aktivitesi kaydı için EMG Bluetooth Ölçüm Sistemi ve WinFDM programı kullanılarak yürüme platformunda, normal yürüyüş hızında ve her bir katılımcıdan 3 ölçüm alınarak kaydedildi.

Araştırmamız sonucunda sağ ayak rotasyon derecesi, sol ayak rotasyon derecesinden fazlaydı ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). Adım uzunluğu, adımlama zamanı ve yürüme fazlarının %' lik dilimleri arasında sağ ve sol bacak arasında farklılık gözlenmedi.

Araştırmamızda sağ bacakta duruş fazı ortalaması %63,67, sol bacaktaki duruş fazı ise normal yürüme siklusunun %63,88' i olarak bulunmuştur.

Araştırmamızda sağ bacakta salınım fazı ortalaması %36,32, sol bacaktaki salınım fazı ise normal yürüme siklusunun %36,11' i olarak bulunmuştur.

Platforma yansıyan YTK ölçümlerine baktığımızda her iki bacakta da en yüksek kuvvet ortalaması salınım öncesi fazda kaydedilmiş olup bunu sırasıyla yükleme fazı ve tekli destek fazı takip etmiştir.

Sağ tibialis anterior kasının yürüme siklusunun fazlarında ki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda sağ bacakta en yüksek değerler yükleme fazı ve salınım fazında, sol bacakta ise en yüksek değerler yükleme fazında kaydedilmiş olup, her iki bacakta tekli destek fazı ve salınım öncesi fazın sinyal sıra ortalamaları arasında istatistiksel anlamda bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$).

Gastrokinemius kasının medial başının yürüme siklusunun fazlarında ki YEMG sinyal sıra ortalaması değerlerine baktığımızda ise hem sağ hem de sol bacakta en aktif olduğu fazın tekli destek fazı olduğu görülmüştür. Diğer fazların sinyal sıra ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

Tespit edilen değerler literatürdeki çalışmaların sonuçları ile karşılaştırıldığında büyük ölçüde uyumlu bulundu.

YEMG ölçümlerinin kas aktivasyonları hakkında önemli bilgiler verdiği, yürüme analizinin daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunacağı, daha birçok alanda kullanılabileceği ve kullanımının yaygınlaşması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar kelimeler: Yürüme Analizi, Yüzeyel EMG, Yer Tepkimesi Kuvveti, M. Tibialis Anterior, M. Gastrocnemius.

ABSTRACT

PT. Nurşen ADA, Evaluation of leg muscles with surface EMG during gait analysis; Trakya University Medical Faculty, Department of Anatomy, Edirne, 2015.

This study was conducted in order to measure the sEMG activation during gait cyclus of m. tibialis anterior and m. gastrokinemius medialis muscles of each young adult leg, to observe the similarities and differences of gait parameters (spatio-temporal parameters) and Ground Reaction Force (GRF) between the phases, to compare our findings with the scientific literature, and to serve the better understanding of using sEMG for neuromuscular and ortopedic anomalies.

After receiving approval from Human Subject Comittee, twenty healthy women of ages between 18 and 26 with a body mass index of 18.5 through 25 were studied. These subjects were informed about the study and were selected among people who have no neuromuscular or orthopedic abnormalities. Subjects' weight, height, and dominant limbs were recorded.

Gastrocnemius medialis and tibialis anterior muscles of the subjects were palpated with active contraction, then swallowed parts were cleaned with alcoholic cotton and sEMG electrots were connected after the muscle turns into slight erythema. Records of gait parameters, GRF values measured on the force platform and sEMG analysis were measured three times in normal gait pace on a gait platform with FDM stance and gait analysis system,

EMG bluetooth measurement system and WinFDM software for Zebris muscle activity records.

According to this research, the right leg rotation angle was larger than that of the left leg. This difference were found to be statictically meaningful ($p<0.05$). It is observed that there is no percentage difference of the footstep length, gait pace and gait phases between right and left legs.

It is found that the right and left leg stance phase averages are 63.67% and 63.88% of normal gait cyclus, respectively.

In addition, it is found that the right and left leg swing phase averages are 36.32% and 36.11% of normal gait cyclus, respectively.

When GRF measurements on the platform analized, the highest force average is observed on the pre-swing phase, followed by the load response phase and the single support phase.

sEMG signal rank values were also analized for the gait cyclus of m. tibialis anterior muscle for both legs. It is seen that m. tibialis of the right leg has the highest activity on the load response phase and the swing phase. On the left leg, the highest values were recorded in the response phase. There is no statistical difference between single support phase and pre-swing phase for both legs ($p>0.05$).

When sEMG signal rank values analized for m. gastrokinemius medialis muscle in the gait cyclus, single support phase is observed to have the highest activity for both legs. There is no statistical importance of the difference of the average signal rank values for the other phases ($p>0.05$).

Measured values are found in good aggrement with the literature values. As a result, sEMG gives important information about muscle activation. sEMG will also contribute better understanding of gait analysis. It should be promoted to use sEMG as an alternative solution to the existing applications.

Keywords: Gait Analysis, Surface EMG, Ground Reaction Force, M. Tibialis Anterior, M. Gastrocnemius.

KAYNAKÇA

1. Kanatlı U., Yetkin H., Songür M., Öztürk A., & Bölükbaşı S. Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. TOTBiD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi 2006;5(1-2),53-54-58.

2. Koz M. Kas fizyolojisi-1, 80.251.40.59/sports.ankara.edu.tr./koz/ana-fiz/kas.pdf. adresinden 20 Haziran 2014 tarihinde erişilmiştir.

3. Uzun S. Elit sporcularda kassal dayanıklılığın yüzeyel elektromiyografi güç dağılımı parametreleri ile değerlendirilmesi Doktora Tezi. T.C Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı . İstanbul, 2007.

4. Can A. Kas Dokusu, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Histoloji- Embriyoloji Anabilim Dalı. histemb.medicine.ankara.edu.tr/Kas%20Dokusu.pdf. adresinden 25 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

5. Zorba E. Kaslar ve Egzersiz. 3 Kasım 2010. www.erdalzorba.com/11_Kaslar-ve-Egzersiz.html. adresinden 7 Ağustos 2014 tarihinde erişilmiştir.

6. Myofilamentler ve kas lifinin çizgili görünümü şekli. www.turkeyarena.net. adresinden 8 Kasım 2014 tarihinde erişilmiştir.

7. İnce Filamentlerin Şekilleri. www.sciencegeekgirl.wordpress.com.adresinden 8 Kasım 2014 tarihinde erişilmiştir.

8. Sarkolemmanın Şekli. biomhs.blogspot.com.adresinden 8 Kasım 2014 tarihinde erişilmiştir.

9. Özyener F. İskelet Kası Fizyolojisi, Fizyoloji AD. tip.uludag.edu.tr/temel.../fizyoloji/.../cizgili-kas-kasilma-mekanizmasi.pd... adresinden 25 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

10. Cerrah A. O., Ertan H., & Soylu A. Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı. Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi 2010;VIII (2),43-49.

11. Florimond V. Basics Of Surface Electromyography Applied To Physical Rehabilitation And Biomechanics. Montreal, CANADA: Thought Technology Ltd. February 2009 & March 2010.

12. Bozer C. Genç erişkinlerde, günlük aktivite sırasında yapılan bazı hareketlerin kinetik analizi (Doktora tezi). Edirne: Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı; 2007.

13. Yıldırım M. İnsan Anatomisi.İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 2012.

14. Taner D. Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi. Ankara: HYB Basım Yayın, 1996.

15. Gülçimen B., & Ülkü S. İnsan Ayağı Biyomekaniğinin İncelenmesi. Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi 2008;13 (2),28.

16. T.C, M.E.B. Ortopedik Protez ve Ortez, Yürüme Analizi-2. Ankara, 2011. http://megep.meb.gov.tr.adresinden 20 Ocak 2015 tarihinde erişilmiştir.

17. Dalkılınç M. Yürüme rehabilitasyonunda temel prensipler. www.tavsiyeediyorum.com/makaleler/yurumerehabilitasyonu.pdf. adresinden 1 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

18. Zengin S. İhmal Edilmiş Aşil Tendon Rüptürlerinde Lindholm Yöntemi ve Sonuçlarının Yürüme Analizi ile Değerlendirilmesi (Uzmanlık Tezi). T.C Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim Ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, 2007;25-41. İstanbul.

19. Türk A. Ayak Bileği İnstabilitesine Bağlı Gelişen Fonksiyonel Kayıpların Yürüme Analizi ve Diğer Biyomekanik Parametrelere Etkisi(Uzmanlık Tezi). T.C İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Spor Hekimliği Anabilim Dalı ; 2009,İstanbul.

20. Temelli Y. Yürüme analizi. Özürlüler'07 Kongre Sergi Ve Sosyal Etkinlikleri Kongre Bildirileri Kitabı. Özürlüler Vakfı. s.134-139,2007.

21. T.C, M.E.B. Ortopedik Protez Ve Ortez Yürüme Analizi-1-Megep.Ankara, 2011.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/.../Yürüme%20Analizi%201.pdf. adresinden 6 Haziran 2014 tarihinde erişilmiştir.

22. Ebrahim A. H. (2013, Ekim 3). The gait cycle, Lecture IX. www.docstoc.com/docs/.../THE-GAIT-CYCLE.adresinden 23 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

23. Gait I: Overview, Overall Measures, and Phases of Gait. courses.washington.edu/.../GaitPhasesKineticsK.adresinden 1 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

24. Kılıç E. Obezitenin yürüme biyomekaniği üzerindeki etkisi: Bilgisayarlı sistematik yürüme analizi yöntemi ile obez ve obez olmayan 30-45 yaş arası sağlıklı kadınlarda spatiotemporal,kinematik ve kinetik verilerin karşılaştırılması (Uzmanlık Tezi). Ankara: Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp Ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı; 2011.

25. Kuran B. İnmede Yürüme ve Denge. TFTR 2. Kış Okulu Nörolojik Rehabilitasyon . İzmir, Balçova Termal Otel, Kasım-Aralık 29-2,2012.

26. Kerrigan D. C., Schaufele M., & Wen M. N. Gait Analysis, Chapter 8. J. A. DELISA, & B. M. GANS, Rehabilitation Medicine: Principles And Practise. Philadelphia: Lippincoltt-Raven Publishers. 1998;p.165,183.

27. Erdoğmuş C. B., & Tüzün Ş. Yaşlılarda Yürüme Kinematiği. Geriatri, Turkish Journal of Geriatrics 2001;4 (1),33-39.

28. Timple C. Gait assessment of neurologically challenged patients, Casa Colina Centers for Rehabilitation. www.oepf.org/sites/.../Cathelyn%20Timple.pdf.adresinden 23 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

29. Vaughan C. L., Davıs B. L., & O' Connor J. C. Dynamics of human gait. South Africa: Kiboho Publishers. 1999.

30. Soylu A R. Spor bilimleri için yüzey elektromyografi:Olası hata kaynakları ve bazı teknik detaylar. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı. Ankara, 2010.

31. Day S. Important Factors in Surface EMG Measurement. www.andrewsterian.com/.../EMG_measuremen..adresinden 18 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

32. Rash G. S. Electromyography Fundamentals. myweb.wwu.edu/.../EMGfundamentals.pdf.adresinden 18 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

33. Hacıoğlu S. Osteoartritte İzokinetik Egzersizlerin Kuadriseps Kas Gücüne Etkisinin İzokinetik Dinamometre Ve Yüzeyel Emg İle Değerlendirilmesi

(Uzmanlık Tezi). T.C Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, 2009;40-70. İstanbul.

34. Konrad P. The ABC of EMG. Noraxon INC. USA: 2005.

35. Cram J. R., & Kasman G. S.The basics of surface electromyography chapter 1. Jones and Bartlett Publishers, p.3-7.

36. Çakmak H. Pectoralis major kasının omuz horizontal extansiyonu sırasındaki yük dağılımının incelenmesi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hareket ve Antrenman Bilimleri . hasancakmak.net/...hasan-cakmak.../spor-biyomekanigi-hasan-cakmak.p... adresinden 23 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

37. Merlo A., & Campanini I. Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. The Open Rehabilitation Journal 2010;3,98-109.

38. Swınnen E., Baeyens J. P., Meeusen R., & Kerckhofs E. Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking. Journal of Electromyography and Kinesiology 2012;22,1-12.

39. Soderberg G. L. Selected topics in surface electromiyography for use in the occupational setting: expert perspectives. U.S Department of Health and Human Services, 1992.

40. Hermens H. J., Frerıks B., Merlettı R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Et Al.European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. www.seniam.org/pdf/contents8.PDF.adresinden 19 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir .

41. Stegeman D., & Hermens H. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". Department of Clinical Neurophysiology Institute of Neurology, University Medical Centre Nijmegen ,108-111.Nijmegen.

42. Soderberg G. L., & Cook T. M. Electromyography in Biomechanics. Physical Theraphy, 1984;64 (12),1813-1820.

43. De Luca C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal Of Applied Biomechanics, 1997;13 (2),135-163.

44. Jamal M. Z. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis, Chapter 18. Computational Intelligence in Electromyography Analysis –A Perspective on Current Applications and Future Challenges, INTECH. 2012;p.434.

45. Rainoldi A., Melchiorri G., & Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. Journal of Neuroscience Methods 2004;134,37-43.

46. De Luca C. J.Surface electromyography: detection and recording. Delsys. 2002;1-10.

47. Miller D. J.Emg normalization.Physical Therapy. 1986;66 (2),270-272.

48. Sousa A. S., & Tavares J. M. Surface electromyographic amplitude normalization methods: A Review. www.researchgate.net/publictopics.PublicPostF... adresinden 19 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

49. Halakı M., & Gınn K. Normalization of emg signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to? Intech. 2012.

50. Dal U., Erdoğan A., Cüreoğlu A., Reşitoğlu B., Helvacı İ., & Beydağı H. Antropometrik özelliklerin tercih edilen yürüme hızı ve yürüme sırasında harcanan enerji miktarına etkileri: Oksijen maliyeti-oksijen tüketimi. Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi, 2010;3 (1),9.

51. Akşahin E., Yüksel H. Y., Yavuzer G., Muratlı H. H., Çelebi L., & Biçimoğlu A. Tek taraflı pes ekinovarus cerrahisi ile başarılı sonuç alınmış çocukların niceliksel yürüme özellikleri. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 2010;44 (5),378-384.

52. Özdolap Ş., Karagöz A., Karamercan A., & Özgirgin N. Hemiplejik Hastaların Yürüme Analizi. Romatizma 2001;16 (2),95-101.

53. Öztürk E., Ataman Ş., & Yavuzer G.Ankilozan Spondilitte Yürüyüş Bozukluklarının Bilgisayarlı Yürüme Analizi İle Değerlendirilmesi. FTR Bil Der J PMR Sci2006;9 (3),80-90.

54. Kızılırmak S. Kısa Yürüme Cihazı Kullanan Kauda Ekina Lezyonlu Hastalarda Yürüme Analizi(Uzmanlık Tezi). T.C Genel Kurmay Başkanlığı, GATA, Askeri Tıp Fakültesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başk.; 2004, Ankara.

55. Akbay Özşahin A. Parkinson Hastalarında Kantitatif YürümeAnalizi (Yüksek Lisans Tezi). T.C. Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü ; 2006, İstanbul.

56. Haghari S. Multipl Sklerozlu Hastalarda Yürüme Analizi: Patolojik Yürüme Paternleri Ve İlişkili Faktörlerin Değerlendirilmesi(Uzmanlık Tezi). T.C. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı; 2011, Ankara.

57. Kanatlı U., Yetkin H., Şimşek A., Öztürk A. M., Esen E., & Beşli K. Sağlıklı kişilerde metatars başlarında dinamik basınç dağılım şekilleri. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica 2008;42 (1),26-30.

58. Ground reaction forces in normal gait. Feb. 10, 2014. www.slideshare.net/.../analysis-and-interpretati..adresinden 30 Mart 2015 tarihinde erişilmiştir.

59. Hesse S. Rehabilitation of gait after stroke. Top Geriatr Rehabilitation, 2003;19 (2), 111-131.

60. Deniz L., Armağan O., Özgen M., & Öner S. Subakut İnmeli Hastalarda Kısmi Vücut Ağırlık Desteği İle Yapılan Yürüme Eğitiminin Etkinliği. Türk Serebrovasküler Hastalıklar Dergisi 2011;13-19.

61. Kunju N., Kumar N., Pankaj D., Dhawan A., & Kumar A. EMG Signal Analysis for Identifying Walking Patterns of Normal Healthy Individuals. Indian Journal of Biomechanics: Special Issue 2009;118-122.

62. He H., Kiguchi K., & Horikawa E. A Study on Lower-Limb Muscle Activities during Daily Lower-Limb Motions. International Journal of Bioelectromagnetism 2007;9 (2), 79-84.

63. Yaprak Y., Tınazcı C., & Ergen E. İzometrik Kuvvet Ölçümünde Topuk Yükseltmenin Vastus Lateralis Ve Gastrocnemius Kaslarının Emg Aktivitesine Etkisi. Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi 2009;VII (2),41-46.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. İskelet kasının yapısı 5
Şekil 2. Myofilamentler ve kas lifinin çizgili görünümü 6
Şekil 3. İnce filamentler 8
Şekil 4. Sarkolemma 8
Şekil 5. Topuk teması (Initial contact: IC) fazında kas aktivasyonları 18
Şekil 6. Ayağın tam teması (Loading response: LR) fazında kas aktivasyonları 19
Şekil 7. Basma ortası (Midstance: MSt) fazında kas aktivasyonları 19
Şekil 8. Topuk kalkışı (Terminal stance: TS) fazında kas aktivasyonları 20
Şekil 9. Parmak kalkışı (Pre-swing: PSw) fazında kas aktivasyonları 21
Şekil 10. Erken salınım (Initial swing: ISw) fazında kas aktivasyonları 22
Şekil 11. Salınım ortası (Mid-swing: MSw) fazında kas aktivasyonları 22
Şekil 12. Salınım sonu (Terminal swing: TSw) fazında kas aktivasyonları 23
Şekil 13. Yürüme siklusu boyunca alt ekstremite eklem hareket açıklığı dereceleri 23
Şekil 14. Basma fazının %' lik dilimleri 25
Şekil 15. T.Ü Anatomi ABD yürüme analizi laboratuvarı 40
Şekil 16. Zebris FDM sistem ikili kuvvet dağılımı ölçüm platformu 41
Şekil 17. Zebris kas aktivitesi kaydı için EMG bluetooth ölçüm cihazı 42
Şekil 18. *M. Tibialis Anterior* ve *M. Gastrocnemius* kaslarının yemg elektrot yerleşimi 44
Şekil 19. Ölçüm işlemi 45
Şekil 20. Normalizasyon işlemi 46

Şekil 21. Yürüme siklusunda alt ekstremite elektromiyogram 63
Şekil 22. Yürüme siklusu yüzdelik dilimlerinde kas aktivasyonları.....64
Şekil 23. Sağlıklı ve hemiparezili bireylerde tib. ant. ve gastrokinemius kaslarının emg aktivasyonlarının karşılaştırılması.....66
Şekil 24. Sağlıklı bireyde tibialis anterior ve gastrokinemius kasının lateral başının yemg ölçümü 67

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1. Kas tipleri ve özellikleri 4
Tablo 2. Tek destek ve çift destek fazları 24
Tablo 3. Normal yürüyüşte ortalama değerler 28
Tablo 4. Murray ve ark.' nın temporo-spatial parametreler için referans değerleri 28
Tablo 5. Katılımcıların yürüme analizi parametrelerine ait tanımsal istatistikleri 47
Tablo 6. Yürüme analizi parametreleri sağ ve sol bacak arasındaki farklar.....48
Tablo 7. Sağ ve sol duruş fazı ortalama kuvvet istatistik değerleri karşılaştırması.....50
Tablo 8. Tibialis anterior ve gastrokinemius medial başı kaslarının yemg sinyal sıra ortalamalarının fazlar arasındaki fark karşılaştırmaları.....51
Tablo 9. Sağ tayemg için fazların ikili karşılaştırmaları.....52
Tablo 10. Sol tayemg için fazların ikili karşılaştırmaları 53
Tablo 11. Sağ gkyemg için fazların ikili karşılaştırmaları.....54
Tablo 12. Sol gkyemg için fazların ikili karşılaştırmaları 56

ÖZGEÇMİŞ

07.01.1983 tarihinde İstanbul' da doğdum. 1988-1993 yılları arasında ilkokul eğitimimi Yeniçağ İlköğretim Okulunda tamamladım. Ortaokul eğitimimi Kağıthane Lisesi ve lise eğitimimi hazırlık sınıfını Afyon Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi' nde olmak üzere Safiye Sultan Lisesinde tamamlayarak 2000 yılında mezun oldum. 2001 yılında eğitime başladığım Dumlupınar Üniversitesi Fizik Tedavi Rehabilitasyon Bölümünü 2005 yılında bitirdim. 2005-2012 yılları arasında çeşitli rehabilitasyon merkezlerinde fizyoterapist olarak görev yaptım. 2012 yılında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Morfoloji Anabilim Dalı Anatomi Programı' na ve 2013 yılında ise Trakya Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Sağlık Kurumları Yöneticiği Anabilim Dalı' na kaydoldum. 2013 yılında atanmış olduğum Sağlık Bakanlığı bünyesinde şu an İzmir Karşıyaka Devlet Hastanesinde halen fizyoterapist olarak görev yapmaktayım. Evli ve iki çocuk annesiyim.

EKLER

EK-1

T.C. TRAKYA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU Edirne, Türkiye

ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAYIBAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	TÜTF-GOKAEK 2013/133	
	PROTOKOL ADI	Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeyel EMG ile Değerlendirilmesi	
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI / ADI	Prof. Dr. Bülent Sabri CİGALİ	
	ARAŞTIRMA MERKEZİ		
	DESTEKLEYİCİ		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	Tek Merkez Ulusal	Çok Merkez Uluslararası

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No: 16/ 07** **Tarih:17.07.2013** Üniversitemiz Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Bülent Sabri CİGALİ'nın sorumluluğunda yapılması planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen Yüksek Lisans Öğrencisi Nurşen ADA'nın tez çalışmasının araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmaya ilişkin giderlerin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmediği koşullarda gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel standartlar açısından sakınca bulunmadığına mevcudun oy birliği ile karar verilmiştir.
ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Helsinki Bildirgesi, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu, TÜTF-GOKAEK Yönergesi

ÜYELER

Ünvanı/Adı/ Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki(*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ülfet VATANSEVER ÖZBEK Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları A.D	K	E☐ H☐	E☐ H☐	İZİNLİ
Yrd. Doç. Dr. Esin KARLIKAYA Başkan Yardımcısı	Tıp Tarihi ve Etik	T.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik A.D.	K	E☐ H☒	E☒ H☐	
Prof. Dr. Ç. Hakan KARADAĞ Üye	Tıbbi Farmakoloji	T.Ü.T.F Tıbbi Farmakoloji A.D	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Yrd. Doç. Dr. F. Nesrin TURAN Üye	Biyoistatistik	T.Ü.T.F. BiyoistatistikA.D.	K	E☐ H☒	E☒ H☐	
Yrd. Doç. Dr. Hilmi TOZKIR Üye	Tıbbi Genetik	T.Ü.T.F. Tıbbi Genetik A.D.	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Doç. Dr. Hasan ÜMİT Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Doç. Dr. Selma Arzu VARDAR Üye	Fizyoloji	T.Ü.T.F. Fizyoloji A.D.	K	E☐ H☒	E☒ H☐	
Doç. Dr. Sedat ÜSTÜNDAĞ Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Doç. Dr. Burcu TOKUÇ Üye	Halk Sağlığı	T.Ü.T.F. Halk Sağlığı A.D.	K	E☐ H☐	E☐ H☐	İZİNLİ
Prof. Dr. Koray ELTER Üye	Kadın Hastalıkları ve Doğum	T.Ü.T.F. Kadın Hastalıkları ve Doğum A.D.	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Yrd. Doç. Dr. Rugül KÖSE ÇINAR Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F. Ruh Sağ. ve Has. A.D.	K	E☐ H☒	E☒ H☐	
Prof. Dr. Recep YAĞIZ Üye	Kulak, Burun ve Boğaz Hastalıkları	T.Ü.T.F. K.B.B. Hast. A.D.	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Doç. Dr. Atakan SEZER Üye	Genel Cerrahi	T.Ü.T.F. Genel Cerrahi A.D.	E	E☐ H☐	E☐ H☐	İZİNLİ
Doç. Dr. Berkan DEMİRAL Üye		T.Ü. İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi	E	E☐ H☒	E☒ H☐	
Avukat Baki KURNAZ Üye		T.Ü. Rektörlüğü	E	E☐ H☒	E☒ H☐	

*Araştırma ile ilişki
**Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Recep YAĞIZ
Dekan a.
Dekan Yardımcısı

EK-2

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Kinetik yürüme analizinde bacak kaslarının yüzeyel EMG ile değerlendirilmesi

Bir araştırma projesine davet edilmektesiniz. Bu araştırmanın yürütülmesi, Trakya Üniversitesi Girişimsel olmayan klinik araştırmalar Etik Kurulu' nun 17/07/2013 tarih ve 16/07 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Araştırmaya katılmaya karar vermeden önce araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını anlamanız çok önemlidir.

Araştırmaya katılım tamamen gönüllülük ilkesine bağlı olup katılmayı reddetmeniz herhangi bir cezaya ya da elde edilecek herhangi bir yararın kaybedilmesine kesinlikle yol açmayacaktır.

Aynı şekilde araştırmaya katılmayı kabul ettikten sonra da araştırmanın herhangi bir yerinde hiçbir neden göstermeksizin herhangi bir zarar ya da elde edilmesi beklenen bir yarar kaybına yol açmadan araştırmadan çekilebilirsiniz.

Araştırma kapsamında yapılan işlemlerin mali giderleri araştırmacılar ya da destekleyici (AÇIK AD) tarafından karşılanacak olup size ya da sosyal güvenlik kurumunuza hiçbir mali yük getirmeyecektir.

Aşağıdaki bilgileri dikkatlice okuyun ve araştırmaya katılmak isteyip istemediğinize karar vermek için lütfen biraz düşünün. Açık olmayan bir bölüm varsa ya da daha ayrıntılı bilgiye ihtiyaç duyuyorsanız ya da araştırmaya katılmaya gönüllü oluktan sonra soracağınız sorular varsa +5369271808 numaralı cep telefonundan **Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI' ya** başvurabilirsiniz.

1. **Araştırmayla İlgili Bilgiler:**
   - **a. Araştırmanın bilimsel adı:** Kinetik yürüme analizinde bacak kaslarının yüzeyel EMG ile değerlendirilmesi
   - **b. Araştırmanın anlaşılabilir basit adı:** Bacak kaslarının elektriksel sinyallerinin kayıt edilmesi
   - **c. Sorumlu Araştırmacının adı ve görev yeri: Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI Trakya Üniv. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı**

d. Araştırmanın içeriği:

Yürüme analizi birçok klinik olgunun teşhis ve takibinde rol oynayan bir analiz yöntemidir. Bu yöntemin temel olarak kinematik, kinetik ve EMG ile olmak üzere bileşenleri vardır. Bu yöntemler ayrı ayrı uygulanabileceği gibi eş zamanlıda uygulanabilmektedirler. Kinematik analiz eklemlerin hareket esnasında açıklıklarını derece olarak tespit etmeye yarayan yönteme verilen genel isimdir. Kinetik analiz ise kuvvet platformları ile yapılır. Bu platformların içine yerleştirilmiş basınç sensorları ayağın zemine uyguladığı kuvveti ölçer. EMG ise kas liflerinde oluşan aksiyon potansiyelinin yani elektriksel aktivitenin ölçülmesidir. Bu değerlendirmede kasın hareketin hangi safhasında aktif olduğu gözlemlenebilir.

e. Araştırmanın amacı:

Yürüme analizi sırasında genç erişkinlerde kalça ekleminin hareketine katkı sağlayan m. gastrocnemius ve m. tibialis anterior' a ait EMG sinyallerini yüzeyel EMG cihazı ile kaydetmek ve yürümenin fazlarında bu kasların aktivasyonlarını değerlendirmek.

f. Araştırmanın niteliği (Klinik, Laboratuvar, Epidemiyolojik - Tez çalışması vb….): Laboratuvar

g. Araştırmanın başlama tarihi ve öngörülen süresi:1.8.2013 13 ay

h. Araştırmaya katılması beklenen gönüllü sayısı: 20

i. Katılımcının araştırmaya dahil edilme nedeni: Yürüme analizi değerlendirmelerinin vücut kitle indeksi 18,5-25 arasında 18-26 yaş arası sağlıklı kadınlarda yapılması gerektiğinden, bu çalışmaya katılmanız istenmektedir.

j. Araştırmada uygulanacak yöntemler: Sizden bir yürüme platformunda yürümeniz istenecek ve bu sırada yürüme sırasında harekete katılan bacak kaslarınız üzerine yapıştırılmış olan alıcılardan elektriksel kayıt alınacaktır.

2. Uygulama Sırasında Karşılaşabileceğiniz Riskler ve Rahatsızlıklar: Bu çalışmaya katılmanız durumunda, sağlığınızı tehlikeye atacak ya da sizin için herhangi bir risk oluşturacak bir girişimde bulunulmayacaktır. Sadece bazı kaslarınızın aktivitesini

kaydetmek için bazı kaslarınız üzerine alıcılar yapıştırılacak ve yürümeniz istenecektir. Yürüme işlemi kaslarınızı ve vücudunuzu zorlayıcı şiddette olmayacak, size herhangi bir ağrı verici işlem uygulanmayacaktır.

3. Gönüllü İçin Araştırmadan Beklenen Yarar: Yürümenin gelişmiş aletlerle değerlendirilmesi konusunda bilim dünyasına katkıda bulunacaksınız. Eğer ölçümler sırasında anormal bir takım bulgulara ulaşırsak sizi ilgili klinik branşlara yönlendireceğiz.

4. Araştırmaya Seçenek Olan Diğer Girişimler: Bu yapılan ölçümün herhangi bir girişimsel olmayan seçeneği yoktur.

5. Zararların Tazmini ve Araştırma Konusundaki Diğer Soruların Cevaplandırılması:

a. Araştırmanın yürütülmesi sırasında olası yan etkiler, riskler ve zararlar ile bir hasta olarak hakları konusunda bilgi almak için bağlantı kurulacak kişinin adı-soyadı, ünvanı, görev yeri ve telefon numarası.

Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI

Trakya Üniv. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı

Tel: +2842357641/1503

6. Araştırma Giderleri ve Bütçesi: 12500 TL

7. Gönüllülük, Çalışmayı Reddetme ve Çalışmadan Çekilme Hakkı, Çalışmadan Çıkarılma: Dilediğiniz zaman çalışmadan hiçbir gerekçe göstermeden ayrılabilirsiniz.

8. **Kimlik bilgilerinin ve elde edilen verilerin gizliliği nasıl sağlanacak?**
Bilgileriniz ölçümlerin yapıldığı bilgisayarda gizlenmiş bir dosyanın içinde muhafaza edileceklerdir. Bilgilerinize sadece araştırma ekibi ulaşabilecek ve sizden elde edilecek verilerin yayınlanması sırasında kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır.

9. **Araştırma sonunda gönüllülere bilgi verilecek mi?** İsterseniz size ait bilgiler bir çıktı şeklinde size verilecektir.

GÖNÜLLÜNÜN ÇALIŞMAYA KATILMA ONAYI

Yukarıda açıkça tanımlanan çalışmanın ne amaçla, kimler tarafından ve nasıl gerçekleştirileceği anlayabileceğim bir ifade ile bana anlatıldı.

Bu araştırmadan elde edilen bilgilerin bana ve başka insanlara sağlayacağı yararlar bana anlatıldı.

Araştırma sırasında meydana gelebilecek riskler ve rahatsızlıklar bana anlayabileceğim bir dille anlatıldı.

Araştırma sırasında oluşabilecek zarar durumunda gerçekleştirilecek işlemler bana anlatıldı.

Araştırmanın yürütülmesi sırasında olası yan etkiler, riskler ve zararlar ve haklarım konusunda 24 saat bilgi alabileceğim bir yetkilinin adı ve telefonu bana verildi.

Araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik ve testler ile tıbbi bakım hizmetleri için benden ya da bağlı bulunduğum sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyeceği bana anlatıldı.

Araştırmaya hiçbir baskı ve zorlama altında olmaksızın gönüllü olarak katılıyorum.

Araştırmaya katılmayı reddetme hakkına sahip olduğum bana bildirildi.

Sorumlu araştırmacı / hekime haber vermek kaydıyla, hiçbir gerekçe göstermeksizin istediğim anda bu çalışmadan çekilebileceğimin bilincindeyim.

Bu çalışmaya katılmayı reddetmem ya da sonradan çekilmem halinde hiçbir sorumluluk altına girmediğimi ve bu durumun şimdi ya da gelecekte gereksinim duyduğum tıbbi bakımı hiçbir biçimde etkilemeyeceğini biliyorum.

Çalışmanın yürütücüsü olan araştırmacı / hekim ya da destekleyen kuruluş, çalışma programının gereklerini yerine getirmedeki ihmalim nedeniyle, benim onayımı almadan beni çalışma kapsamından çıkarabilir.

Çalışmanın sonuçları bilimsel toplantılar ya da yayınlarda sunulabilir. Ancak, bu tür durumlarda kimliğim kesin olarak gizli tutulacaktır.

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren Gönüllü Bilgilendirme Formu adlı metni kendi anadilimde okudum.

Bu bilgilerin içeriği ve anlamı, yazılı ve sözlü olarak açıklandı.

Aklıma gelen bütün soruları sorma olanağı tanındı ve sorularıma doyurucu cevaplar aldım.

Bu koşullarla, söz konusu araştırmaya hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın gönüllü olarak katılmayı kabul ediyorum.

Bu metnin imzalı bir kopyasını aldım.

Gönüllünün; (El yazısı ile)

Adı- Soyadı:

İmzası:

Adresi (varsa telefon ve/veya fax numarası):

.....

.....

Tarih:

Velayet ya da vesayet altında bulunanlar için; (El yazısı ile)

Veli ya da Vasinin Adı- Soyadı:

İmzası:

Adresi (varsa telefon ve/veya fax numarası):

.....

.....

Tarih:

Açıklamaları Yapan Araştırmacnın Adı- Soyadı: (El yazısı ile)

İmzası:

Tarih:

EK-3

TEZ ÇALIŞMASI ORİJİNALLİK BEYAN FORMU

