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

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI

YÜRÜME ANALİZİNDE KALÇA KASLARININ YÜZEYEL EMG İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Menekşe KARAHAN

EDİRNE - 2015

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

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Bülent S. CIĞALI

YÜRÜME ANALİZİNDE KALÇA KASLARININ YÜZEYEL EMG İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Menekşe KARAHAN

Destekleyen Kurum: TÜBAP -2013/156

Tez No:

EDİRNE - 2015

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sürecince bana emek veren, yönlendiren ve her aşamasında katkısını esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Bülent S. CIĞALI'ya sonsuz teşekkürlerimi bildirmeyi borç bilirim.

Çalışmalarım sırasında yürüme analizi uygulamaları konusunda bana destek olan Trakya Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı'nın değerli hocalarına, TÜBAP'a ve Tez çalışmamın istatistiksel analizinde yardımcı olan Prof. Dr. Necdet SÜT'e teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince her zaman yanımda olan desteğini esirgemeyen eşime teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ 1

GENEL BİLGİLER 3

- **YÜRÜMEDE TAŞIYICI BİRİMİN BİYOMEKANİĞİ** 3
- **NORMAL YÜRÜME** 5
- **YÜRÜME ANALİZİ** 12
- **YÜRÜME ANALİZİ LABORATUVARLARINDA KULLANILAN DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ** 12

GEREÇ VE YÖNTEMLER 19

BULGULAR 29

TARTIŞMA 42

SONUÇ 50

ÖZET 51

SUMMARY 53

KAYNAKLAR 55

RESİMLEMELER LİSTESİ 62

ÖZGEÇMİŞ 64

EKLER 65

SİMGE VE KISALTMALAR

Art:	Articulatio
Artt:	Articulationes
VKİ:	Vücut Kitle İndeksi
DAM:	Destek Alanı Merkezi
EMG:	Elektromiyografi
J:	Joule
M:	Musculus
N:	Newton
Nm:	Newtonmetre
VAM:	Vücut Agırlık Merkezi
YTK:	Yer Tepkime Kuvveti
YTKV:	Yer Tepkime Kuvveti Vektörü
YEMG:	Yüzeyel Elektromyografi

GİRİŞ VE AMAÇ

İki ayaküstünde dik bir şekilde yürüyebilme, memeli canlılar içinde sadece insana özgüdür ve insanın günlük yaşamındaki en temel hareketlerinden biridir. Yürüme hayatın akışı içerisinde kolaylıkla gözlemlenebilir (1,2). Ancak bu şekilde bir gözlem bize yürüyüş hakkında fikir verse de insan gözü yürüme sırasında milisaniyeler içerisinde olan birçok hareketi tam olarak algılayamaz. Bunun dışında yürümede meydana gelen kuvvet, moment ve kas aktiviteleri de gözle değerlendirilemez (1,2,3).

Uygun ve başarılı bir tedavi için normal yürüme mekanizması bilinmeli ve anormal olandan ayırt edilebilmelidir. Ayrıca yürümeyi bozan asıl neden ve bu durumu kompanse etmek için yapılan destekleyici hareketler de anlaşılmalıdır (1,2,3,4).

Bunun için yürümeyi oluşturan tüm bileşenleri tam olarak kaydedecek sayısal veriye dönüştürecek, verilerin tekrar incelenmesini ve kıyaslanmasını sağlayacak, tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesine yardımcı olacak, yani yürümenin analizini yapacak sistemler geliştirilmiştir (1,2,3,4,5).

Yürüme analizi birçok klinik olgunun teşhis ve takibinde rol oynayan bir analiz yöntemidir. Bu yöntemin temel olarak görsel, kinematik, kinetik ve bunlarla eş zamanlı kullanılabilen Elektromyografi (EMG) olmak üzere bileşenleri vardır. 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 sensörleri 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. Üretilen elektrik akımı, kas gerilimi ile ilişkili olduğundan bu incelemelerde değerlendirilen kasın kuvveti hakkında da yaklaşık bir fikir edinilebilir (3).

Tezin temel amacı yürüme analizi sırasında genç erişkinlerde kalça ekleminin hareketine katkı sağlayan *m. gluteus maximus* ve *m. rectus femoris*'e ait EMG sinyallerini yüzeyel EMG cihazı ile kaydetmek ve yürümenin fazlarında bu kasların aktivasyonlarını değerlendirmektir. Elde ettiğimiz verileri hareket analiz laboratuvarımızda veri tabanı olarak kullanmak, ulusal ve uluslararası literatürle karşılaştırabilmek, yürüme patolojilerinin teşhisi ve tedavi planlanmasında kullanmak ve bundan sonra yapılacak olan bilimsel çalışmalara katkı sağlayabilmektir.

GENEL BİLGİLER

YÜRÜMEDE TAŞIYICI BİRİMİN BİYOMEKANİĞİ

Pelvis

İki *os coxae* önde *sypmhysis pubica* adlı eklemi oluştururlar. Bu eklemin hareket açıklığı 0,5 – 2,5 mm arasındadır. Arkada *os sacrum* ve *os coxae* arasında *articulatio (art.) sacroiliaca* oluşur. *Os sacrum* beş adet omurdan oluşur. Bunlardan ilk üçü ağırlık aktarımında rol oynadığı için daha çok gelişmiştir. *Os sacrum distalde* os coccygeus ile eklemleşir ve *pelvis* oluşur (1,6). *Pelvis*; baş, boyun, kollar ve gövdenin ağırlığını alt ekstremiteye aktarır. Burada en önemli rol oynayan kemik *os sacrumdur. Symphysis pubica* bulunan *discus interpubicus*, *os femoristen* gelen kuvvetin emilimini sağlar (1).

Kalça Eklemi (*Art. Coxae*)

Kalça eklemini *acetabulum* ve *caput femoris* oluşturur (6). Vücut ağırlığı omurlar aracılığıyla *pelvis*e*, pelvisten* de her iki kalça eklemi vasıtasıyla iki taraftaki *os femorislere* aktarılır (7).

Kalça eklemi; fleksiyon, ekstensyon, abduksiyon, adduksiyon, iç rotasyon ve dış rotasyon hareketlerini yapabilmektedir. Yürüme esnasında maksimum fleksiyon değerine

bacağın topuk vuruşu için öne hareket ettiği salınım sonu evresinde ulaşır (30° – 45°). Basma fazının başlangıcında vücut ileri doğru hareket ederken eklem ekstansiyona gelir. Maksimum ekstansiyona ise topuk kalkışında ulaşır. Abduksiyon sallanma fazında gerçekleşir. Maksimum abduksiyon değerine parmak kalkışından hemen sonra ulaşır. Topuk vuruşunda kalça eklemi adduksiyona geri döner ve basma sonu fazına kadar devam eder. Kalça eklemi sallanma fazının başından sonuna kadar dış rotasyondadır. Sadece topuk vuruşundan hemen önce iç rotasyona gelir. Eklem basma fazının sonuna kadar iç rotasyonda kalır. *caput femoris*'in uzun ekseni ile *condylus femoralis'*lerin *transvers* ekseni arasındaki açı anteversion açısıdır. Bu açı uyluğun iç rotasyon ve dış rotasyon açısının miktarını değiştirebilir. Bu açı bir yetişkinde ortalama 12°'dir. Eğer bu açı artarsa yürüme esnasında *caput femoris*'i *acetabulum*'da tutmak için bacağın iç rotasyona eğilimi artar. Azalırsa da (retroversion), bacağın dış rotasyona doğru eğilimi artar (8).

Ayakta dururken vücudun gravite hattı ikinci sacral omurun 5 cm kadar önünden, *symphisis pubica*'nın arkasından geçer ve kalça eklemi sabit olduğunda eklem kapsülü ve eklem bağlarının stabilize edici etkisiyle kas kasılması olmadan dik bir duruş elde edilebilir (8,9,10).

Diz Eklemi (*Art. Genus*)

Diz eklemi vücudun en büyük belki de en karmaşık eklemidir. Diz ekleminin büyük kuvvetlere maruz kalması ve vücudun en uzun iki kaldıraç kolunun arasında bulunması diz eklemini yaralanmalardan kolay etkilenir hale getirmiştir (8,11).

Diz eklemi, ayakta dik duran bir kişide eklemin altında kalan kısım hariç tüm vücut ağırlığını taşır. Bu yük yaklaşık tüm vücut ağırlığının % 86'sına denk gelir. Normal yürüme sırasında, yürümenin evresine göre bu durum değişmektedir. Yürürken dize vücut ağırlığının 2 ila 5 katı, yani yaklaşık 1300 ila 3500 Newton (N) kadar yük biner. Yükün yaklaşık % 70'i dizin iç kısmına biner. Bu yükler, basma döneminde oluşan yer tepkime kuvvetidir. Salınım fazında ise bacağın kendi ağırlığıdır (6).

Ayak Bileği Eklemi (*Art. Talocruralis*)

Ayak bileği ekleminin görevi; alt ekstremitenin diğer büyük eklemlerinde olduğu gibi kinematik fonksiyonlara katılmak ve yük taşımaktır. (8).

Ayağın eklemleri olan *art. subtalaris*, *art. talocalcaneonavicularis*, *art. calcaneocuboidea, art. tarsitranversa* (*art. talocalcaneonavicularis* + *art. calcaneo cuboidea*) fonksiyonel bir bütünlük oluştururlar. Ayağın *inversion* ve *eversion* hareketleri bu eklemlerde açığa çıkar (11). Diğer eklemleri *artt. tarsometatarsales* (Lisfranc eklemi) plana tipte, *artt. intermetatarsales, artt. metatarsophalangea* elipsoid tipte ve *artt. interphalangeae pedis* ginglimus tipte eklemlerdir (1,6,7,11).

Ayak iskeletinin yapısı ağır mekanik görevleri karşılayabilecek düzendedir. Ayağın distaline doğru kemik sayısı artar ve böylece temas yüzeyi de büyür. Bu durumda ayak üzerine binen yük daha fazla yüzeye dağıtılabilir. Ayak, ağırlığın etkisine göre durumunu ve şeklini bağların elastikiyeti aracılığıyla değiştirebilir. Ayakta, kemikler arasında kemerler yer alır. Bu kemerler *tibia* ve *fibula*'nın konumuna göre ikisi longitudinal, biri de transverstir. Bu kemerlerin görevi ağırlığın etkisinin hafifletilmesi ve ağırlığın dağıtılmasıdır (1).

Bir kişi ayakta durduğu zaman, her bir ayak bileği ekleminden vücut ağırlığının yaklaşık olarak yarısı geçer. Vücudun yerçekimi hattı ayak bileği ekleminin transvers ekseninin birkaç santimetre önünden geçer. Bu nedenle vücut ağırlığı eklem üzerinde bir dorsal fleksiyon momenti ortaya çıkarır. Eklem üzerinde oluşan bu moment, vücut salınımlarının sonucunda 3 ve 24 Newtonmetre (Nm) arasında değişir. Bu yüzden, ayakta duruşta her iki ayak üzerine düzgün bir şekilde dağıtılan vücut ağırlığı *m. triceps surea*'nın aktivasyonunu gerektirir. Alt bacaktaki bu ve diğer kaslar vücut dengesini sağlamak için aktive olduğunda, ayak bileğindeki eklem reaksiyon kuvveti bu dengeleyici eylem için kullanılan kas kuvveti oranında artar (8).

NORMAL YÜRÜME

Yürüme yer değiştirme esnasında gövdenin ilerletilmesi için kol ve bacakların koordineli ve tekrarlanan hareketlerinin birleşimidir (2,12,13). Yürüme, sürekli değişen çevreye uyum sağlamak amacıyla anlık ayarlamalar içeren özelleşmiş bir aktivitedir. Yürüme

ayarlamaları engebeli, pürüzlü bir alanda ayak temasını korumak için zorunludur (14). Normal yürüme için merkezi sinir sistemi, periferik sinir sistemi ve kaslar birbiriyle ve diğer sistemlerle uyumlu çalışmalıdır (15).

Yürüme Döngüsü

Yürürken gövdenin öne doğru yer değiştirmesini sağlamak için bacaklarda bir dizi hareket oluşur. Bu hareketler yürüme boyunca sürekli tekrarlanır. Belirli düzenle bu hareketlerin tekrarlanmasına yürüme döngüsü denir (2). Yürüme döngüsü; bir topuğun yere değmesiyle başlar ve aynı topuğun tekrar yere değmesi ile sona erer (12). Bir yürüme döngüsü ayağın yerde olduğu basma ve havada olduğu salınım fazından oluşur. Döngünün %60'ını basma, %40'ını salınım fazı oluşturur. Her iki ayağın yerle temas ettiği döneme çift destek fazı denir. Bu fazda gövde ağırlığı bir bacaktan diğer bacağa aktarılır. Çift destek fazı normal hızda yürümede döngünün %10'unu oluşturur. Bu oran yürüme hızına göre değişir. Koşmada tamamen kaybolur. Tek basma fazında yerde olan bacak gövde ağırlığını yüklenir ve öne doğru aktarır. Böylece vücudun öne doğru ilerletilmesi sağlanmış olur (2,12,13,16,17,18).

Yürümede Temel Kavramlar

Adım uzunluğu**,** yürüme esnasında iki ayağın topukları arasındaki öne doğru mesafedir (2,12,17).

Çift adım uzunluğu**,** aynı ayağın iki topuk vuruşunun olduğu noktalar arasındaki uzaklık (2,12,17).

Kadans**,** dakikadaki adım sayısı (yürüyüş ritmi).

Adım genişliği, topuk veya ayak bileği eklemi ortasından gidilen yöne doğru çizilen bir çizgi ayak çizgisi olarak tanımlanır. Her iki ayağın çizgileri arasındaki mesafeye adım genişliği denir (2,12).

Ayak açısı, gidilen yön ile ayağın uzun ekseni arasındaki açıdır (2).

Yürüme Çalışmalarında Kullanılan Fizik ve Biyomekanik Terimler

Kütle; Bir cismin içerdiği madde miktarıdır (Kg).

Kuvvet: Cisimleri hareket ettiren etkidir (N, kg, m/s^2).

Basınç: Bir yüzeye etki eden kuvvetin birim alana düşen miktarı (P).

Hareket: Cismin yer değiştirmesidir.

Doğrusal hareket: Bir cisme uygulanan kuvvet doğrusal olursa hareketi de doğrusal olur (m).

Dairesel hareket: Dönen cisimlerin hareketidir (derece (°)).

Hız: Birim zamanda gidilen mesafedir (m/s ve ya derece/s).

İvme: Birim zamandaki hız değişimidir (m/s^2).

Moment: Bir kuvvetin döndürücü etkisidir (M).

Enerji: İş yapabilme yeteneğidir. (Joul (J) (Nm)).

İş: Bir kuvvetin bir cismi hareket ettirmesidir (Joul (J)).

Güç: Birim zamanda yapılan iştir (Watt (W) (J/s)).

Newton'un birinci kuralı (eylemsizlik): Cisimler herhangi bir kuvvet uygulanmadığı sürece hareketini veya hareketsizliğini korur (2).

Newton'un ikinci kuralı: Bir cisme kuvvet uygulanırsa cisim de kuvvetle aynı yönde hızlanarak hareket eder (2).

Newton'un üçüncü kuralı: Her kuvvete karşı kendisine ters ve büyüklüğü aynı olan bir kuvvet doğar (2).

Vücut ağırlık merkezi (VAM): Vücut ağırlık merkezi anatomik pozisyonda duran bir kişi için lumbosakral bileşkenin yaklaşık 2 cm önündedir (2,8).

Destek alan merkezi (DAM): İki ayağın yere basan alanlarının orta noktasıdır (2).

Yer tepkimesi kuvveti (YTK): İnsanın ayakta dururken veya yürürken yerde oluşturduğu ağırlık kuvveti vektörüne karşılık yerin oluşturduğu, büyüklüğü aynı yönü ters kuvvet vektörüdür (2,17).

Kinematik: Yapılan hareketin yön, hız, açı veya ivmesi açısından incelenmesidir (2,13).

Kinetik: Harekete sebep olan kuvvetlerin, moment ve güçlerin incelenmesidir.

Taşınan birim - taşıyıcı birim ilişkisi: Yürümede baş, gövde ve kollar taşınan birim, pelvis, bacaklar ve ayaklar taşıyıcı birimdir (2).

Yürümenin Fazları

Bir yürüme döngüsünü oluşturan basma fazı 5, salınım fazı 3 evreden oluşur (17).

Basma fazı

Vücut ağırlığı topuktan parmaklara doğru aktarılır. Dolayısıyla ağırlık merkezi de aynı şekilde öne geçmiş olur.

İlk değme evresi: Basma fazının ilk evresidir. Topuğun yer ile temasını ifade eder. Yürüme döngüsünün %0-2'lik kısmını oluşturur. Kalça 30° fleksiyondadır. Adım uzunluğunu arttırmak için diz ektensiyonda ve yere önce topuğun temas etmesi için de ayak bileği nötral pozisyondadır. Gövde ayağın gerisinde kalır ve VAM en alçak seviyededir. VAM'ın yer değiştirme hızı da en yüksek hızdadır. Yer tepkime kuvvet vektörü (YTKV) kalçanın önünde olduğundan kalçayı fleksiyona getirmeye zorlayacak bir kuvvet oluşturur. Bu durumda dengeyi sağlamak için *m. gluteus maximus* ve hamstring kasları kasılırlar. Aynı şekilde YTKV diz ekleminde ekstensor moment oluşturur ve yine dengeyi sağlamak için hamstring kaslar kasılır. Ayak bileğini nötral pozisyonda tutabilmek için dorsal flexsörler çalışır (2,12,13).

Yüklenme evresi: ilk değmeden sonra yüklenme evresi başlar. Diğer ayak yerden kaldırılana kadar ağırlık aktarımı devam eder. Yürüme döngüsünün %2-10'luk kısmını oluşturur. Kalça eklemi fleksiyon pozisyonundan ekstansiyon pozisyonuna geçmeye başlar. Diz 20° fleksiyondadır. Ayak bileği eklemi 10° plantar fleksiyondadır. VAM yükselmeye başlar. YTKV kalça ve diz ekleminde fleksiyon, ayak bileği ekleminde plantar fleksiyon momenti oluşturur. Bu momentlere karşı dengeyi sağlamak için kalçada *m. gluteus maximus*, dizde *m. quadriceps femoris* ayak bileğinde ise dorsal fleksor kaslar çalışır. Ayak tam yere bastığında bu periyod tamamlanır (2,12,13,18).

Basma ortası evresi: Yürüme evresinin %10-30'luk kısmını oluşturur. Karşı taraf ayağın parmaklarının yerden kalkmasıyla başlayıp topuğun yerden kalkmasıyla sona erer. Kalça ve diz eklemi ekstansiyonda, ayak bileği dorsal fleksiyondadır. Ağırlık merkezi en yüksek ve en lateral seviyeye ulaşır. Ağırlık merkezi öne doğru ilerletilir. YTKV kalçanın ortasından geçtiği için kalça kaslarının çalışmasına gerek yoktur, dizin arkasından geçtiği için de *m. quadriceps femoris* kası dengeyi sağlamak için kasılır, ayak bileğinin önünden geçtiğinden dolayı da *m. triceps surea* kasılır. Pelvik düşme kalça abduktor kaslarının kasılması ile azaltılır (2,12,13).

Basma sonu evresi: Yürüme döngüsünün %30-50'lik kısmını kapsar. Topuğun kalkmasıyla başlar. Tek basma fazı bitmektedir. VAM destek alan merkezinin önüne geçer. YTKV kalçanın arkasındadır ve *m. iliopsoas* kasılır, dizin ve ayak bileğinin önünden geçer. Dizde *m. gastrocnemius*, ayak bileğinde *m. triceps surea* çalışır. Kalça abduktor kasları da diğer ayak yerle temas edene kadar çalışır (2,13).

Salınım öncesi evresi: Yürüme döngüsünün %50-60'lık kısmına isabet eder. Aynı zamanda ikinci çift destek periyodudur. Karşı taraf topuk yere değdiğinde başlar. Parmakların yerden kesilmesiyle biter. Gövde ağırlığı bacağın üstünde değildir. Amaç bacağı salınıma hazırlamaktır. Kalça ekstansiyonu artmış durumdadır. YTKV dizin arkasından geçer. Diz ekleminin fleksiyon açısı ve ayakbileği ekleminin plantar fleksiyon açısı da artmış durumdadır. *m. İliopsoas, m. rektus femoris,* adduktor kaslar ve *m. triceps surea* kasılır. Diz

ekleminde fleksiyon pasif olarak gerçekleşir. *m. rectus femoris* diz ekleminde ekstansiyonu kısıtlarken kalça ekleminde flexiyona yardımcı olur (2,13).

Salınım Fazı

Aynı taraf ayağın yerden kalkmasıyla başlar ve ayağın yere değmesiyle sona erer (13).

Erken salınım evresi: Yürüme döngüsünün %60-73'lük kısmını kapsar. Ayağın yerden kalkması ve diğer bacağın hizasına gelmesine kadar olan evredir. Kalça ve dizde fleksiyon artar. Ayak bileğinde dorsal fleksiyon meydana gelir. Kalçada fleksor, ayak bileğinde dorsal fleksor kaslar çalışır ancak diz ekleminde fleksiyon pasif olarak meydana gelir (2,13).

Salınım ortası evresi: Yürüme döngüsünün %73-87'lik kısmını kapsar. Havadaki bacak karşı taraf bacağın yanına gelir ve onun önüne geçer. Ayağın yerden en yüksekte olduğu durumdur. Amaç ayağın yere değmeden bacağın öne hareketidir. Kalça ve diz eklemindeki fleksiyon derecesi pasif olarak artar ve ayak bileğinde dorsal fleksiyon aktif yapılır (2,13).

Salınım sonu evresi: Yürüme döngüsünün %87-100'lük kısmını kapsar. Kalça eklemi fleksiyonda, adım uzunluğunu arttırmak için diz extensiyondadır. Ayak bileği nötral pozisyondadır. Kalçadaki fleksiyon ve dizdeki ekstansiyon hareketlerinin kontrollü yapılması için hamstring kasları çalışır. Ayağın yere değmesi ile son bulur. Bu evreden sonra yeni bir döngü başlar (2,13).

Yürümede VAM'ın Hareketi

Yürüyen bir kişinin enerji kullanımı kısaca üç bölümde incelenebilir. Birincisi; yürümek için kaslar yavaşlar ve hızlanır. Bu durumda enerji tüketir. İkincisi; artan kalp ve solunum aktivitesi sebebiyle harcanan enerjidir. Üçüncüsü; tamamen dinlenme halinde sabit olan bazal metabolizmanın harcadığı enerjidir (18).

İnsan vücudu enerji harcamasını en düşük seviyede tutabilmek için VAM'ın yer değiştirmesini de minimuma düşürür. Ağırlık merkezi öne doğru ilerlerken aynı zamanda aşağı yukarı yaklaşık 5 cm (sagittal düzlemde), sağa sola yaklaşık 4 cm (frontal düzlemde), transvers düzlemde de rotasyonel hareketler yaparak (4-8°) yer değiştirir (2,13). Bu yer değiştirme minimumda tutulmalı ki enerji tüketimi de minimum olsun (2).

Yürüme sırasında harcanan bu enerjiyi en düşük seviyede tutacak bir takım mekanizmalar vardır. Bunlar;

Pelvik rotasyon: Her döngüde havada olan bacak tarafındaki *pelvis* öne yaklaşık 4° rotasyon yapar. Bu sayede ağırlık merkezinin alçalması azalır. Aynı zamanda bu mekanizma adım uzunluğunu da arttırır (2,19).

Pelvik düşme: Salınım fazında pelvis frontal düzlemde yere doğru yaklaşır ve ağırlık merkezinin çok yükselmesi engellenir (2,18,19).

Basma fazında diz fleksiyonu: Yüklenme fazında diz fleksiyon pozisyonuna getirilir ve ağırlık merkezinin çok yükselmesi engellenir (2,18,19).

Ayak bileği plantar fleksiyonu: İlk değme evresinden ayak yere tam değene kadar yapılan plantar fleksiyon ağırlık merkezinin alçalmasını azaltır (2,19).

Ayak ve ayak bileği rotasyonu: Basma fazının ortasından sonra ağırlık merkezi aşağı ve öne doğru yer değiştirir. Bu durumda ağırlık merkezi öne doğru yer değiştirirken ayağın dengesi korunur. Aynı zamanda bacak boyunun kısalması ve dolayısıyla ağırlık merkezinin çok alçalması da engellenmiş olur (2,13,19).

Pelvisin lateral hareketleri: *Pelvis*, basma fazındaki bacak tarafına doğru kayar ve ağırlık merkezinin yer değiştirmesi azalmış olur (2,19).

YÜRÜME ANALİZİ

Yürüme analizi; yürümenin kantitatif olarak değerlendirilmesi ve sonuçların yorumlanmasıdır. Mobilitenin, özellikle yürüyüşün korunması hem nörolojik hem de geriatrik populasyon için önemli bir hedeftir ve rehabilitasyonun temel parçasıdır. Hareket kısıtlılığı yaşlı insanlarda bağımsızlığın yitirilmesinde önemli bir faktördür. Aynı zamanda diğer bağımsızlığı kısıtlayan hastalıkların başlangıç belirtisi olabileceği de düşünülmelidir (2,20,21,22).

Yürüme analizi yıllardır kullanılmaktadır. İlk araştırmalarda boyalı ayak izi kullanılarak adım uzunluğu ve adım genişliği incelenmiştir. Daha sonra adım frekansını ve hızını ölçen daha gelişmiş cihazlar kullanılmıştır (23).

Yürümede birçok biyodinamik sistemler koordineli çalışır. Yürüme karmaşık hareketlerden oluştuğu için klinikte analizi güçtür ve gelişmiş teknikler kullanmak gerektirebilir. Kapsamlı bir yürüme analizi; fiziksel muayene, video kayıt, yürüme esnasında kas aktivitesini, kuvvetini ve alt ekstremite hareketlerini sayısallaştıran cihazlar içerir. Yürüme analizi; tedavi ilerleyişini değerlendirmek için kullanılmasının yanında klinik araştırma amaçlı da kullanılır (18,24,25,26,27).

Yürüme parametrelerinin sayısal analizi denge kontrol bozuklukları tanılarında ve rehabilitasyonun ilerleyişini takip etmede yardımcı olabilir. Bu parametreler adım uzunluğu, yürüme hızı, adım ritmi, adım süresi ve adım asimetrisini içerir (28).

YÜRÜME ANALİZİ LABORATUVARLARINDA KULLANILAN DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

Gözleme Dayalı Analiz ve Video Analiz

Yürüme analizinin en sade formudur. Hasta önce önden daha sonra da her iki taraftan izlenir. Yürüme mesafesinin genç ve kilolu olmayan kişiler için 8 m olması yeterlidir. Ancak bazı araştırmacılar 12 m mesafe tercih edilmesinin daha uygun olduğunu savunurlar. Çünkü

hızlı yürüyenlere, gözleme başlamadan önce birkaç adım atıp doğal yürüyüşü yakalamaları için zaman tanınmış olur. Yavaş yürüyenler için daha kısa mesafe yeterlidir. Özellikle patolojik yürüyenlerde yürüme şekli ilk iki veya üç adımda gözlemlenebilir. Yürüme alanının genişliği ölçüm için kullanılacak cihazlara bağlıdır. Görsel yürüme analizi yapılacaksa 3 m genişlik yeterlidir. Ancak kamera kullanılacaksa 5-6 m'lik bir mesafe gerekir (2,18).

Sadece gözle yapılan yürüme değerlendirmesi ucuzdur, basittir ve karmaşık ekipmanlar gerektirmez. Ancak bazı yetersizlikleri vardır. Kalıcı bir kayıt vermemesi, gözlerin yüksek hızlı olayları algılayamaması, sadece hareketlerin gözlemlenebilmesi, kuvvetin ölçülememesi, gözlemleyicinin bireysel yeteneğine bağlı olması dezavantajlarıdır. Ayrıca gözlemlenen kişi tedavi ediliyorsa değerlendiren kişide bir ön yargı oluşabilir (18,29,30,31,32,33).

Video kaydı hastaya ve uygulayıcıya birtakım kolaylıklar sağlamıştır. Hastanın yürüme tekrarı azalmıştır. Ayrıca kullanıcının görüntüyü dondurmasına ve uygun pozisyonu yakalamasına da yardımcı olur. Kayıt izlenirken yavaşlatılarak hızlı hareketlerde gözden kaçanların gözlemlenebilmesini sağlar. Ayrıca analiz değerlerini okurken görsel bir rapor oluşturur. Özellikle hasta tedavi ediliyorsa tedavinin gidişatı hakkında da görsel bir rapor niteliği taşır. Bir başkasına görsel yürüme analizini veya yürüme patolojilerini öğretirken kolaylık sağlar. Ancak sayı formunda bir veri sağlamaz bu yüzden objektif bir yöntem değildir. Ayrıca kullanılan kameralara bağlı kısıtlılıkları da vardır. Portatif kameralar saniyede 25-30 görüntü alır ve bu hareket inceliklerini yakalamaya yetecek bir hız değildir (2,18,31).

Kinematik Analiz

Yalnızca eklemlerde meydana gelen hareket incelenir. Hareketi meydana getiren kuvvet dikkate alınmaz. Ayrıca ivme, doğrusal ve dairesel hız ve eklem açıları da incelenebilir. Alt taşıyıcı birim eklemlerinde belirlenen noktalara işaret cihazları yerleştirilir. Bu cihazların yolladıkları sinyaller özel kameralar veya alıcılar tarafından alınır ve geliştirilmiş yazılım programlarıyla işlenir. En az iki kamerayla kaydedilen görüntü sayesinde her eklemin üç hareket planında da açıları hesaplanabilir. Hızlı yürüyen bireyler için 5 kamera daha uygundur. Böylece hareket alanı daha geniş olur ve kişi kameranın görüş alanından çıkmamış olur. Üç boyutlu yürüme analizi objektif değerlendirilebilmesi sayesinde altın bir

standart olarak kabul edilir. Sağlıklı insanlardan alınan veriler de patolojik yürüyüşün belirlenmesi için bir referans oluşturur (2,15,31,34,35,36,37,38,39).

İşaret cihazları

İşaret cihazları; sinyali alan, yansıtan veya direk sinyal gönderen tipte olabilir. Yansıtıcılar kameranın altına yerleştirilen kızılötesi ışık kaynağından yayılan ışınları yansıtır. Vericiler ise belirli sürelerde ışık saçarlar. Bu işaret cihazları eklemlere yakın belirgin kemik çıkıntılara yerleştirilirler. Ancak kilolu insanlarda kemik çıkıntıların tam tespit edilememesi ve cilt ile kemik arasındaki hareket fazlalığı sebebiyle ve kas kasılmasında cihazların hareket etmesiyle sorun yaratabilir (2).

Kaydedici sistemler

Saniyede 25-30 resim alabilen kameralar veya kızılötesi ışına duyarlı saniyede 800 kayıt alabilen kaydedici sistemler kullanılabilir. Ayrıca hastanın üzerine yerleştirilen cihazlardan gelen ses dalgasını kaydeden ultrasonik kaydediciler de kullanılabilir. İşaret cihazlarından gelen bilgiler bilgisayarda işlenir ve üç düzlemde grafik olarak çizilir (2,40).

Ayak şalterleri

Ayak şalterleri yürüme zamanını kaydetmek için kullanılır. Eğer ayak şalteri topuk ve ayağın ön kısmının altına yerleştirilirse ilk değme, taban teması, topuk kalkışı ve basma fazının süresini ölçmek mümkün olabilir. 2 veya 3 adım atılırsa adım süresini ve salınım fazının süresini hesaplamak da mümkün olur. Eğer şalterler her iki ayağa da yerleştirilirse tek ve çift destek fazları da hesaplanabilir. Şalterler genellikle bir kablo ile bilgisayara bağlıdır. Portatif formları da mevcuttur. Ayak şalterleri yüksek basınca maruz kaldıkları için güvenilirlik açısından problem oluşturabilirler (18).

Yürüme yolu

İletken bir metal plaka ile kaplanmış yürüme yolu aracılığıyla adım genişliği, adım uzunluğu, yerdeki ayağın pozisyonu, yürüyüş ritmi ve hız ölçülebilir. Birçok farklı şekli geliştirilmiştir (2).

Elelektrogonyometreler

Ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin hareket esnasındaki açısal değerini ölçer. Ayak bileği ve özellikle diz ekleminde kullanışlıdır. Ancak karmaşık hareketlere sahip olan kalçada yetersiz bulunmuştur (2,18,40).

Kinetik Analiz

Hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmesidir. Sadece YTKV ölçülür. Ölçülen bu kuvvet vektörü ile de çeşitli hesaplamalar kullanılarak alt taraf eklemlerindeki moment ve güçler hesaplanır (2,18,38,41,42).

Kuvvet platformları

Kuvvet platformu yer tepkime kuvvetini ölçer. Kuvvet platformunda yer tepkimesi kuvvetinin ölçülmesi Newton'un üçüncü kanununa dayanır. Yani bir cisme, bir kuvvet etki ediyorsa; cisimden kuvvete doğru eşit büyüklükte ve zıt yönde bir tepki kuvveti oluşur. Bu durumda insan vücudunun yere uyguladığı kuvvete karşı eşit büyüklükte ve zıt yönde açığa çıkan kuvvet yerin tepkime kuvvetidir. Bu kuvvet yürüme analizi laboratuvarlarında rutin olarak ölçülür ve normal yürümedeki grafiği iyi bilinir (15,18,38,41,42,43).

Kuvvet platformları 40x60 cm boyutlarında ve 8-10 cm yüksekliğindedir. Hastanın yürüyeceği yolun üstüne hastanın fark etmeyeceği şekilde yerleştirilir. Yer tepkime kuvveti platforma yerleştirilen dönüştürücüler tarafından kaydedilir ve bilgisayara aktarılır. Yürüme analizi esnasında hastanın belirlenen yerlerine işaret cihazları yerleştirilir ve hasta kaydedici kameraların görüş alanı sınırları içerisinde 8-10 m yürütülür. Eğer yürüme yolu üzerine iki kuvvet platformu uygun şekilde yerleştirilirse tek uygulamada her iki ayaktan veriler

alınabilir. Bu verilerle bilgisayar ortamında grafik oluşturulur. EMG çalışmalarıyla beraber uygulanabilir. Bu verilerle kinematik veriler bir arada değerlendirilebilir ve eklemlere uygulanan moment ve güçler hesaplanabilir. Dış momentler yer reaksiyon kuvvetinin ekleme uyguladığı kuvvettir, bu momenti yenmek için ya da dengede kalmak için eklem çevresindeki kaslar da kasılır ve iç momenti oluşturur. Bu iç momentte tek tek kasılan kasların momenti değil de agonist ve antagonist kasların oluşturduğu toplam değeri gösterir (15,18,44,45,46).

Dinamik pedobarografi

Ayak tabanı altındaki basınç dağılımının ölçümü ve görselleştirilmesi ile ilgilidir. Klinik değerlendirmenin önemli bir parçasıdır. Normal yürüme esnasında bu plakaya basılır. Plakanın altındaki kameralar aracılığıyla veriler alınıp bilgisayara aktarılır. Basıncın büyüklüğüne göre bilgisayar ekranındaki renkler çeşitlilik gösterir. Bu renklere göre basınç dağılımı tespit edilir. Böylece yürürken yüklenme parametreleri analiz edilip nicel fonksiyonel değerlendirilme imkanı sunar (12,47,48,49,50).

Enerji tüketiminin hesaplanması

Normal yürüme esnasında enerji hızlanma, frenleme ve şok absorbsiyon için gereklidir. Ancak patolojik yürümede devreye kompanzatuvar hareketler girer ve harcanan enerji artar. Oksijen (O_2) tüketiminin tespit edilmesi hastanın ne kadar rahat yürüyebildiğini gösterir. Oksijen tüketimi farklı şekillerde hesaplanabilir. Yürüme öncesi ve yürüme esnasındaki nabız sayısı ve yürüme hızı ile hesaplanabilir. Ancak hatalı sonuç çıkma oranı çok fazladır. Diğer bir yöntem de tüketilen oksijenin veya üretilen karbondioksitin ölçülmesi. Bu da hastanın burnu kapatılarak ağzına bir maske takılır. Bu maskede toplanan ekspiryum havası plastik bir torbada toplanır. Torbanın hacmi ve içindeki oksijen, karbondioksit miktarları hesaplanır. Gerekli düzeltmeler (ısı, hava basıncı, nem) yapıldıktan sonra tüketilen oksijen oranı hesaplanır. Bu hesaplamalar yapılırken oksijen tüketimi oranına veya oksijen maliyetine bakılır. Normal yürümede oksijen tüketimi oranı %40'tır. Ancak yürüme güçlüğü olanlarda bu oran artar. Bu oranı düşürmesi için yavaşlaması gerekir. Böylece aynı yolu daha fazla oksijen tüketerek yürümüş olur. Oksijen maliyeti ise oksijen tüketiminin yürüme hızına bölünmesi ile hesaplanır. Yürüme güçlüğü olan kişilerde bu maliyet artar (2).

Dinamik elektromiyografi

Yüzeyel Elektromyografi (YEMG): Aktif iskelet kaslarının elektriksel aktivitesini ölçmek için elektronik cihazların kullanıldığı bir yöntemdir. Bu elektriksel enerji insanların algılayabileceği bir şekle çevrilir ve bir grafik veya ses olarak bilgisayar ekranına aktarılır. YEMG'de yüzeyel elektrotlar noninvaziv olarak kullanılır. Ağrısız, zararsız, objektif bir yöntemdir. Kas aktivitesini belgeleyebilme imkanı da sunar (44,51,52,53,54,55).

YEMG laboratuvar çalışmalarında çok uzun yıllardır karşımıza çıkmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte kullanım alanı da genişlemiştir. Kinezyoloji, geribildirim (biofeedback) spor bilimlerinde çok sık kullanılmaktadır (56).

EMG sinyali kasılan kasla ilgili nöromusküler aktivasyonun elektriksel görünümüdür ve en kolay ölçülebilen sinyallerdendir. Sinyal kas fibrillerin membranlarında oluşan iyonik akıştan yayılan akımı temsil eder (57,58).

EMG sinyalinin kaydedilmesinde monopolar ve bipolar uygulamalar kullanılabilir. Monopolar uygulamada bir elektrot kasın karın bölümüne yerleştirilir, diğeri kemik çıkıntısı gibi nötral bir bölgeye yerleştirilir. Bipolar uygulamada iki elektrot kas liflerine paralel olarak deri üzerine yapıştırılır. Referans elektrot ise nötral bir bölgeye yerleştirilir. Her iki elektrota eşit ulaşan ortak enerji ortak mod olarak adlandırılır. İki elektrot arasındaki potansiyel fark diferansiyel amplifikatör aracılığıyla kaydedilir ve ortak mod reddedilir (44,54).

Elektrotların pozisyonunun kaydedilen sinyali etkilediği iyi bilinir. Elektrotun kastaki motor noktalara ve myotendinöz bağlantıya göre lokasyonu algılanan sinyalin frekansını ve amplitüdünü etkiler. Ayrıca elektrotun kasın kenar bölümüne yerleştirilmesi de komşu kaslardan gelen sinyalin karışmasına sebep olur ("crosstalk"). Ayrıca elektrot kas fibrillerine paralel yerleştirilmelidir. YEMG'de amaç hedeflenen kastan sinyali almaktır. Yakındaki kasların oluşturduğu sinyali elimine etmek gerekir (44,54,59,60,61).

Elektrotların en yaygın kullanılanı 1 cm çapında olanlardır ve aradaki mesafe 2 cm'dir. Elektrotlar daha yakın yerleştirilirse frekans aralığında yüksek frekanslara doğru yönelim, kayma olur. Ayrıca ter ve nem ihtimali de artar ve impedans değişikliği sorunu ortaya çıkar (44,54).

Elektrot ile ara yüz arasındaki cildin direnci çok önemlidir. Doğrudan akım direnci olarak tarif edilebilir. Cildin nemi, ölü hücre dokusu sinyali etkiler (61).

Elektrot gümüş, altın veya paslanmaz çelik olabilir. Gümüş nitrat elektrotlar hareket gürültüsünü azaltır (54).

Sinyalin kaynağı ile elektrot arasındaki mesafe de durumu etkiler. Derinde kalan sinyaller elektrota ulaşıncaya kadar vücut dokusunda ilerlemek zorundadır ve bir dirençle karşılaşır ve bu direnç enerjiyi absorbe eder. Kas ve elektrot arasındaki yağ doku da bir yalıtkan görevi görür (44,61).

Sinyal / gürültü oranı sinyalin yorumlanmasını etkiler. EMG'nin uygulandığı ortamdaki her türlü elektronik cihazda istenmeyen elektriksel sinyal algılanır ve bu ölçülmek istenen sinyali kirletir. Sinyalin yanlış yorumlanmasına sebep olabilir (56,62).

EMG ölçümlerinde kullanılan elektrotlar

EMG sinyali deri üzerine yapıştırılan yüzeyel elektrotlar aracılığıyla veya vücuda yerleştirilen iğne elektrotlar yardımıyla kaydedilir (54,57,63,64).

İğne elektrotlar: Kasılma esnasında motor ünite potansiyellerini tek tek izleme imkanı tanırlar. Çok duyarlıdır, derin kaslara ulaşılabilir. Komşu kasların sinyalinin karışma ihtimali çok azdır. Ancak tekrar uygulaması çok zordur. Ölçülen bölge kasın bütününü temsil etmiyor olabilir. İnvaziv ve ağrılı olduğu için uygulanan kişiyi rahatsız edebilir (53,54,56).

Yüzeyel elektrotlar: Nonivaziv olarak kas aktivitesini ölçer ve bu sebeple ağrısız, kolay uygulanabilir ve tekrar edilebilir bir yöntemdir. Yüzeyel elektrotların kayıt alanı daha geniştir. Ancak bazı dezavantajları vardır. Derin kaslardan kayıt alınamaz. Hareket artefaktı ve cilt impedansı büyük sorun teşkil eder. Dinamik kas aktivitelerini kaydederken sınırlılıklar yaratır (53,54,56,65).

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın etik onayı için hazırladığımız etik kurul başvuru dosyası ile Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunuldu. Ek 1'de belirtildiği gibi etik kuruldan onay yazısı alınarak çalışmaya başlanıldı (etik kurul no: 2013/132)

Çalışmamıza 18 – 26 yaş arasında, vücut kitle indeksleri (VKİ) 18,5 – 25 arası 20 kadın denek katıldı. Kalıcı lokomotor sistem rahatsızlığı olanlar, son 1 yıl içinde her hangi fiziksel travma geçirmiş olanlar ve bu konu ile ilgili başka çalışmaya katılmış olanlar araştırmaya dahil edilmedi. Gönüllüler üniversite öğrencileri arasından gerekli sorgulama ve "Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu'nu" imzaladıktan sonra çalışmaya kabul edildiler.

GEREÇLER

Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi

Katılımcıların yürürken yürüme zaman mesafe parametrelerini yer tepkime kuvvetlerini ölçebilmek için Anabilim Dalımızdaki "Hareket Analiz Laboratuvarı'nda

bulunan “Zebris® Kuvvet Ölçüm Sistemi” kullanıldı. Ölçüm sonuçlarını görüntülemek ve sayısal veriye dökmek için cihazla uyumlu olan “WinFDM” isimli program kullanıldı.



Şekil 1. WinFDM yürüme analiz programı.

WinFDM yürüme analiz programı: Yürüme analizi için, üç boyutlu kinematik ve kinetik ölçümlerde kullanılabilen bir programdır (Şekil 1). Program kullanılarak proje bilgileri, hasta bilgileri girilir, ölçüm sırasında ekranda hareket izlenebilir, ölçüm kaydedilip analizin gerçekleştirileceği bölge seçilebilir ve bu analiz sonuçları rapor olarak alınabilir (66).



Şekil 2. Kuvvet platformu.

Kuvvet platformu

Kuvvet platformu (Şekil 2) 158 cm uzunluğunda, 60,5 cm genişliğinde 2,5 cm yüksekliğindedir. Sensör alanı 149 cm uzunluğunda 54,2 cm genişliğindedir. Platformda bulunan sensör sayısı 11264'tür. Ölçüm genişliği de 1-120 N/cm^2 arasındadır (66).



Şekil 3. Yürüme yolu.

Yürüme yolu

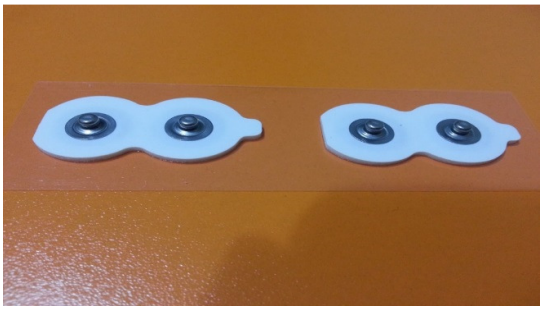
Yürüme yolu iki kuvvet platformundan ve bu platformlarla aynı yükseklikte bir tahta bloktan oluşmaktadır (Şekil 3). Böylece deneklerin yürüyebileceği 4,5 m uzunluğunda bir alan sağlanmış oldu. Ölçüm tek platformdan alındı ve hangisinden alındığı deneklere söylenmedi. Deneklerin çalışmaya uyum sağlamalarını kolaylaştırmak için denekler istedikleri miktarda deneme yürüyüşü yaptılar ve günlük yaşamda kullandıkları yürüme hızını saptadılar.



Şekil 4. EMG cihazı

EMG cihazı

EMG cihazının (Şekil 4) 8 analog kanalı ve 4 dijital kanalı vardır. Güç kaynağı 4 adet AAA 1,5 V pildir. Cihaz 90 mm genişliğinde, 130 mm genişliğinde, 38 mm derinliğindedir. Cihazın pilsiz ağırlığı 150 gr'dır (66). Kaslardan gelen elektriksel aktiviteyi ölçüp bluetooth aracılığı ile bilgisayar ortamına aktarabilmektedir.



Şekil 5. Tek kullanımlık çiftli elektrot

Elektrot

Tek kullanımlık, kendinden yapışkanlı gümüş/gümüş klorür (Ag/AgCl) çiftli elektrot kullanıldı (Şekil 5). Elektrotların çapı 1cm ve merkezleri arasındaki uzaklık 2 cm'dir.



Şekil 6. Elektrot kablosu

Elektrot kablosu

Elektrot kablolarının uzunluğu 1,45m'dir (Şekil 6). EMG cihazının dört kanalı kullanıldı. Bu kanallardan bir tanesinde referans elektrot vardı. Referans elektrot sol ekstremitede tuberositas tibiaya yerleştirildi. Amaç; sinyali etkileyecek dışardan gelen gürültüyü sinyalden ayırmaktır. Elektrotlara eşit şekilde gelen cızırtı ortak mod reddetme özelliği ile reddedildi ve sinyal gürültüden temizlenmiş oldu.

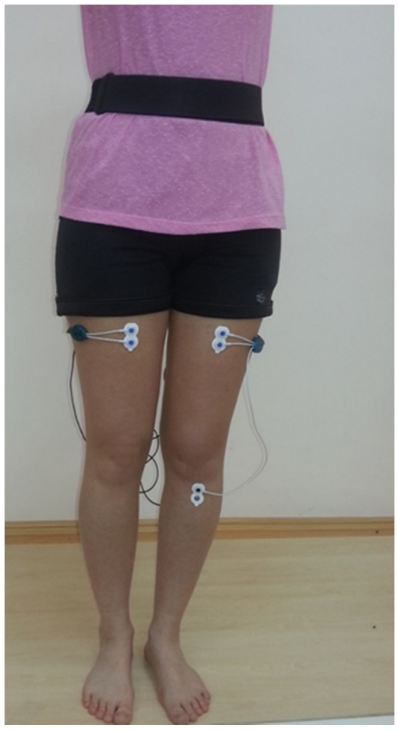


Şekil 7. Bluetooth cihazı

Bluetooth cihazı EMG cihazından gelen sinyalleri bilgisayar ekranına aktarmaktadır (Şekil 7).

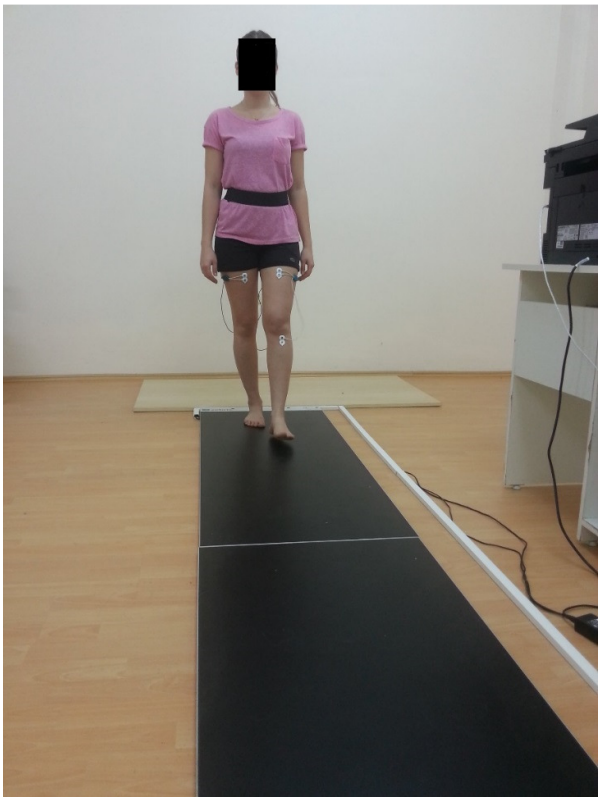
YÖNTEM

Deneklerin ölçüm esnasında yürümelerini kısıtlamayacak, rahat hareket imkanı sağlayacak kıyafetler giymeleri sağlandı. Boyları, anabilim dalımızda bulunan modifiye boy ölçer ile kiloları, elektronik tartı ile ölçüldü. Her iki taraf *m. gluteus maximus* ve *m.rectus femoris* kaslarında elektrotların yerleştirileceği bölgeler "Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles" (SENIAM) kriterlerine uygun olarak seçildi (67). Cilt impedansını azaltmak için uygulama yapılacak yerler tıraşlandı ve alkollü pamukla silindi. EMG cihazı bir velkro yardımıyla katılımcının beline sabitlendi.



Şekil 8. Elektrot yerleşimi.

Elektrotlar yerleştirildi (Şekil 8) ve elektrot kablolarının hareket esnasında sinyale karışacak gürültü oluşturmaması için kablolar flaster yardımıyla sabitlendi. Referans elektrot da *tuberositas tibia*'ya yerleştirildi. Elektrotların alıcı yüzeyinin cilde tam olarak yapışması için elektrotlar yerleştirildikten sonra 3 dakika beklendi. Ölçüme geçmeden önce deneklere yürüme parkuru uygulamalı olarak gösterildi. Deneklerden kendi istedikleri günlük yürüme hızında yürümeleri istendi. Verilerin bilgisayara aktarılması için bluetooth cihazı bilgisayara takıldı.

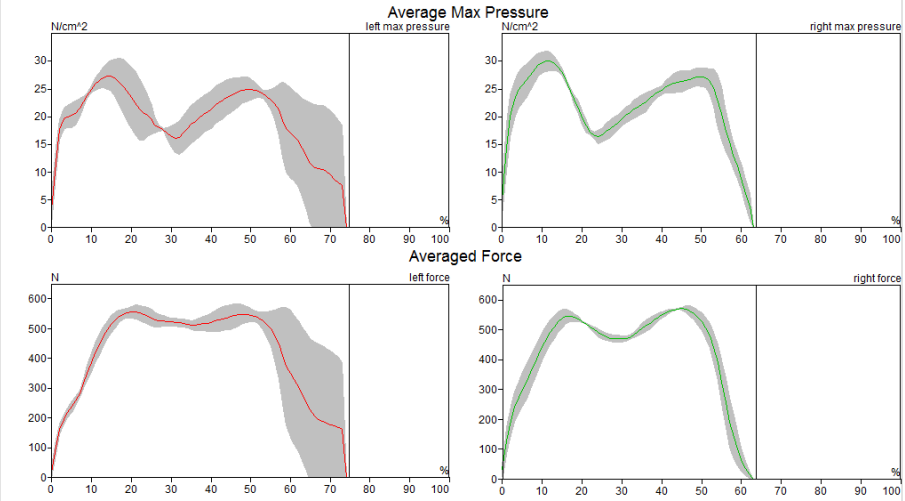


Şekil 9. Yürüme analizi uygulaması.

Her uygulamada cihazın kalibrasyonu yapıldı. Her katılımcı platform üstünde üç kez yürütüldü ve en net bulunan ölçüm değerlendirmeye alındı.

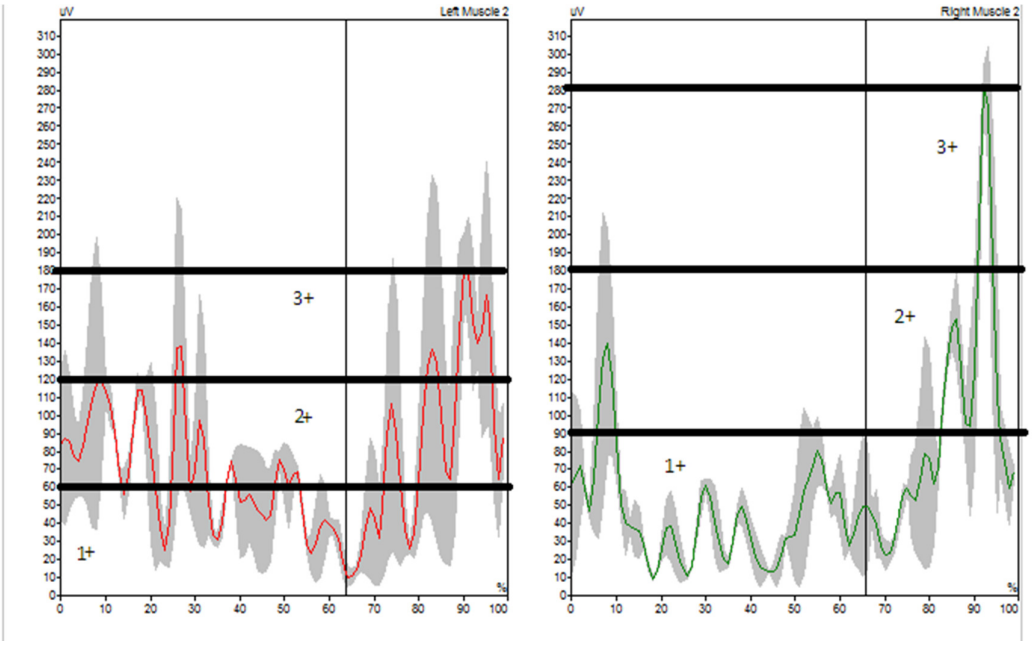
Değerlendirme

Her iki ekstremite için cihazdan alınan veriler; adım genişliği (cm), adım uzunluğu (cm), adım süresi (saniye), basma fazı (%), yüklenme evresi (%), tek destek evresi (%), salınım öncesi evresi (%), salınım fazı (%), çift destek fazı (%), çift adım uzunluğu (cm), adım süresi (dakika), dakikadaki adım sayısı, hız (km/h), ortalama basınç grafiği (N/cm^2), ortalama kuvvet grafiği (N) ve EMG (µV) değerleridir.



Şekil 10. Kuvvet ve basınç dağılım grafiği.

Ortalama basınç ve kuvvet grafiğinde (Şekil 10), programdan elde edilen veriler doğrultusunda evreler belirlendi. En yüksek ve en düşük değerlerin hangi evrelerde olduğu saptandı. Ayak basınç noktaları cihazdan üç boyutlu olarak elde edilebildi. Elde edilen verilerin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı.



Şekil 11. EMG sinyali

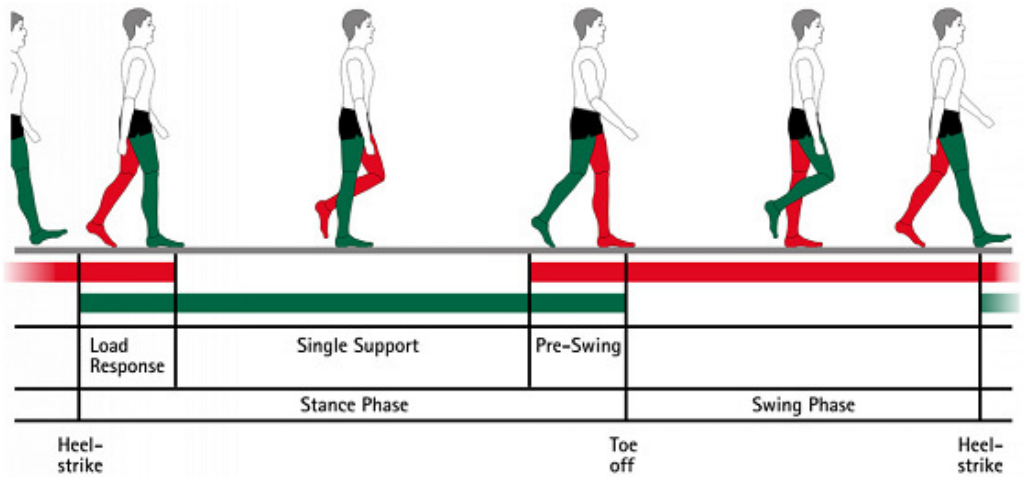
EMG sinyal amplitüdü kayıt koşullarından ve bireylerden kolayca etkilenebildiği için her bireyde bir referans değer belirlenir. Bu referans değere göre kasın ne kadar kapasiteyle çalıştığı belirlenir. Bu değer için genelde maksimum istemli kontraksiyonda açığa çıkan elektriksel aktivite değeri seçilir (68,69). Başka bir yol da EMG amplitüdünün pik değerini referans değer olarak kullanmaktır (69). Çalışmamızda EMG sinyalinin değerlerinde en yüksek değer 3 birim alındı, diğer değerler bu birimin büyüklüğüne göre oranlandı ve 1 – 3 birim arasında değerler verildi. Bu değerlerin cihazdan alınan verilere dayanarak hangi evreye denk geldiği saptandı. Aynı şekilde her birey için ayrı ayrı hesaplandı. Tüm deneklerden toplanan verilerin ortalaması ve standart sapması hesaplandı. Ayrıca sağ ve sol ekstremitelerin aktivasyonları birbiriyle karşılaştırıldı.

İstatiksel Yöntem

İstatiksel analizler için Trakya Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalındaki SPSS 20 programı kullanıldı. Sonuçlar ortalama (±), Standart Deviasyon (SD) olarak ifade edildi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu için " Tek Örneklem Kolmogrov Smirnov Testi", değişkenlerin kendi aralarında karşılaştırılması için "Wilcoxon Signed Ranks Testi" kullanıldı. $p < 0.05$ değeri istatiksel anlamlılık sınır değeri olarak kabul edildi.

BULGULAR

Deneklerden elde edilen ölçümler bilgisayar ortamında sayısal verilere dönüştürülmüştür. Hesaplamaların tümü bilgisayar programı tarafından hesaplanmıştır. Zaman mesafe parametreleri kuvvet platformunda konumlanan kuvvet sensörleri tarafından algılanmış ve yürüme evreleri belirlenmiştir. Ayrıca basınç ve kuvvet verileri de elde edilmiştir. Elde edilen verilerin hepsi bilgisayar programında her bir gönüllü için açılan kayıt alanlarında depolanmıştır.



Şekil 12. Yürüme döngüsü

Bir yürüme döngüsü boyunca ölçüm yapılan evreler, basma fazını oluşturan yüklenme, tek destek, salınım öncesi evreleri ve salınım fazıdır. Şekil 12'de basma fazı ve salınım fazı farklı renklerle belirtilmiştir. Çift destek fazında bacağın biri salınım öncesi evresinde iken diğeri yüklenme evresindedir. Ağırlık da öndeki ekstremiteye iletilmektedir. Tek destek evresinde bütün ağırlık yerle temas eden ekstremite üstündedir.

Tablo 1. Katılımcılara ait yaş, boy, kilo ve beden kitle indeksi

	Yaş (yıl)	**Boy (cm)**	**Kilo (kg)**	**VKİ**
Ortalama	20.60	162.25	56.80	21.39
SD	1.818	5.830	4.927	1.439

VKİ: Vücut Kitle İndeksi

VKİ'nin yüksek olması EMG sinyalinin elektrota gelinceye kadar kayba uğramasını arttırmaktadır (44,61). Bu da sonuçları etkilemektedir. Elde edilen sonuçlar Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo 2. Katılımcılara ait ortalama zaman mesafe parametreleri

	Adım genişliği (cm)	Çift adım Uzunluğu (cm)	Kadans (ad/dk)	Hız (km/h)	Çift destek fazı (%)
Ortalama	6.20	113.95	51.50	3.55	27.60
SD	3.10	12.11	4.21	0.51	2.37

Her iki ekstremiteye ait yürüme parametrelerinin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 2'de verilmiştir. Bu parametreler kullandığımız cihaz tarafından hesaplanmış ve sayısal veriye dökülmüştür. Tabloda belirtilen kadans verisi dakikadaki çift adım sayısıdır. Hız verisi de katılımcıların kendi belirledikleri günlük yürüme hızıdır.

Tablo 3. Katılımcılara ait sol ve sağ adımlar için ortalama zaman mesafe parametreleri

	Adım uzunluğu (cm)		Adım süresi (s)	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ
Ortalama	56.05	57.45	0.92	0.97
SD	7.43	4.94	0.23	0.09

Her iki taraf için zaman mesafe parametreleri ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 3'te verilmiştir. Sağ ve sol ekstremite verileri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. ($p>0.05$).

Tablo 4. Yürüme döngüsünün evrelerinin yüzdelik oranları (%)

	Basma Fazı								Salınım Fazı	
	Yüklenme		Tek Destek		Salınım Öncesi		Toplam		Toplam	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
Ortalama	13.43	14.08	35.90	36.70	14.10	13.45	63.46	64.39	36.55	35.65
SD	1.41	1.79	2.53	2.00	1.58	1.19	3.42	1.80	3.42	1.81

Basınç sensörleri tarafından belirlenen yürüme döngüsü evrelerinin yüzde ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 5. Yüklenme evresinde kasların EMG sinyal birimleri

	MGM sol		MGM sağ		MRF sol		MRF sağ	
Birim değer	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde	Frekans	Yüzde
1	6	30.0	4	20.0	2	10.0	5	25.0
2	9	45.0	10	50.0	4	20.0	5	25.0
3	5	25.0	6	30.0	14	70.0	10	50.0

MGM*: m. gluteus maximus;* **MRF:** *m. rectus femoris*.

Yüklenme evresinde sol ve sağ *m. gluteus maximus* elektriksel aktivitesi çoğunlukla 2 birim olmakla beraber 1 ve 3 birimin görüldüğü bireylerde vardı. *m. rectus femoris* kasının elektriksel aktivitesi yüklenme evresinde *m. gluteus maximus'*tan daha fazladır (Tablo 5).

Tablo 6. Tek destek evresinde kasların EMG sinyal birimleri

	MGM sol		MGM sağ		MRF sol		MRF sağ	
Birim değer	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde
1	3	15.0	4	20.0	2	10.0	2	10.0
2	8	40.0	7	35.0	8	40.0	6	30.0
3	9	45.0	9	45.0	10	50.0	12	60.0

MGM: *m. gluteus maximus*; **MRF**: *m. rectus femoris*

Yüklenme evresinden tek destek evresine geçişte *m. gluteus maximus*'un elektriksel aktivitesinde yükselme görülmektedir. *m. rectus femoris* aktivitesinde tam tersine bir azalma vardır. *m. rectus femoris* aktivasyonunda solda en yüksek değere ulaşan birey sayısı azalırken

sağ tarafta artış görülmektedir (Tablo 6). Tek destek evresine geçildiğinde *m. gluteus maximus* aktivitesi 2 ve 3 birim arasında eşit dağılım görülmektedir. *m. rectus femoris* aktivitesi yüksektir ancak yüklenme evresiyle karşılaştırıldığında çok fazla bir artış yoktur.

Tablo 7. Salınım öncesi evresinde kasların EMG sinyal birimleri

	MGM sol		MGM sağ		MRF sol		MRF sağ	
Birim değer	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde
1	11	55.0	8	40.0	7	35.0	11	55.0
2	6	30.0	7	35.0	8	40.0	6	30.0
3	3	15.0	5	25.0	5	25.0	3	15.0

MGM: *m. gluteus maximus*; **MRF**: *m. rectus femoris*

Tablo 7'de salınım öncesi evresinde *m. gluteus maximus* ve *m. rectus femoris* aktivitesinde azalma görülmektedir. Her iki kas için de en düşük değer bu evrededir. En yüksek aktivasyon değerine ulaşan birey sayısı ölçülen dört kas içinde azalmıştır. En düşük aktivasyon değeri ölçülen birey sayısı da önemli ölçüde artmıştır.

Tablo 8. Salınım evresinde kasların EMG sinyal birimleri

	MGM sol		MGM sağ		MRF sol		MRF sağ	
Birim değer	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde	N	Yüzde
1							1	5.0
2	2	10.0	2	10.0	6	30.0	5	25.0
3	18	90.0	18	90.0	14	70.0	14	70.0

MGM: *m. gluteus maximus*; **MRF**: *m. rectus femoris*

Tablo 8'de salınım evresindeki sonuçlar gösterilmiştir. Basma fazından salınım fazına geçerken her iki kasın elektriksel aktivitesinde artış meydana gelmiştir. Salınım evresinde her iki kas aktivitesinde de en yüksek değer saptanmıştır.

M. gluteus maximus'un EMG değeri en yüksek salınım evresinde en düşük de salınım öncesi evresinde görülmüştür. Yüklenme ve tek basma evresindeki elektriksel aktivitesi birbirine yakındır. *m. rectus femoris* içinde aynı durum geçerlidir. En yüksek değere salınım evresinde ulaşırken en düşük değeri salınım öncesi evresindedir. Yüklenme ve tek destek evrelerindeki aktiviteleri birbirine yakındır.

Basınç ve kuvvet verilerinden oluşturulan tablolarda belirtilen 1. 2. ve 3. evreler sırasıyla yüklenme evresi, tek destek evresi ve salınım öncesi evresidir.

Tablo 9. Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek birinci basınç (N/cm^2)

	EYB1 sol		EYB1 sağ	
Evre	N	Ortalama	N	Ortalama
1	10	27.0	7	25.29
2	10	28.60	13	28.69

EYB1: En Yüksek Birinci Basınç.

Tablo 9'da en yüksek birinci basınç verileri gösterilmiştir. Basma fazında elde edilen basınç eğrisi iki bölgede en yüksek değere ulaşmaktadır. Bu artıştaki ilk en yüksek değere ulaşma noktası yüklenme veya tek basma fazının başlangıcına denk gelmektedir. Sol tarafta basıncın en yüksek olduğu fazlar yüklenme ve tek destek fazı arasında eşit dağılım oluşmuştur. Sağ tarafta en yüksek basınç daha çok tek destek evresinde görülmüştür. Basınç değerlerinde sağ ve sol arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 10. Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek ikinci basınç(N/cm^2)

	EYB2 sol		EYB2 sağ	
Evre	N	Ortalama	N	Ortalama
2	4	44.75	2	42.00
3	16	34.25	18	36.56

EYB2: En Yüksek İkinci Basınç.

Tablo 10'da en yüksek ikinci basınç değeri ve bulunduğu evre belirtilmiştir. Basma fazındaki basınç eğrisinin ikinci en yüksek değeri az bir kısımda tek destek evresine denk gelse de büyük çoğunluğu salınım öncesi evresine rastlamıştır. En yüksek birinci basıncın bulunduğu evre dağılımına göre elde edilen sonuçlar biraz daha istikrarlıdır. Ayrıca en yüksek ikinci basınç isimlendirmesi basıncın büyüklüğüne göre değil meydana geliş sırasına göre verilmiştir. Elde edilen en yüksek ikinci basınç değeri en yüksek birinci basınç değerinden daha büyüktür.

Tablo 11. Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en düşük basınç (N/cm^2)

	EDB sol		EDB sağ	
Evre	Sayı	Ortalama	Sayı	Ortalama
2	20	16.55	20	15.20

EDB: En Düşük Basınç.

Basma fazındaki en düşük değer bütün deneklerde tek basma evresindedir (Tablo 11).

Tablo 12. Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek birinci kuvvet (N)

	EYK1 sol		EYK1 sağ	
Evre	N	Ortalama	N	Ortalama
2	20	574.75	20	584.10

EYK1: En Yüksek Birinci Kuvvet.

Tablo 12'de en yüksek birinci kuvvet değerleri ve bulundukları evre belirtilmiştir. Basma fazında etki eden yer tepkime kuvveti de basınç eğrisine benzer bir şekilde ortaya çıkmaktadır. Kuvvetin en yüksek ilk değeri deneklerin tamamında tek destek evresinin başlarında görülmektedir.

Tablo 13. Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek ikinci kuvvet (N)

	EYK2 sol		EYK2 sağ	
Evre	N	Ortalama	N	Ortalama
2	18	626.83	19	651.74
3	2	596.00	1	597.00

EYK2: En Yüksek İkinci Kuvvet

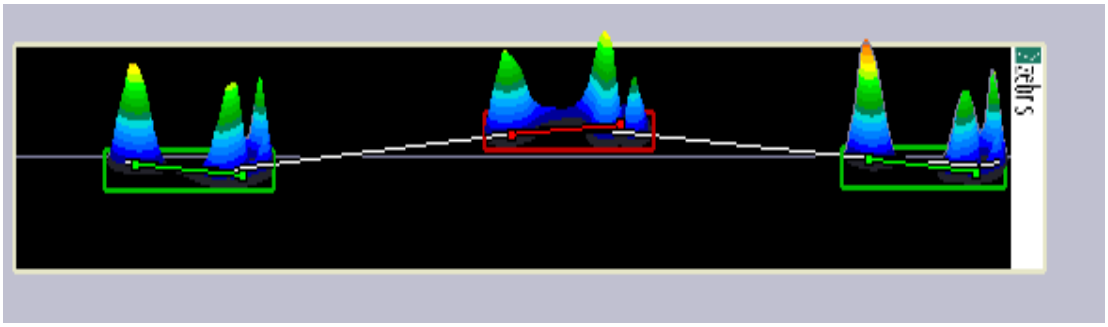
Yer tepkime kuvvetinin ikinci en yüksek değeri deneklerin büyük bir çoğunluğunda tek destek evresinin sonlarında görülmüştür (Tablo 13). Buradaki isimlendirme de basınca benzer şekilde yapılmıştır. Artışın meydana geliş sırasına göre isimlendirilmiştir. En yüksek ikinci basınç birinci basınca göre daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 14. Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en düşük kuvvet (N)

	EDK sol		EDK sağ	
Evre	Sayı	Ortalama	Sayı	Ortalama
2	20	497.95	20	504.35

EDK: En Düşük Kuvvet.

En düşük kuvvet değeri deneklerin tamamında tek destek evresinin ortalarında görülmüştür (Tablo 14).

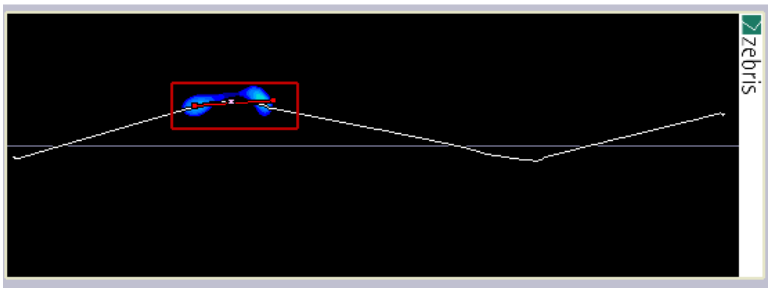


Şekil 13. Deneklerden elde edilen üç boyutlu basınç haritası.

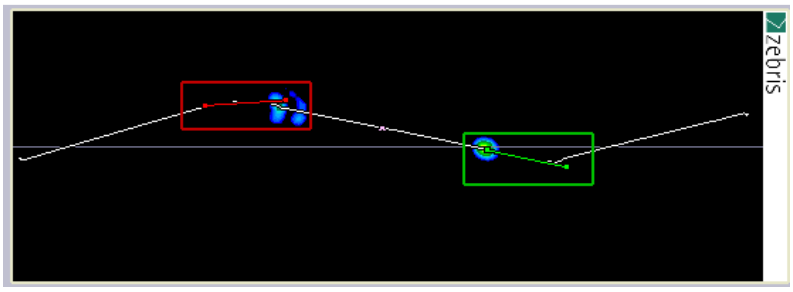
Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi aracılığıyla ayak tabanının üç boyutlu basınç dağılım haritası elde edildi (Şekil 13). Deneklerden elde edilen üç boyutlu basınç haritalarında en düşük basınç tek destek evresinde (basma ortası fazında) elde edilmiştir. Basınç topukta büyük bir artış göstermekte, tek destek evresinde düşmekte salının öncesi evrede tekrar yükselmektedir. Salınım öncesindeki bu basınç artışı metatarsal kemiklerin başlarında gözlemlenmektedir. Daha sonra başparmağa doğru azalarak hareket edip salınım fazının

başlamasıyla yok olmaktadır. Ağırlığın öne aktarımı ayağın orta hat hizasından gerçekleşmektedir.

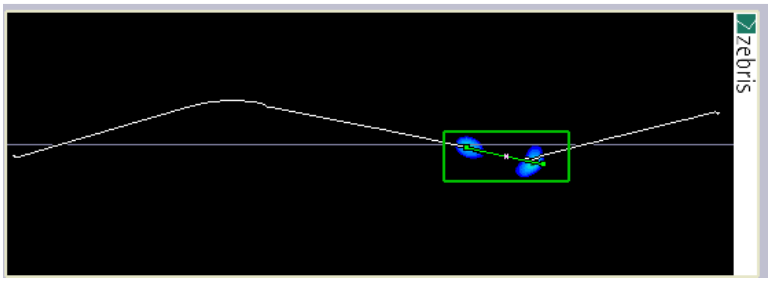
A



B

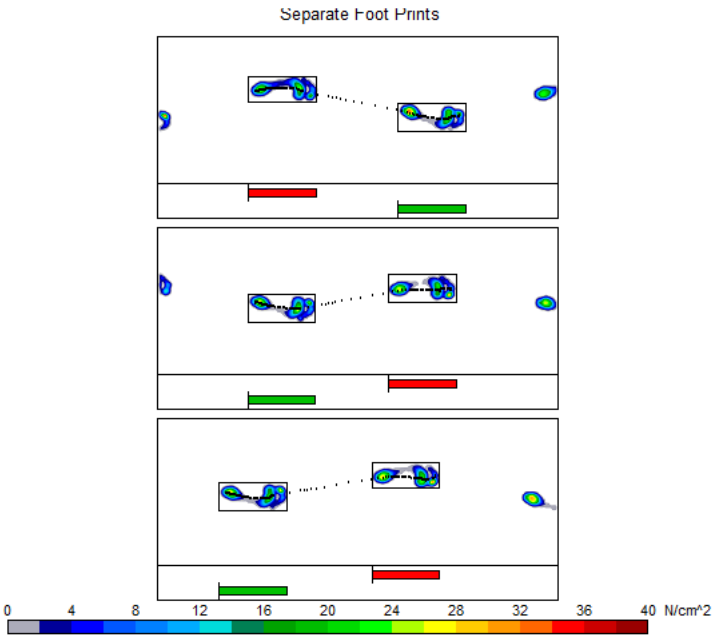


C



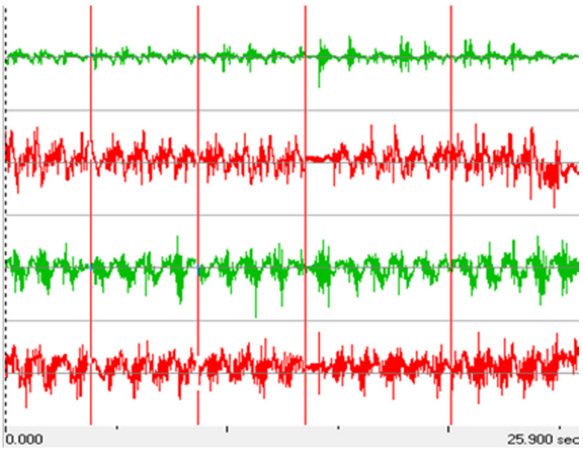
Şekil 14. Yürüme esnasında ağırlık merkezinin yer değiştirmesi. A: sol ekstremite tek basma evresindeyken ağırlık merkezi konumu. B: Çift destek evresinde ağırlık merkezinin konumu. B: Sağ ekstremite tek basma evresindeyken ağırlık merkezinin konumu

Ağırlık merkezinin horizontal planda medial - lateral yer değiştirmesi gözlemlenebildi (Şekil 14). Programın yürümenin incelenmesi için durdurulup tekrar oynatılabilme özelliği olduğundan ağırlık merkezinin orta hatta göre pozisyonu belirlenebilmektedir.



Şekil 15. İki boyutlu basınç haritası ve ağırlık merkezinin horizontal planda yer değiştirmesi

Ağırlık merkezinin orta hatta göre pozisyonu ve basınç dağılımı rapor olarak dökümü alınabilmektedir (Şekil 15).



Şekil 16. Kaslardan gelen ham EMG sinyali

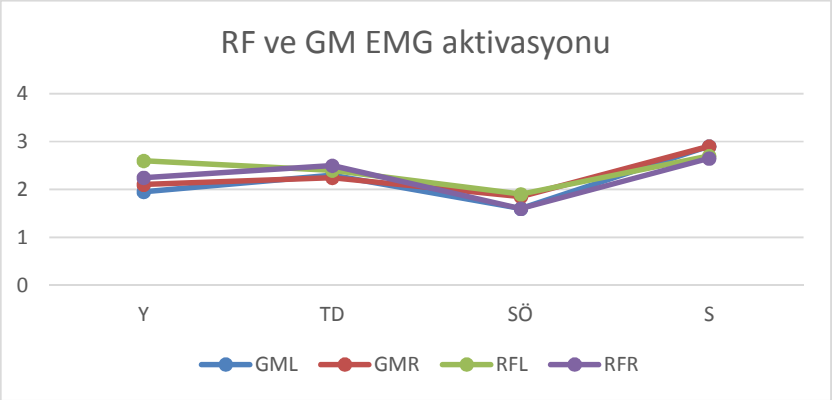
Ölçüm sonucu elde edilen ham EMG sinyalleri (şekil 16) bilgisayar programı aracılığıyla rektifiye edildi ve sonuçlar rektifiye edilmiş verilerden değerlendirildi.

Tablo 15. m. gluteus maximus ve m. rectus femoris'in EMG sinyallerinin sağ ve sol tarafta karşılaştırılması*

	GM1 L-R	GM2 L-R	GM3 L-R	GM4 L-R	RF1 L-R	RF2 L-R	RF3 L-R	RF4 L-R
P	0.572	0.782	0.272	1.000	0.232	0.480	0.222	0.782

GM1: m. gluteus maximus yüklenme evresi, **GM2:** m. gluteus maximus tek destek evresi, **GM3:** m. gluteus maximus salınım öncesi evresi, **GM4:** m. gluteus maximus salınım evresi, **RF1:** m. rectus Femoris yüklenme evresi, **RF2:** m. rectus femoris tek destek evresi, **RF3:** m. rectus femoris salınım öncesi evresi, **RF4:** m. rectus femoris salınım evresi.

*Wilcoxon signed ranks test



Y: Yüklenme Evresi, TD: Tek Destek Evresi, SÖ: Salınım öncesi Evresi, GML: Sol *m. gluteus maxsimus*, GMR: Sağ *m. gluteus maximus*, RFL: Sol *m. rectus Femoris*, RFR: Sağ *m. rectus Femoris*

Grafik 1. Kaslardan gelen EMG sinyallerinin evrelere göre aktivasyon miktarı

Sağ ve sol taraf kasların EMG sinyalleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunamamıştır. *m. gluteus maximus* ve *m. rectus femoris* her iki tarafta da eşit oranda aktive olmuş ve benzer paternler göstermiştir.

Ölçüm yaptığımız dört kasta aynı evrelerde en yüksek değerlere ve en düşük değerlere ulaşmıştır. Elektriksel aktivasyon paternleri birbirine çok benzerdir (Grafik 1).

TARTIŞMA

Yürüme, insanın günlük yaşam aktivitelerini sorunsuzca devam ettirebilmesi için oldukça önemli bir fonksiyondur. İnsan şartlar ne olursa olsun bu fonksiyonu devam ettirme çabasındadır. Herhangi bir nörolojik, ortopedik veya başka bir hastalık durumunda devreye kompanzatuvar mekanizmalar girer ve yürüme fonksiyonu devam ettirilir. Bu durumda yürümenin doğal mekanizması bozulur. Dolayısıyla yürümeyle ilgili parametreler de bozulmuş olur. Yürüme için harcanan enerji artar. Bu da insan hayatını ciddi miktarda etkiler.

Biz çalışmamızda bu yürüme parametrelerini sağlıklı genç erişkinlerde inceledik ve normal yürümenin değerlerini araştırdık. Elde ettiğimiz sonuçları literatürdeki çalışmalarla karşılaştırdık. 20 kadın katılımcıda adım genişliği, adım uzunluğu, adım süresi kadans ve hız ölçümlerini elde ettik. Deneklerimizin yaş ortalaması 20.6, boy ortalaması 162.25 cm, kilo ortalaması 56.8 kg ve VKİ de 21.3 olarak hesaplanmıştır.

Çalışmamız sonucunda ortalama çift adım uzunluğunu 113,9 cm şeklinde kadansı da 103 adım/dk şeklinde bulduk.

Daha önce yapılan çalışmalarda Nymark normal yürüme hızında çift adım uzunluğunu 18 denekte (13 bayan 5 erkek) 155 cm, kadansı 112 (70) olarak bulmuştur. Onların çalışmalarında erkek deneklerden elde edilen verilerin ortalamayı arttırmış olabilir.

Benedetti çift adım uzunluğunu 16 genç denekte (9 erkek 7 bayan) 1.25m/s hızda 125,6 cm olarak belirtmiştir. Deneklerin boy ortalaması (171 cm) bizim deneklerimizin boy ortalamasından daha fazladır. Bu durum farklı sonuçlar bulmamıza sebep olmuş olabilir (71).

Özaras kadansı 117 çift adım uzunluğunu 132 şeklinde belirtmiştir (2).

Yürüme döngüsünün evrelerini incelediğimizde bulduğumuz sonuçlar ortalama basma fazı %63.9, ortalama salınım fazı %36.1 şeklindedir. Lim ve arkadaşları bu oranları basma fazını %63,4, salınım fazını %36,60 şeklinde (72), Nymark ve arkdaşları basma fazını %62,1, salınım fazını %37,9, Di Nardo ve Fioretti basma fazını %60,8, salınım fazını %39,2 seklinde bulmuşlardır. (70,73). Özaras ve Yalçın bu oranları %62 basma fazı %38 salınım fazı şeklinde ifade etmişlerdir (2).

Çalışmamızda yüklenme evresini ortalama %13,76, tek basma evresini %36.3, salınım öncesi evresini %13.7 şeklinde bulduk. Her iki ekstremiteden elde ettiğimiz ölçümler arasında herhangi anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). Yürüme parametreleri simetriktir. Bu normal yürüme için önemli bir bulgudur. Yürüme analizinde bu bulgularda elde edilen herhangi bir asimetri patolojik yürüyüşün işaretidir.

Yüzeyel elektrotlarla elde ettiğimiz *m. rectus femoris* ve *m. gluteus maximus*'un elektriksel aktivasyonlarını literatürle karşılaştırdık. Özellikle *m. rectus femoris*'in yürümedeki aktivasyonu birçok bilimsel çalışmaya konu olmuştur. Bu konuyla ilgili birçok çalışma olmasına rağmen bir fikir birliğine varılamamıştır. Çalışmalarda çok çeşitli sonuçlar çıkmıştır. Bu sonuçların farklı çıkmasının sebebi uygulama yöntemlerinin (yüzeyel elektrot veya tel elektrotlar) farklı olmasına bağlansa da aynı yöntemle yapılan çalışmalarda da farklılıklar görülmüştür.

Benedetti ve ark. yüzeyel EMG kullanarak *m. rectus femoris* aktivitesini araştırmışlar ve geç salınım evresinde ve yürüme döngüsünün ilk evrelerinde aktif olduğunu gözlemlemişlerdir. Deneklerin az bir kısmında parmak kalkışında aktivasyon saptamışlardır (71).

Shiavi ve ark. 30 sağlıklı (20 erkek 10 kadın) yetişkinde yüzeyel elektrotlarla yaptıkları çalışmada *m. rectus femoris* aktivasyonunu iki fazlı bulmuştur. Deneklerin yaş ortalaması 29'dur. Denekleri farklı hızlarda yürütmüşlerdir. Bizim hızımıza en yakın olan hızda (1.02 m/s) elde ettikleri verilerde birinci faz ikincisinden daha yüksek bulunmuş yürüme siklusunun ilk %10'luk kısmına denk gelmiş, ikincisi %75'lik kısmına denk gelmiştir. Hızın artmasıyla bir bu fazlar mesafe olarak birbirine yaklaşmış ve ikinci faz %65'te görülmeye başlamıştır (74).

Nymark ve ark. 18 sağlıklı katılımcıda yaptığı çalışmada *m. rectus femoris* aktivasyonunu üç fazlı bulmuşlardır. İlk ve en yüksek faz basma fazının başlangıcında,

ikincisi ve daha düşük olan faz basma ortasında, üçüncü faz da geç salınım evresinde olduğunu saptamışlardır (68).

Di Nardo ve ark. yaptığı çalışmada deneklerin yaş ortalaması 24, boy ortalaması 169 cm kilo ortalaması 56 kg ve VKİ 19.9 dur. Denekler 6 dakika boyunca yürütülmüştür. İncelenen adım sayısı fazladır. (373 adım). Ortalama basma ve salınım fazlarının oranını sırasıyla %61 ve % 39 şeklinde bulmuşlardır. Bu oranlar bizim bulduğumuz sonuçlarla uyumludur. Bu çalışma sonucunda farklı *m. rectus femoris* aktivasyon paternleri bulunmuştur. Bunlardan en çok tekrar edeni (%53), üç fazlı aktivasyon paternidir. Birinci patlama yürüme döngüsünün başlangıcında, ikinci patlama basma fazından salınım fazına geçişte ve üçüncüsü ise geç salınım evresindedir. İkinci en çok tekrar eden patern (%26), basma fazından salınım fazına geçişte oluşan patlama, üçüncü en çok tekrar eden patern de (%17) basma fazından salınım fazına geçişteki patlamadır (71).

Li ve ark. normal yürüme hızında, yürümeden koşmaya geçerken, koşmadan yürümeye geçerken ve koşmada kasların aktivitesini incelemişler. 12 deneğin 9'u erkek 3'ü kadın ve yaş ortalamaları 21'dir. Kilo ortalamaları 78 kg, boy ortalamaları 180 cm'dir. 0.9 m/s hızla 20 saniye yürütülmüşlerdir. Bu hızda *m. rectus femoris*'in aktivitesini basma fazının başlangıcında ve sonunda yüksek, salınım fazında düşük bulmuşlardır. Salınım sonunda *m. rectus femoris* aktivitesi yükselmiştir. Ancak en düşük salınım evresinin başlangıcında bulunmuştur. Aktivasyon üç fazlı bir patern göstermiş (75).

Winter ve Yack yürümede rol alan 16 extremite kasının elektriksel aktivitelerini yüzeyel elektrotla araştırmışlar ve araştırmacılara referans olacak temel paternleri saptamışlardır. 20 – 35 yaş arasındaki deneklerin bulunduğu çalışmada ayak şalterleri kullanmışlardır. *m. rectus femoris* aktivasyonun en yüksek olduğu evre yürüme döngüsünün yaklaşık %10'luk kısmına denk gelmiştir. Daha sonra aktivasyon düşmeye başlamış %60'lık kısımda tekrar yükselmeye başlamış. Ancak bu aktivasyonun yüksekliği ilk aktivasyonun yarısından daha azdır. Döngünün %90'lık kısmına gelince aktivasyon en düşük değerdedir Salınım sonunda tekrar yükselmeye başlamıştır. Bu değerlerin kasların normal değerler olduğunu ifade etmişler ve araştırmacıların bu değerleri referans alabileceklerini savunmuşlardır (76).

Yüzeyel elektrotlarla yapılan ölçümlerde komşu kaslardan karışan seslerin varlığının sonuçları etkileyeceği düşünülmüş ve tel elektrotlarla çalışmalar yapılmıştır. Hatta aynı çalışmalarda yüzeyel elektrot ve tel elektrotlardan elde edilen veriler karşılaştırılmıştır.

Barr ve ark. 20 katılımcıyla yaptıkları çalışmada, *m. rectus femoris* aktivitesini, tel elektrotla ve yüzeyel elektrotla kaydetmiş ve sonuçları karşılaştırmışlardır. Tel elktrotla elde edilen verilerde yüklenme evresinde hiç aktivasyon yokken yüzeyel elektrottan elde edilen verilerde bu evrede aktivasyon olduğunu belirtilmiştir (77).

Annaswamy ve ark. 9 kişide tamamen tel elektrotla yaptığı çalışmada *m. rectus femoris'*in aktivasyonu iki fazlı olarak görülmüştür. İlk faz yüklenme evresinde, ikinci faz salınım öncesi ve erken salınım fazında saptanmıştır. 9 kişiden 5'inde yüklenme evresindeki faz salınım öncesi ve erken salınım evresindeki fazdan daha yüksek bulunmuştur. 4'ünde ise durum tam tersidir (78).

Nene ve ark. 1998'de 10 katılımcı ile yaptıkları çalışmada *m. rectus femoris*'in erken salınım evresindeki aktivitesini iki yavaş iki hızlı yürümede araştırmışlardır. En yavaş yürüme hızı da 1.4 m/s'dir. Bu hızdaki *m. rectus femoris* aktivasyonun parmak kalkışında başladığını saptamıştır (79).

Nene ve ark. 2003'te buna benzer bir çalışma daha yaparak *m. rectus femoris'*in gerçekten *m. quadriceps femoris*'in bir parçası olup olmadığını araştırmışlardır. Çalışmayı 5 denekle yapmışlardır. Bu çalışmada tel elektrot ve yüzeyel elektrotu aynı anda kullanmışlardır. Tel elektrotta *m. rectus femoris* aktivitesi salınım öncesi ve erken salınım evresinde tek patlama ile sınırlıyken (5 denekten 4'ünde bu şekilde görülmüş, 1'inde tüm döngü boyunca aktivasyon görülmüş), yüzeyel EMG paterni iki fazlı görülmüştür. Bu en yüksek patlama yürüme döngüsünün %80'lik kısmına denk gelmiştir. Daha düşük diğer patlama yürüme döngüsünün %55'lik kısmına denk gelmiştir ve tel elektrotla elde edilen aktivasyonla aynı evrededir (80).

Montgomery ve ark. bir çalışmada m. rectus femoris'in koşma esnasındaki aktivasyonunu tel elektrotla koşuculardaincelemişlerdir. Ölçüm sonucu *m. rectus femoris* aktivasyonunun iki pik yaptığını saptamışlardır. Birincisi basma fazında, ikincisi de salınım fazının ortasında (81).

Bu yüzeyel ve tel elektrotalarla kaydedilen verilerin farklı çıkmasının sebebi yüzeyel elektrotların komşu kaslardan gelen seslere karşı daha hassas olmasıdır.

Byrne ve ark. *m. rectus femoris*'in yüzeyel EMG aktivasyonunun komşu kaslardan gelen karışma sesine olan hassasiyetini araştırmışlar. 5 sağlıklı katılımcıda hem tel elektrot hem yüzeyel elektrot kullanarak kalça fleksiyonu ve diz ekstenisyonunda izometrik kasılmadaki aktivasyonu incelemişler. Eş zamanlı olarak aynı uygulamayı *m.vastus lateralis*'e uygulamışlar. Tel elektrotla yapılan ölçümde kalça fleksiyonunda sadece *m. rectus femoris* aktivasyonu, diz extensiyonunda ise sadece *m. vastus lateralis* aktivasyonu görülmüş. *m. rectus femoris*'in aktivasyonu yüzeyel elektrotla kaydedildiğinde ise tel elektrotla kaydedilen sonuçlarda görülmeyen bir artış saptanmış. Buna bağlı olarak da *m. rectus femoris*'in aktivasyonun kaydetmede yüzeyel elektrotun uygun olmadığı kanısına varmışlardır (82).

Biz çalışmamızda *m. rectus femoris'in* aktivasyonunun yüklenme, tek destek ve salınım evresinde yüksek olduğunu saptadık. Deneklerin çoğunda salınım öncesi evreden salınım evresine geçiş sırasında aktivasyon artmaya başlamaktadır. Aynı şekilde yüklenmede tek destek evresine geçişte de bir artış söz konusudur. Bu sonuçların üç fazlı oluşu Nymark ve ark. yaptığı çalışmayla uyumludur ancak patlamaların büyüklükleri farklıdır. Salınım fazındaki aktivasyon yüzeyel elektrotla ve tel elektrotla yapılan çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur (68,69,77,78,79,82).

Çalışmanın geneline bakılacak olursa bulduğumuz sonuçlar Di Nardo ve ark. yaptığı çalışmada en çok görülen üç patlamalı paternle uyuşmaktadır (71). Bu patern Winter ve Yack'ın referans kabul ettikleri değerlerle de uyumludur.

Yüklenme evresinde *m. rectus femoris'*te aktivasyon olduğunu saptadık ancak literatürde bu durumla ilgili çok farklı sonuçlar vardır. Sağ ve sol *m. rectus femoris*'lerin EMG aktivasyonları arasında anlamlı bir fark yok.

*M. gluteus maximus'*un yürüme esnasındaki aktivasyon zamanı hakkında çok fazla literatür bulunmamaktadır. Çalışmaların çoğunda hız ve aktivasyon arasındaki ilişki karşılaştırılmıştır.

Franz ve ark. yaptıkları çalışmada *m. gluteus maximus* aktivasyonunun basma fazının başında olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca bu çalışmada eğim ve hız değişikliklerinin EMG aktivasyonunu nasıl etkilediğini incelemişlerdir (83).

Barlett ve ark. yaptıkları çalışmada *m. gluteus maksimus*'u üst ve alt olarak iki bölümde incelemişlerdir. Üst bölümün aktivasyonunu basma fazının başlangıcında ve salınım

fazının sonunda olduğunu saptamışlardır. Alt bölümün aktivasyonunu da aynı fazlarda saptamışlardır ancak üst bölümün aktivasyonundan biraz daha düşük bulmuşlardır (84).

Wall Scheffler ve ark. 17 erkek 17 kadın gönüllü ile buna benzer bir çalışma yapmışlardır. Deneklerin yaş ortalaması 22.9 ve yürüdükleri hız 1.2 m/s'dir. *M. gluteus maximus* aktivasyonunu basma fazının başlangıcında en yüksek bulmuşlardır. Salınım öncesi fazda aktivasyonu en düşük seviyede, salınım sonunda aktivasyonun tekrar arttığını gözlemlemişlerdir (85).

M. gluteus maximus aktivasyonu ile ilgili literatürler *m. rectus femoris* aktivasyonu kadar çelişkili değildir.

Biz çalışmamızda her iki taraf *m. gluteus maximus* aktivasyonunu inceledik. İki taraf arasında anlamlı bir fark yoktu. *m. gluteus maximus* ve *m. rectus femoris'*in aktivasyon paternleri birbirine benzer şekildeydi. Winter ve Yack'ın yaptığı çalışmada da benzer sonuçlar çıkmıştır. Ancak bizim bulgularımızda *m. gluteus maximus* aktivasyonu yüklenme evresinden sonra yükselirken Winter ve Yack'ın sonuçlarında tam tersine düşüşe geçmiştir. En düşük aktivasyonu da salınım fazının başlangıcında elde etmişlerdir.

Yüzeyel elektrotla elde edilen verilere göre *m. gluteus maximus* aktivasyonu yüklenme evresinde, tek basma evresinde ve salınım evresinde yüksek çıkmıştır. En düşük aktivasyonu salınım öncesi evresinde saptadık. Katılımcıların büyük çoğunluğunda basma fazından salınım fazına geçiş esnasında aktivasyon artmaya başlamıştır. En yüksek aktivasyon salınım fazında, ikincisi tek basma evresinde üçüncüsü de yüklenme evresinde görülmüştür. Bu patern Cara ve arkadaşlarının bulgularıyla uyumludur (85). Yüklenme evresindeki aktivitede literatür bulgularıyla uyumludur (83,84,85).

m. gluteus maximus ve *m. rectus femoris*'in elektriksel aktivasyon paternlerini birbirine benzer şekilde gözlemledik. Her ikisinin de en düşük ve en yüksek aktivasyon gösterdikleri evreler aynıdır. Ayrıca aktivasyon miktarları da birbirine yakındır. Oysa ki *m. gluteus maximus* kalça extensörü iken *m. rectus femoris* uyluk fleksorüdür. Bu durumda aynı anda aktif olmaları biri konsantirik çalışırken diğerinin eksantirik çalıştığı anlamına gelebilir. Yüklenme evresinde fleksiyondaki kalçayı *m. gluteus maximus* ekstansiyona getirirken (konsantirik), YTKV'nin diz eklemi üzerinde ki fleksiyon momentini kontrol etmek için *m. rectus femoris* (eksantirik) çalışmaktadır (2).

Tek destek evresinde (basma ortası evresi ve basma sonu evresi) YTKV ilk başta kalçanın önündeyken arkasına doğru ilerlemeye başlar. Bu durumda *m. gluteus maximus*'un ekstansor görevine gerek kalmaz ve bu evrede abduktor olarak görev yapar. Burada görülen aktivasyon artışı bu sebeple olabilir. *m. rectus femoris* de *m. quadriceps femoris*'in bir parçası olarak basma ortası evresinin başlangıcında diz ekstansoru olarak görev yapar. Burada görülen aktivasyon da bu sebeple olabilir (1).

Salınım öncesi evresinde kalça fleksiyona gelir *m. gluteus maximus* aktivasyonuna çok ihtiyaç kalmaz. Bu durumda *m. gluteus maximus* aktivasyonun düşmesi de beklenen bir durumdur. *m. rectus femoris*'in kalça fleksiyonunda görev alması sebebiyle düşük de olsa aktivasyon gözlemlenmiştir (1,2).

Salınım evresinde *m. rectus femoris*'in *m. quadriceps femoris*'in bir parçası olarak dizin fleksiyonunu kontrol ederken ekstansiyondaki kalçayı fleksiyona getirirken aktif durumdadır. Bu durum salınım evresinin başında olur. *m. gluteus maximus* kalça fleksiyonunu kontrol etmek için eksantirik olarak kasılıyor olabilir.

Yüzeyel elektrotlar komşu kaslardan gelen seslere karşı hassas oldukları için elde ettiğimiz *m. rectus femoris* aktivasyon verilerinde *m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m rectus intermedius*'tan gelen seslerin karışmış olabilmesi de söz konusudur (77,78,80).

Hessert ve ark. yürürken ayağın maruz kaldığı basıncı yaşlılarda ve gençlerde karşılaştırmalı olarak araştırmışlar. Ayak tabanının medial calcaneus, lateral calkaneus, medial ark, lateral ark, metatars 1, metatars 2-3, metatars 4-5 başparmak ve diğer parmaklar olarak 9 bölgeye ayırmışlardır. Gençlerde en yüksek basıncı medial calcaneusta, ikinci enyüksek basıncı başparmakta gözlemlemişlerdir (86).

Kanatlı ve ark. sağlıklı kişilerde metatars başlarındaki dinamik basınç dağılımını incelemişlerdir. Ayağı üç kolona ayırmışlar (tarsometatarsal eklemin fonksiyonel kolonları ile eşleşecek şekilde) orta duruş ve salınım öncesi fazındaki dağılımlarını araştırmışlardır. Orta durş fazında en yüksek basıncın orta kolonda olduğunu, lateral ve medial kolondaki basıncın birbirine yakın olduğunu gözlemlemişlerdir. Salınım öncesi fazda en büyük yüklenmede yine orta kolonda, daha sonra medial kolonda en az da lateral kolonda görülmüştür (87).

Vücuda etki eden yer reaksiyon kuvveti de hesaplanmış ve her ekstremite için ayrı ayrı ortalamaları alınmıştır. Kuvvet grafiği de basınç grafiğine benzer şekilde bulunmuştur. Grafik

iki fazlıdır. Birincisi En Yüksek Birinci Kuvvet, ikincisi En Yüksek İkinci kuvvet olarak belirlenmiştir.

Masani ve arkadaşları 10 sağlıklı erkekte vertikal yer reaksiyon kuvvet grafiğini iki pikli bulmuşlardır. grafik şekil itibariyle bizim sonuçlarımızla uyumludur anca onla birinci en yüksek kuvvet değerini ikincide daha yüksek olarak belirtmişlerdir (88).

Giakas ve Baltzopoulos benzer bir çalışmada vertikal yer reaksiyon kuvvetini bizim sonuçlarımızla benzer şekilde iki pik yapmış şekilde bulmuşlardır (89).

SONUÇ

Çalışmamızda 20 bayan gönüllüye kinetik yürüme analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda normal yürümede zaman mesafe parametreleri, kuvvet grafikleri, basınç grafikleri elde edilmiş, *m. rectus femoris* ve *m. gluteus maximus*'un elektriksel aktivasyonları ölçülmüştür. Elde edilen değerler literatürdeki çalışmaların sonuçları ile karşılaştırılmış, benzerlikler ve farklılıklar saptanmıştır.

Elde dilen zaman mesafe parametreleri ile genç erişkinler için normal değerlerden oluşan bir veri tabanı oluşturulmuştur. Basınç haritaları ile ayak tabanında en çok basınca maruz kalan bölgeler saptanmış ve patolojik durumlar için dikkat edilmesi gereken bölgelerin metatars başları ve topuk bölgesi olduğu belirlenmiştir.

Kuvvet grafiği ile yer tepkimesinin yürümenin hangi evresinde en yüksek ve en düşük olduğu saptanmıştır. YEMG uygulamasıyla *m. rectus femoris'*in ve *m. gluteus maximus*'un aktivasyon paternlerinin birbirine benzer olduğu saptanmıştır.

Bir yürüme döngüsünü oluşturan evrelerin yüzdelik oranlarının normal değerleri saptanmış patolojik durumlar için referans değerler elde edilmiştir.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz değerler sağlıklı genç kadın bireyler üzerinde ölçülmüştür. Dolayısıyla gençlerdeki normal değerler elde edilmiştir. Yürüme parametreleri birçok durumdan etkilendiği gibi yaşla birlikte de değişmektedir. Çalışma farklı yaş gruplarında uygulanarak daha geniş gruplar için normal değerler elde edilebilir.

ÖZET

Yürüme; bir yerden bir yere ulaşmak için vücudun ilerletilmesidir. İnsanın günlük aktivitelerini bağımsız bir biçimde yapabilmesi için gerekli hatta vazgeçilmez bir aktivitedir. Yürüme yeteneğinin kaybı ya da her hangi bir bozukluğu insan hayatını hem fiziksel olarak hem de psikolojik olarak önemli ölçüde etkiler.

Kalça eklemi yürümeye hem ağırlık aktarma hem de hareket etme göreviyle önemli derecede katkıda bulunur. Bu görevi yerine getirmesinde de kalça kaslarının büyük önemi vardır. Çalışmamızın amacı kalça kasları olan m. rectus femoris ve m. gluteus maximus'u kinetik yürüme analizinde yüzeyel EMG ile değerlendirmektir. Ayrıca ayak basınç ve yer tepkime kuvvetleri ile yürüme parametreleri değerlendirilmiştir.

Çalışmamıza VKİ 18,5-25 arasında olan 18-26 yaş arası 20 kadın gönüllü kabul edilmiştir. Ölçümler Trakya Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Anatomi Anabilim Dalı'ndaki Yürüme Analizi Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Her iki kasın aktivasyon paternini birbirine benzer şekilde bulunmuştur. İki kas da en yüksek aktivasyona salınım fazında ulaşmıştır. En düşük aktivasyon da salınım öncesi evresinde görülmüştür. Yüklenme ve tek destek evresinde de her iki kasın aktif olduğu gözlemlenmiştir.

Ayak tabanında en yüksek basınca topuk ve metatars başlarının maruz kaldığı saptanmıştır. Kuvvet eğrisi iki pik yapmış şekilde gözlemlenmiştir. Katılımcıların çoğunda en yüksek ve en düşük kuvvetin tek destek evresinde olduğu saptanmıştır. Bulgularımız literatürle uyumludur ve veriler daha kapsamlı hale geldiğinde laboratuvarımız için referans değer olarak kullanılabileceği kanaatindeyiz.

Anahtar Kelimeler: Yürüme analizi, *m. gluteus maximus*, *m. rectus femoris*

EVALUATION OF HIP MUSCLES WITH SURFACE EMG IN GAIT ANALYSİS

SUMMARY

"Gait" means carrying the body forward to reach somewhere. It is needed and even indispensable to do routin activities in a day independently. Loss or any disorder of walk ability impacts human's life significantly both in physically and in psychologically.

Hip joint contributes significantly to walking as task to act and task to transfer weight. In fulfilling this tasks, the hip muscles also has a great importance. The aim of our study evaluate the hip muscles that *m. rectus femoris* and *m. gluteus maximus* in kinetic gait analysis with Surface EMG. Also foot pressure, ground reaction force and gait parameters was evaluated.

Twenty voluntary women who is 16-26 years old and have 18.5-25 value of Body Mass Index were included to study. Measurements were made at Gait Analysis Laboratory in Anatomy Department of Basic Medical Sciences of Trakya University.

Both muscles' activation pattern were similar in both extremities. Two muscles has reached the highest activation in the swing phase. The lowest activation was seen in the pre-swing phase. Both muscles has been observed as active in loading and single support phase.

It was found that calcaneal region and metatars region are exposed to the highest pressure. Force Curve was observed as two peaks made. It was detected that the highest and lowest forces were in single support phase in participants. Our findings are consistent with the

literature. When the data become more extensive, we believe this can be used as reference values for our laboratory.

Key words: Gait analysis, *m. rectus femoris, m. gluteus maximus*

KAYNAKLAR

1. Bozer C. Genç Erişkinlerde, Günlük Aktivite Sırasında Yapılan Bazı Hareketlerin Kinetik Analizi (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi; 2007.
2. Özaras N, Yalçın S. Yürüme Analizi. 1. baskı. İstanbul: Avrupa Tıp Kitapçılık, 2001.
3. T. C. Milli Eğitim Bakanlığı Ortopedik Protez ve Ortez Yürüme Analizi -2, Ankara, 2011.
4. Kanatlı U. Yetkin H. Songür M. Öztürk A. bölükbaşı S. Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. TOTBD Dergisi 2006; 5 (1-2) :54-9.
5. Gülçimen B. Ülkü S. İnsan Ayağı Biyomekaniğinin İncelenmesi. Uludağ Üniversitesi Mühendislik – Mimarlık Fakültesi Dergisi 2008;13(2):27-33.
6. Dere F. Anatomi Atlası ve Ders Kitabı 1. Cilt 5. Baskı. Adana: Adana Nobel Tıp Kitabevi, 1999:322-383.
7. Moore K. L. Agur A.M.R (Çeviri: A. Elhan). Temel Klinik Anatomi. 2. Baskı. Ankara: Güneş Kitabevi;2006: 378-400.
8. Nordin M, Frenkel VH. Basic Biomechanics Of The Skeletal System. Philedelphia Lea and Febier; 1989:113-63.
9. Gündüz OH. Yaşlılarda Postür ve Yürüme. Turk Geriatri Derg 2000;3(4):155-62.
10. Özer A. F. Kaner T. Omurgada Sagital Denge. Türk Nöroşüroji Dergisi 2013;23(ek sayı:2):13-8.
11. Yıldırım M. Resimli Sistematik Anatomi. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri 2013:202-218.
12. Erdoğmuş C B, Tüzün Ş. Yaşlılarda Yürüme Kinematiği. Turk Geriatri Derg 2001;4(1):33-9.

13. İnal HS. Spor ve Egzesizde Vücut Biyomekaniği. 2. Basım. İstanbul: Papatya Yayıncılık Eğitim 2013:257-275.
14. van Swigchem, R,Roerdink M, Weerdesteyn V, Geurts A.C, Daffertshofer A. The Capacity to Restore Steady Gait After a Step Modification Is Reduced in People With Poststroke Foot Drop Using an Ankle-Foot Orthosis. Phys Ther 2014;94:654-663.
15. Yavuzer G. Üç Boyutlu Niceliksel Yürüme Analizi. Acta Orthopaedica Traumatologica Turcica 2009;43(2):94-101.
16. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and Analysis of Running Gait. Phys Med Rehabil Clin N Am 2005;16:603–621.
17. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of Human Gait. 2nd ed. Cape Town, South Africa. Kiboho Publishers 1992:9-13.
18. Levine D, Richards J, Whitle MW. Whitle's Gait Analysis. 5nd ed. London: Churchill Livingstone Elseiver. 2012:29-110.
19. Croce UD, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. Gait and Posture 2001;(14)79–84.
20. Ernest L. Bontrager, MS. Instrumented Gait Analysis Systems. DeLisa JA. (Ed) Gait Analysis in the Science of Rehabilitation. USA. DIANE Publ; 1998. p.11-32
21. Matsuda PN, Taylor CS, Shumway-Cook A. Evidence for the Validity of the Modified Dynamic Gait Index Across Diagnostic Groups. Phys Ther 2014;94:996-1004.
22. Brach JS, Perera S, VanSwearingen JM, Hile ES, Wert DM, Studenski SA. Challenging Gait Conditions Predict 1-Year Decline in Gait Speed in Older Adults With Apparently Normal Gait. Phys Ther 2011;91(12):1857-1864.
23. Lambert CS, Philpot RM, Engberg ME, Johns BE, Kim SH, Wecker L. Gait analysis and the cumulative gait index (CGI): Translational Tools Ao Assess İmpairments Exhibited By Rats With Olivocerebellar Ataxia. Behavioural Brain Research 2014;274:334–343.
24. Buckley JG, De Asha AR, Johnson L, Beggs CB. Understanding Adaptive Gait In Lower-Limb Amputees: Insights From Multivariate Analyses. J Neuroeng Rehabil 2013;10:98;
25. Akalan NE, Temelli Y. Serebral Parezide Gözlemsel Yürüme Analizinin Yeri ve Kullanılabilirliği. HSP 2014; 1(1):28-45.

26. Wren TAL, Elihu KJ, Mansour S, Rethlefsen SA, Ryan DD, Smith ML, Kay RM. Differences In Implementation Of Gait Analysis Recommendations Based On Affiliation With A Gait Laboratory. Gait and Posture 2013;(37):206-9.
27. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. J Neuroeng Rehabil. 2006:3(4):1-10.
28. Yongbin Qi, Cheong Boon Soh, Erry Gunawan, Kay-Soon Low, Rijil Thomas. Estimation of Spatial-Temporal Gait Parameters Using a Low-Cost Ultrasonic Motion Analysis System. Sensors 2014;14:15434-15457.
29. Rathinam C, Bateman A, Peirson J, Skinner J. Observational Gait Assessment Tools In Paediatrics – A Systematic Review. Gait and Posture 2014;40:279–285.
30. Bella GP, Rodrigues NBB, Valenciano PJ, Silva LMAE, Souza RCT. Correlation among the visual gait assessment scale, Edinburgh visual gait scale and observational gait scale in children with spastic diplegic cerebral palsy. Rev Bras Fisioter. 2012;16(2):134-40.
31. Borel S, Schneider P, Newman C.J. Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy. 2011;(33):727–9.
32. Williams G, Morris ME, Schache A, McCrory P. Observational gait analysis in traumatic brain injury:Accuracy of clinical judgment. Gait & Posture 2009;(29):454-9.
33. Brunnekreef1 JJ, van Uden CJT, van Moorsel S, Kooloos JGM, Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. BMC Musculoskelet Disord 2005;6:1-9.
34. Speciali DS, Oliveira EM, Cardoso JR, Correa JCF, Baker R, Lucareli PRG. Gait profile score and movement analysis profile in patients with Parkinson's disease during concurrent cognitive load. Braz J Phys Ther 2014;18(4):315-22.
35. Viehweger E, Pfund LZ, He´lix M, Rohon MA, Jacquemier M, Scavarda D, Jouve JL, Bollini G, Loundou A, Simeoni MC. Influence of clinical and gait analysis experience on reliability of observational gait analysis (Edinburgh Gait Score Reliability). Ann Phys Rehabil Med 2010;(53):535–46.
36. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. Clin Biomech 2004;(19):145–52.
37. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis Part II Kinematics. Gait and Posture 2002;(16):159–179.
38. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. Gait and Posture 2003;(17):1-17.

39. Samson W, Sanchez S, Salvia P, Jan SVS, Feipel V. A portable system for foot biomechanical analysis during gait. Gait and Posture 2014;(40):420–8.
40. Herran AM, Zapirain BG, Zorrilla AM. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. Sensors 2014;14:3362-3394.
41. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. Gait and Posture 2005;(21):447–61.
42. Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. Hum Mov Sci 2004;(22):597–610.
43. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. Gait and Posture 2003;(17):159-169.
44. Criswell E. Gran's Introduction To Surface Electromyography. 2nd ed. Canada: Jones and Barlett Publishers. 2011:123-167.
45. Jung Y, Jung M, Lee K, Koo S. Ground reaction force estimation using an insole type pressure mat and joint kinematics during walking. J Biomech 2014;(47):2693–9.
46. Cross R. Standing, walking, running, and jumping on a force plate. Am J Phys 1999;67(4):304-9.
47. Riad J, Henley J, Miller F. Does footprint and foot progression matter for ankle power generation in spastic hemiplegic cerebral palsy? Acta Orthop Traumatol Turc 2009;43(2):128-134.
48. Tavares JMRS, Bastos LF. İmprovement of Modal Matching İmage Objects In Dynamic Pedobarography Using Optimization Techniques. Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis 2005;5(3):1-20.
49. Metaxiotis D, Accles W, Pappas A, Doederlein L. Dynamic Pedobarography (DPS) in Operative Management of Cavovarus Foot Deformity. Foot Ankle Int 2000;21(11):935-947.
50. Schmiegel A, Rosenbaum D, Schorat A, Hilker A, Gaubitz M. Assessment of foot impairment in rheumatoid arthritis patients by dynamic pedobarography. Gait And Posture 2008; (27):110–114.
51. Aydın K, Sözbir K, Karlı Ü, Yüktaşır B,Yalçın HB, Yıldız N, Sönmez RGT. Dikey Sıçrama Sırasında Kısa Mesafe Koşucuları Ve Futbolcuların Diz Ekstansor Kaslarına Ait EMG Aktivitelerinin karşılaştırılması. Niğde Üniversitesi Beden Eğitimi Ve Spor Bilimleri Dergisi. 2011;5(3), 241-49.

52. Bolek JE. Uncommon Surface Electromyography. Biofeedback. 2010;38(2);52–5.
53. Pullman SL, Goodin DS, Marquinez AI, Tabbal S, Rubin M. Clinical utility of surface EMG. Neurology 2000;55:171-77.
54. Akyüz G. Elektrodiagnoz. Ankara: Güneş Kitabevi 2003:1-149.
55. Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J, Zilvold G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. Gait and Posture 1998; (8):143–58.
56. Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Spor Bilimlerinde Elektromyografi Kullanımı. Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi 2010;8(2):43-49.
57. CJ De Luca, A Adam, R Wotiz, LD Gilmore, SH Nawab. Decomposition of surface EMG signals. Journal of neurophysiology 2006;96 (3):1646-1657.
58. Şayli Ö, Uzun S, Akın A, Çotuk B. Emgaly.1: Grafik Kullanıcı Ara yüzlü Yüzeyel Elektromyografi İnceleme Yazılımı. İstanbul. 2007 (poster sunumu).
59. Mercer JA, Bezodis N, DeLion D, Zachry T, Rubley MD. EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? J Electromyogr Kinesiol 2006;(16):198–204.
60. Blanc Y, Dimanico U. Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) "Minimal Crosstalk Area" (MCA). TOREHJ 2010;3:110-26.
61. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. J Appl Biomech 1997;13:135-63.
62. DeLuca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination. J Biomech 2010;43:1573–9.
63. Rechtien JJ, Gelblum JB, Haig AJ, Gitter AJ. Technology Assessment: Dynamic Electromyography In Gait And Motion Analysis. Muscle and Nerve 1996;19:396-402.
64. 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;7(2):41-6.
65. Merlo A, Campanini I. Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. The Open Rehabilitation Journal, 2010;3:98-109
66. The zebris FDM-System-Gait Analysis for Research and Clinical Applications. http://www.zebris.de/
67. Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles. http://www.seniam.org/

68. Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, Germán A. Surface electromyography applications in the sport. Apunts Med Esport. 2010;45(165):121-130.
69. Konrad P. The ABC of EMG. USA: Noraxon INC,2005:29-34.
70. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. J Rehabil Res Dev 2005;42(4);523-34.
71. Benedetti MG, Agostini V, Knaflitz M, Bonato P. Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation. Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine 2012;117-130.
72. Lim YP, Lin YC, Pandy MG, Muscle function during gait is invariant to age when walking speed is controlled. Gait and Posture 2013;(38):253-9.
73. Di Nardo F, Fioretti S. Statistical analysis of surface electromyographic signal for the assessment of rectus femoris modalities of activation during gait. J Electromyogr Kinesiol 2013;(23):56–61.
74. Shiavi R, Bugle MJ, Limbird T, Electromyographic gait assessment, part 1: Adult EMC profiles and walking speed. J Rehabil Res Dev 1987;24(2):13-23.
75. Li L, Ogden LL. Muscular activity characteristics associated with preparation for gait transition. Journal of Sport and Health Science 2012;1:27-35.
76. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1987;67:402-11.
77. Barr KM, Miller AL, Chapin KB. Surface electromyography does not accurately reflect rectus femoris activity during gait: Impact of speed and crouch on vasti-to-rectus crosstalk. Gait & Posture 2010;(32):363-8.
78. Annaswamy TM, Giddings CJ, Croce UD, Kerrigan DC. Rectus Femoris: Its Role in Normal Gait. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:930-34.
79. Nene A, Mayagoitia RM, Veltink P. Assessment of rectus femoris function during initial swing phase Gait and Posture 1999;(9):1-9.
80. Nene A, Byrne C, Hermens H. Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. Gait and Posture 2004;(20):1–13.
81. Montgomery WH, Pink M, Perry J. Electromyographic Analysis of Hip and Knee Musculature During Running. Am J Sports Med 1994;22(2):271-78.

82. C.A. Byrne CA, Lyons GM, Donnelly AE, O'Keeffe DT, HermensH, Nene A. Rectus femoris surface myoelectric signal cross-talk during static contractions. J Electromyogr Kinesiol 2005;(15):564–75.
83. Franz JR, Kram R. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. Gait and Posture 2012;(35):143-7.
84. Bartlett JL, Sumner B, Ellis RG, Kram R. Activity and Functions of the Human Gluteal Muscles in Walking, Running, Sprinting, and Climbing. Am J Phys Anthropol 2014;153:124–31.
85. Wall-Scheffler CM, Chumanov E, Steudel-Numbers K, Heiderscheit B. Electromyography Activity Across Gait and Incline: The Impact of Muscular Activity on Human Morphology. Am J Phys Anthropol 2010;143:601-11.
86. Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Kun Hu, Lewis A Lipsitz LA, Novak V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. BMC Geriatrics 2005;5:1-8.
87. Kanatlı U,Yetkin H, Şimşek A, Öztürk AM, Esen E, Beşli K. Pressure distribution patterns under the metatarsal heads in healthy individuals. Acta Orthop Traumatol Turc 2008;42(1):26-30.
88. Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. J Appl Physiol 2002;92:1885-1890,
89. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces durin walking: an investigation of variability and symmetry. Gait and posture 1997;5: 189-197

RESİMLEMELER LİSTESİ

ŞEKİLLER

Şekil 1: . WinFDM yürüme analiz programı. 20
Şekil 2: Kuvvet platformu 20
Şekil 3: Yürüme yolu 21
Şekil 4: EMG cihazı 22
Şelil 5: Tek kullanımlık çiftli elektrot 23
Şekil 6: Elektrot kablosu 23
Şekil 7: Bluetooth cihazı 24
Şekil 8: Elektrot yerleşimi 25
Şekil 9: Yürüme analizi uygulaması 26
Şekil 10: Kuvvet ve basınç dağılım grafiği 27
Şekil 11: EMG sinyali 27
Şekil 12: Yürüme döngüsü 29
Şekil 13: Deneklerden elde edilen üç boyutlu basınç haritası 37
Şekil 14: Yürüme esnasında ağırlık merkezinin yer değiştirmesi 38
Şekil 15: İki boyutlu basınç haritası ve ağırlık merkezinin horizontal planda yer değiştirmesi 39
Şekil 16: Kaslardan gelen ham EMG sinyali 40

TABLOLAR

Tablo 1: Katılımcılara ait yaş, boy, kilo ve beden kitle indeksi 30
Tablo 2: Katılımcılara ait ortalama zaman mesafe parametreleri 30

Tablo 3: Katılımcılara ait sol ve sağ adımlar için ortalama zaman mesafe parametreleri.....31
Tablo 4: Yürüme döngüsünün evrelerinin yüzdelik oranları 31
Tablo 5: Yüklenme evresinde kasların EMG sinyal birimleri 32
Tablo 6: Tek destek evresinde kasların EMG sinyal birimleri 32
Tablo 7: Salınım öncesi evresinde kasların EMG sinyal birimleri 33
Tablo 8: Salınım evresinde kasların EMG sinyal birimleri 33
Tablo 9: Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek birinci basınç.....34
Tablo 10: Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek ikinci basınç.....35
Tablo 11: Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en düşük basınç 35
Tablo 12: Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek en yüksek birinci kuvvet 36
Tablo 13: Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en yüksek en yüksek ikinci kuvvet 36
Tablo 14: Basma fazı boyunca sağ ve sol adımda elde edilen en düşük kuvvet.....37
Tablo 15: m. gluteus maximus ve m. rectus femoris kaslarının EMG sinyallerinin sağ ve sol tarafta karşılaştırılması 40

GRAFİKLER

Grafik 1: Kaslardan gelen EMG sinyallerinin evrelere göre aktivasyon miktarı 41

ÖZGEÇMİŞ

10.04.1985 yılında Kırşehir'de doğdum. İlköğretim eğitimimi 1991-1999 yılları arasında Kırşehirde tamamladım. 1999-2003 yıllarında Kırşehir Hacı Fatma Erdemir Anadolu Lisesinde okudum. 2008 yılında Dumlupınar Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümünden mezun oldum. 2012 yılında Trakya Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı'nda yüksek lisansa başladım. 2014 yılında aynı bölüme ÖYP ile araştırma görevlisi olarak atandım ve halen aynı görevi yapmaktayım.

EKLER

EK 1: Etik Kurul Onay Yazısı

T.C. TRAKYA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU Edirne, Türkiye

ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAYIBAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	TÜTF-GOKAEK 2013/132	
	PROTOKOL ADI	Yürüme Analizinde Kalça Kaslarının Yüzeyel EMG ile Değerlendirilmesi	
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI / ADI	Prof. Dr. Bülent Sabri CIGALI	
	ARAŞTIRMA MERKEZİ		
	DESTEKLEYİCİ		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	Tek Merkez Ulusal	Çok Merkez Uluslararası

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No: 16/ 06** **Tarih:17.07.2013**
	Üniversitemiz Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Bülent Sabri CIGALI'nın sorumluluğunda yapılması planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen Yüksek Lisans Öğrencisi Menekşe KARAHAN'ın 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

Ünvan/Ad/ 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☐	İZİNLİ
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

Dekan a.
Dekan Yardımcısı