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

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI

YÜRÜME SIRASINDA BEL KASLARININ EMG AKTİVİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Aliye ŞEN

Referans no: 10160048

EDİRNE - 2019

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

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI

YÜRÜME SIRASINDA BEL KASLARININ EMG AKTİVİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Aliye ŞEN

Destekleyen Kurum:

Tez No:

EDİRNE – 2019

VIII-KABUL VE ONAY ÖRNEĞİ

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

O N A Y

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ...Anatomi... Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve ...Prof. Dr. Bülent Sabri CİĞALI... danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi ...Ayşe ŞEN... tarafından tez başlığı "...Yürüme sırasında bel kasılarının EMG aktivitesinin değerlendirilmesi..." olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 25/06/2019 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **"Yüksek Lisans Tezi"** olarak kabul edilmiştir.

İmza
Unvanı Adı Soyadı
JÜRİ BAŞKANI
Prof.Dr.Oğuz TAŞKINALP

Prof. Dr. Bülent Sabri CİĞALI
İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

Prof.Dr.Fahriye Güler Yıldırım
İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. .....
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca değerli fikirlerini benden esirgemeyen, tezimin her aşamasında sabırla yardım eden, desteğini ve emeğini asla unutmayacağım tez danışmanım Prof. Dr. Bülent Sabri CIĞALI' ya çok teşekkür ederim.

Tez yazdığım sırada beni cesaretlendiren başta Uz. Fzt. Büşra ILICA olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma, istatistiksel analizimde bana yardım eden canım arkadaşım Fzt. Şevin ERTOPUZ' a ve yardımlarından dolayı Trakya Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı öğretim üyelerine teşekkür ederim.

Beni bu günlere getiren aileme, hayatımın bu dönemini kolaylaştıran sevgili eşime ve oğluma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ..... 1

GENEL BİLGİLER..... 3

YÜRÜMENİN BİRİMLERİ..... 3

YÜRÜME SIRASINDA LUMBAL BÖLGEYİ ETKİLEYEN KASLAR..... 10

YÜRÜME BİYOMEKANİĞİ..... 16

YÜRÜME ANALİZİ..... 23

GEREÇ VE YÖNTEMLER..... 30

BULGULAR..... 41

TARTIŞMA..... 52

SONUÇLAR..... 73

ÖZET..... 75

SUMMARY..... 77

KAYNAKLAR..... 79

ŞEKİLLER LİSTESİ.....88

ÖZGEÇMİŞ.....90

EKLER

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Art. **:** Articulatio

DAM **:** Destek alanı merkezi

EMG **:** Elektromiyografi

FDM **:** Kuvvet Dağılımı Ölçümü (Force distribution measuring)

Lig. **:** Ligamentum

LLA **:** Ligamentum longitudinale anterius

LLP **:** Ligamentum longitudinale posterius

M. **:** Musculus

Proc. **:** Processus

SI **:** Uluslararası Birim Sistemi (International System)

VAM **:** Vücut Ağırlık Merkezi

YTK **:** Yer Tepkime Kuvveti

YTKV **:** Yer Tepkime Kuvveti Vektörü

GİRİŞ VE AMAÇ

Yürüme, vücudu istenilen hızda ve doğrultuda, farklı yönlerde hareket ettirmektir (1,2). Bu işlem sırasında canlılar; ilgili uzuvlarındaki eklemleri, kasları, tendonları ve bağları belirgin bir şekilde kullanır. Yürüme siklusu topuk vuruşu, ağırlık aktarımı, basma ortası, basma sonrası ve salınım öncesi fazlarını kapsayan basma fazı ile erken salınım, salınım ortası ve salınım sonu dönemlerini kapsayan salınım fazından oluşur. Basma dönemi siklusun %60'ını salınma dönemi %40'ını oluşturur (3).

Yürüme sırasında pelviste rotasyon, anteversiyon, retroversiyon gibi farklı yönlerde hareketler meydana gelir. Bu durum uyluk kaslarının yanı sıra bel kaslarının da etkin olması ile ortaya çıkar. Çünkü bel kaslarından bazıları *os sacrum* ve *os iliaca'ya* tutunurlar.

Eski çağlarda insanlar, ayak izlerine bakarak hareketler hakkında bilgi edinmeye çalışmıştır. Newton'un "yer çekiminin etkisi" formüllerinden ve "etki ile tepkinin eşitliğini belirten 3. yasasından haberleri olmamasına rağmen, vücutların kütlesi (ağırlığı) olduğunu ve insanların ya da hayvanların bıraktıkları ayak izinin şeklinden, derinliğinden, hizasından ve adımları arasındaki mesafeden kimliğinin ne olduğunu çıkarabilmişlerdir. Yani bir çeşit yürüme analizi yapmışlardır (4). Günümüzde kas iskelet sisteminin herhangi bir bölümüyle ilgili bir patolojiyi anlamak, tedavi etmek ve yürüyüş işlevselliğinin yeniden kazanılması amacıyla yürüme analizi kullanılmaktadır.

Bu yöntemin temel olarak görsel, kinematik, kinetik ve bunlarla eş zamanlı kullanılabilen Elektromyografi (EMG) olmak üzere bileşenleri vardır. EMG, 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 (5).

Tezimizde bu konuyu seçmemizin amacı, sağlıklı bireylerde yürüme fazlarında bel kaslarından *M. multifidus, M. longissimus'*un çalışma düzeyini saptamaktır. Bu bilgi ile nörolojik, ortopedik ve diğer sebeplerden dolayı yürüme sırasında patolojileri olan kişilerin, bel kaslarında olan EMG aktivite değişimleri incelenerek kas iskelet sistemi problemlerinden kaynaklanan hastalıkların tedavi programlarının ona göre hazırlanması ve yürüyüş işlevselliğinin yeniden kazandırılması sağlanabilir.

GENEL BİLGİLER

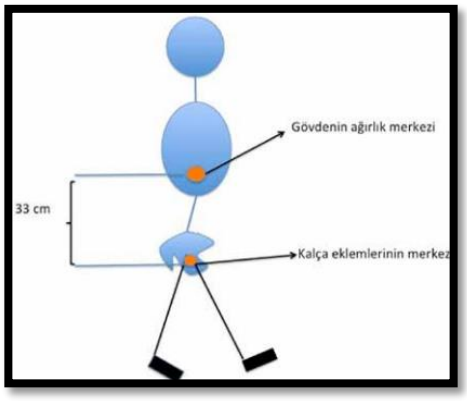
YÜRÜMENİN BİRİMLERİ

Yürüme sırasında vücut işlev bakımından yolcu birim ve lokomotor birim olmak üzere ikiye ayrılır (3).

Yolcu Birim

Lokomotor birim tarafından taşınan bu bölüm baş, gövde ve kollardan oluşur. Hareket sırasında vücudun postural bütünlüğünden sorumludur. Ancak yürüyüş sırasındaki dizilimi lokomotor sistem içindeki kas hareketlerinin esas belirleyicisidir. Bu noktada baş ve gövdedeki kas kasılmaları normal yürüyüş esnasında postürü korumaya çalışarak omurganın nötral dizilimini sağlamayı amaçlar. Kolların sallanması ise aktif ve pasif alt evrelerden oluşur. Normal yürüyüş için gereken temel olaylardan biri değildir. Yapılan çalışmalar bu hareketlerin kısıtlanmasının enerji tasarrufuna yol açmadığını göstermiştir (3,6).

Yolcu birimi kütlesel olarak vücut ağırlığının ortalama %70'ini oluşturur. Bu birimin ağırlık merkezi T10 *vertebra'*nın hemen önünde yer alır. Bu durum kalça eklemlerinin yukarısında ortalama bir insan boyu düşünüldüğünde yaklaşık 33 cm uzunluğunda bir kaldıraç koluna denk gelir (Şekil 1). Bu nedenle, yolcu biriminin dengesi alt ekstremitelerin anlık dizilimine oldukça bağlı kalır (3,7).



Şekil 1. Gövdenin ağırlık merkezi ve kalça eklemlerinin ağırlık merkezi (3).

Columna Vertebralis

Columna vertebralis, 33-34 *vertebrae*'nın üst üste sıralanmasıyla meydana gelir. Omurganın ortasında *canalis vertebralis* bulunur. *Canalis vertebralis* içinde *medulla spinalis* yer alır. Omurga sinirlerin korunmasında görev alır. İlk 24 *vertebra* arasındaki diskler omurgaya esneklik sağlar (7,8). Beş *vertebrae*'nın birleşmesiyle tek bir kemik olan *Os sacrum* ve en altta yer alan dört veya beş *vertebra*'nın birleşmesiyle *Os coccygeus* meydana gelmiştir (8). *Columna vertebralis*; 7 *cervical*, 12 *thoracal*, 5 *lumbal*, 5 *sacral* ve 4-5 *coccyx* olmak üzere 5 bölümden oluşmaktadır. *Vertebra*'ların tümü özdeş bir düzenle bir vertebral cisim (*corpus vertebra*), vertebra kavisi (*arcus vertebra*), iki adet transversal çıkıntı (*processus transversus*), bir spinöz çıkıntı (*processus spinosus*) ve eklem yüzeylerinden oluşan bir yapılanma gösterir. Ancak omurgadaki yerleşimlerine bağlı olarak birbirlerinden farklılaşırlar (9).

Omurga üç temel biyomekanik fonksiyona sahiptir; baş, gövdenin üst kısmı ve taşınan herhangi bir dış yük ve bunlarla ilişkili eğilme momentlerini pelvise aktarır, gövdeyi stabilize eder. Bu üç vücut bölgesi arasındaki yeterli fizyolojik harekete izin verir. Omuriliğin bütünlüğünü korur, potansiyel hasar oluşturacak güç ve hareketleri engeller (10).

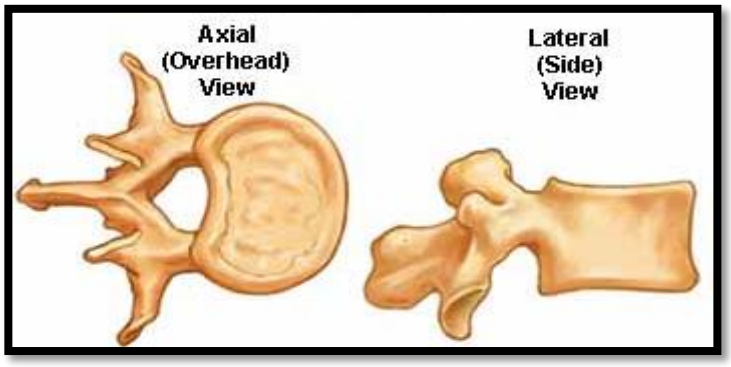
Lumbal Bölge Fonksiyonel Anatomisi ve Biyomekaniği

Beş aktif *vertebrae'*dan meydana gelen *columna vertebralis lumbalis,* tüm omurga uzunluğunun %25'ini oluşturur. Fonksiyonel olarak *lumborum vertebrae*, *Os sacrum* üzerine dayanıp sıkı bir ilişki içinde olduğu için *Os sacrum* ile birlikte *lumbosacral* omurga şeklinde ele alınır. Bel ağrılarında çoğunlukla problem yaratan bölgenin *lumbosacral* geçiş bölgesi olduğu bildirilmektedir (11-13).

Tüm omurganın biyomekanik özelliklerini sağlayan en küçük segment, omurganın fonksiyonel birimi olarak ifade edilir. Fonksiyonel birim, art arda gelen iki *vertebra* ve bunların arasındaki yumuşak doku yapılarından oluşmaktadır. Fonksiyonel birimin ön kısmı, yük taşma, şok absorbe etme yeteneğine sahiptir. Ön kısım, *corpus vertebrae, discus intervertebralis* ve *ligamentum longitudinalis* tarafından oluşur. *Arcus vertebralis, Articulatio (art.) intervertebralis, Proccesus (proc.) transversus, Proc. spinosus* ve ligamentler ise arka kısmı oluşturur. Arka elemanlar nöral yapının korunması, fleksiyon ve ekstansiyon sırasında hareketi yönlendirmeye yardımcıdır (11,12,14).

Corpus Vertebrae

Corpus vertebrae normal koşullarda çok büyük kompresif yükleri taşıyabilecek şekilde yapılanmıştır ve artan kompresif yüke bir adaptasyon göstererek kaudale gittikçe boyutları büyümektedir. Hareketli omurlar arasında gövdeleri en büyük olan lumbaldekilerdir. Lumbal vertebra, gövdesi transvers yönde daha uzundur ve ön kısmı arka kısımından daha kalındır (Şekil 2). Gövdenin üst ve alt yüzleri hafif konkavdır. Lumbalde laminalar geniş kısa ve kuvvetlidir. Her lumbal vertebra üstteki vertebranın lateral stabilizasyonunu sağlar.



Şekil 2. ***Lomber vertebrae*** **(16).**

Discus intervertebralis

İki komşu *corpus vertebrae* arasında yer alır. Esnek hidrodinamik yapılardır. Disklerin üst ve alt yüzleri *corpus vertebrae* ile ilişkidedir. Kalınlıkları, bulundukları seviyeye ve aynı diskin değişik yerlerine göre farklılıklar gösterir. Servikal ve lumbal *discus intervertebralis*'lerin ön kısmı arka kısımlarına göre daha kalındır. Böylece servikal ve lumbal lordozun oluşumunda etkili olur. Disklerin periferik kısımları, komşu damarlardan beslenir, diskin santral kısmında ise kan damarı yoktur. Bu bölümün beslenmesi, spongiyoz kemik dokusundan difüzyon yolu ile olur. Bu yüzden, damarlardan beslenen periferik kısım ile damarsız, difüzyon yoluyla beslenen santral kısmın yaralanmalara karşı iyileşme potansiyeli farklıdır. Diskin su içeriği gençlerde %88 iken yaşlılarda %70'in altındadır. Mobilitede etkili olan diskin kalınlığı değil, *corpus vertebrae* yüksekliği ile olan oranıdır. Bu oran büyüdükçe spinal hareket segmentindeki mobilite de o kadar büyür. Disk yüksekliğinin vertebra yüksekliğine oranı; torakal bölgede 1/5, lumbal bölgede 1/3, servikal bölgede 3/5'tir. Böylece servikal ve lumbal bölgelerde yüksek hareket kabiliyeti sağlanmış olur (14).

Articulatio zygapophysiales

Bir vertebranın üst artiküler çıkıntısı ile üstteki vertebranın alt artiküler çıkıntılarının yaptığı eklem *Art. zygapophysiales*'tir. Bu eklemler sinovyal eklemlerdir. Eklemin çevresindeki kapsül fibröz yapıdadır. Bu eklemlerin translasyon (kayma) ve distraksiyon

(açılma) olmak üzere iki ana hareketi vardır. Lumbal *Art. zygapophysiales* konumu spinal hareket segmentine göre değişir. Aşağıda sagittal, yukarı çıktıkça coronal plana kayar (14).

Lumbal Bölgenin Ligamentleri

Omurga boyunca *corpus vertebrae'*yı önden ve arkadan birbirine bağlayan longitudinal ligamentler bulunmaktadır. Bu ligamentler; *ligamentum longitudinale anterius (LLA), ligamentum longitudinale posterius (LLP)* ve *ligamentum flavum*'dur. LLP *corpus vertebrae'*nın arka yüzünü örter. Bunlara oldukça sıkı şekilde yapışır. *Discus intervertebralis* hizasında *anulus fibrozus* lifleri ile birleşerek yanlara doğru açılanma gösterir. Bu durum lomber disk hernilerinin en önemli anatomik nedenlerinden birisidir.

*Ligamentum longitudinale anterius, corpus vertebrae'*nın ön yüzünü örter. *Anulus fibrozus* lifleri ile oldukça yakın ilişki içindedir. Dayanıklı ve geniş bir ligamenttir. LLA anatomik yerleşimi sebebiyle lumbal ekstansiyonu kısıtlama özelliğine sahiptir.

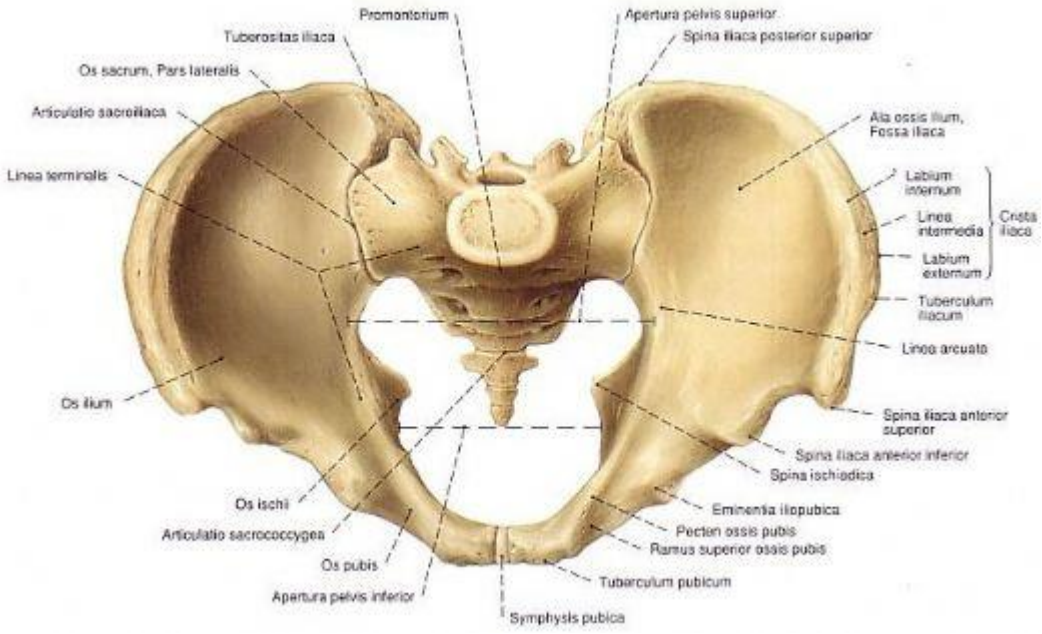
Ligamentum flavum, arcus v*ertebrae*'ları birbirine bağlar, aralarındaki boşluğu doldurur. Elastik liflerden oluşurlar ve spinal kanalın arka yüzünde nöral yapıları koruyan oldukça esnek bir duvar oluşturur (14).

Lokomotor Birim

Pelvis ve iki alt ekstremiteden oluşur. Her uzva ait hareketin zamanlama ve büyüklüğü yaklaşık 57 kasın kontrolü altındadır. Kemiksel birimler kaldıraç kolu görevi görür. Birçok alt gruba sahip bir birim olarak alt ekstremitelerden her biri yolcu biriminin desteklenmesi ve ileri taşınmasında sorumluluk alır. Daha sonrasında ise hızla yeni bir pozisyon için salınıma geçer ve tekrar destek oluşturmak için hazırlanır. Bu noktada, pelvis iki alt ekstremite arasında bağlantıyı sağlamasının yanında, kalça eklemleri üzerinde ilerleyen yolcu biriminin alt parçasını da oluşturur (3).

Pelvis

Pelvik halka anteriorda *sypmhysis pubis,* posteriorda *Art. sacroiliaca* aracılığı ile bir araya gelen *Os sacrum* ve *Os coxae* tarafından meydana gelmiştir. *Os coxae*; *Os ilium, Os ischii* ve *Os pubis'*in birleşmesi ile oluşur (Şekil 3). Pelvik halkanın stabilitesi, etrafındaki kendisini çevreleyen yumuşak dokuların sağlamlığına bağlıdır. Yumuşak dokular arasında stabilitede en önemli görev bağlarındır. *Lig. sacrotuberale* ve *Lig. sacrospinale* pelvis stabilitesinde önemli rol oynarlar (17,19).



Şekil 3. Pelvis anatomisi (18).

Pelvis iskeleti *symphysis pubica*'nın arka yüzü, posterior ve superior, *Os sacrum*'un konkavitesi ise anterior ve inferiora bakacak şekilde pozisyonlanmıştır (20).

Pelvisin başlıca fonksiyonu dik duran kişinin vücut ağırlığını ekstremitelere aktarmak ve kas aktivitesinin stresini absorbe etmektir. Burada en önemli role sahip olan kemik *Os sacrum'*dur. Vücut yer çekimi merkezi *promontorium'*un hemen önünde yer alır ve buradan *Arcus sacrofemoralis* ağırlığını *caput femoris'*e iletir (5,18).

Pelvis Eklemleri

Articulatio sacroiliaca, Art. sacrococygea ve *symphysis pubica* olmak üzere 3 eklem ve bu eklemleri oluşturan kemikleri birbirine bağlayan bağlardan oluşur.

Articulatio sacroiliaca; *Os sacrum* ve *Os ilium*'un aynı isimle adlandırılan *facies auricularis*'leri arasında yaklaşık 4-6mm'lik boşluk sayesinde translasyon ve rotasyona izin veren *synovial* tip bir eklemdir (18,22). Vücudun ağırlığı bu eklemler aracılığıyla alt ekstremitelere aktarılmaktadır. Eklem yüzleri arasında kalan kıkırdak erişkinlerde rezorbe olur. Bu yüzden *Art. plana* olarak da sınıflandırılır. Bu eklem oldukça az hareket edebilmektedir. Bunun en temel sebebi eklem yüzlerinin şekli ve eklemin kuvvetli bağlarla birbirine tutunmuş olmasıdır. Hormonal değişikliklere bağlı olarak gebelerde ligamentler gevşer, hareket artar. Genellikle yaş ilerledikçe eklem yüzlerinin birbirleriyle kaynaşması sebebiyle hiç hareket yapılamaz (22).

Articulatio sacrococcygea; *symphysis* tipi eklemdir. *Os coccygis*'in tabanı ile *apex ossis sacri* arasındaki eklemdir. Bu eklem, diğer *vertebrae* gövdeleri arasında bulunan eklemlerle benzer özelliklerdedir. *Art. sacrococcygea* ve *Os coccygis*'in segmentleri arasında çok sınırlı öne arkaya hareketler yapılabilir. Segmentler kaynaştığı zaman ise hareket yapılamaz (22).

Symphysis pubica; her iki *Os pubis*'in *facies symphysialis*'leri arasında meydana gelir. *Symphysis* grubu bir eklemdir. Çok az hareket eder. Eklem yüzleri arasında fibrokartilaginöz yapıda *discus interpubicus* bulunur (17,22).

Pelvisin hareket ve denge mekanizması; pelvis üst ekstremite ve aksiyel iskelet ağırlığını alt ekstremiteye iletir. Her iki *asetabulum*'dan geçen frontal düzlemle pelvisi ön ve arka olarak iki kısma ayırabiliriz. Arka kısım, kuvveti aktaran esas bölümdür. Bu bölümün yan tarafını, *Os ilium*'un *Art. sacroiliaca*'dan *acetabulum*'a kadar uzanan bölümü, orta kısmını ise *Os sacrum*'um üst üç segmenti oluşturur. Arka kavsin yan bölümlerini ön tarafta ön kavis birleştirir. Kirişe benzeyen bu yapı, arka kavisteki ön uçların birbirinden uzaklaşmasını önler. Buraya gelen kuvvetin bir kısmını karşılar. *Os femoris*'ten gelen kuvvetin etkisiyle birbirine yaklaşmaya çalışan *asetabulum*'lara bir destek oluşturur. Gelen kuvvet *symphysis pubica*'da karşılanarak dağıtılmaya çalışılır. *Discus interpubicus*'un esnemesiyle gelen kuvvet tamponlanıp absorbe edilir (20).

Teorik olarak bakacak olursak gövdenin ağırlığı *Os sacrum*'u ayrı iki yöne iter. Birincisi posterior-inferior yönündedir. Bu *Os ilium*'ları birbirinden uzaklaştırmak ister. İkincisi *Os sacrum*'un üst kısmını superior-inferior yönüne doğru itme eğilimindedir. Fakat *Os sacrum*'un hareketleri, kendi bağları ve şekli ile yönlendirilmektedir (20).

Kalça Eklemi (*Articulatio Coxae*)

Kalça eklemi; *caput femoris, collum femoris* ve *trochanter minor'*ün 5cm distalini içine alan *femur proksimali* ile *Os coxae*'da *caput femoris'*e tamamen uyacak şekilde ve onun çoğunu içine alan yapı olan *asetabulum* tarafından oluşur. Multiaksiyel bir eklemdir. *Art. spheroidea* tipi eklemdir. Eklem merkezi, *Lig. inguinale'*nin orta 1/3'ünün yaklaşık 1,2 cm aşağısında yer alır. Kapsülün anterosuperior bölümü daha kalındır. Eklem kapsülü en yüksek gerilime ayakta durma sırasında maruz kalır (4,20).

Kalça eklemi, vücut ağırlığı ve kalça abduktorları arasında denge sağlamak için bir kaldıraç gibi görev yapar. Bu görev sayesinde yürüme döngüsü sırasında *pelvis* stabilize edilir. Yapılan çalışmalar neticesinde vücut ağırlık çizgisinin *caput femoris* rotasyon merkezine uzaklığının; kalça abduktorlarının *caput femoris* merkezine olan uzaklığının yaklaşık 3 katı olduğu tespit edilmiştir. Bu sebepten dolayı kalça abduktorleri, tek ayak üzerinde sabit duran bir insanda, *pelvis'*i dengede düz bir şekilde tutabilmek için vücut ağırlığının 3 katı bir kuvvet uygulamalıdırlar. Ayrıca koşma, atlama, tırmanma gibi hareketlerde, vücut ağırlığının ortalama 10 katı kadar yük kalça eklemi üzerine binebilmektedir (21).

YÜRÜME SIRASINDA LUMBAL BÖLGEYİ ETKİLEYEN KASLAR

Kas Kasılmasının Genel Mekanizması

Kas kasılmasının başlangıç ve oluşum basamakları aşağıdaki sıra ile meydana gelir.

1. Aksiyon potansiyeli motor sinir boyunca kas liflerindeki sonlanmalarına kadar yayılır.

2. Her sinir ucundan sinir nörotransmiter olarak az miktarda *asetilkolin* salgılar

3.Kas lifi zarında bölgesel bir alanda etki gösteren *asetilkolin*, zarda bulunan birçok '*asetilkolin*-kapılı' katyon kanalını açar.

4. *Asetilkolin* kapılı kanalların açılması kas lifi zarından çok miktarda sodyum iyonun içeri girmesini sağlar. Bu voltaj kapılı sodyum kanallarının açılmasına yol açan bir bölgesel depolarizasyonun sebebidir. Bu olay kas lifi zarında aksiyon potansiyelini başlatır.

5. Aksiyon potansiyeli sinir zarında olduğu gibi kas lifi zarı boyunca da yayılır.

6.Aksiyon potansiyeli kas lifi zarını depolarize eder ve kas lifi merkezine doğru yayılarak, sarkoplazmik retikulumda depolanmış olan kalsiyum iyonlarının büyük miktarda serbestlenmesine neden olur.

7. Kalsiyum iyonları, kasılma olayının esası olan iplikçiklerin kaymasını sağlayan, aktin ile miyozin iplikçiklerinin arasındaki çekici gücü başlatır.

8. Bir saniyeden daha kısa bir süre sonra, kalsiyum iyonları sarkoplazmik retinakuluma kalsiyum zar pompası ile geri pompalanır. Yeni bir kas aksiyon potansiyeli gelinceye kadar kalsiyum iyonları burada depolanır. Miyofibrillerden kalsiyum iyonlarının uzaklaştırılması kasılmanın sona ermesine neden olur (27).

Kasılma Tipleri

Literatürde kas kasılmasıyla ilgili farklı sınıflandırmalar mevcut olsa da en temel kasılma türleri; izometrik, konsentrik ve eksantrik kasılmadır. Bunların dışında, izokinetik, izotonik ve izoinertal kasılma türleri de tanımlanmıştır. Son üç kasılma türü diğer üç temel türün kombinasyonu şeklinde ortaya çıkmaktadır. Kasa uygulanan dış kuvvet yük ya da direnç olarak bilinir. Kasın kendi kuvvetini uyguladığı sırada ilgili eklem üzerinde tork veya moment meydana gelir. Kas kasılması ve oluşan kasın işi, kas direnci ve kas gerginliği veya üretilen kas momenti arasındaki ilişki bakımından aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (24,28,29).

İzometrik kasılma: Kaslar her zaman bağlı olduğu eklemin hareketinin oluşmasına doğrudan etki etmez. Kaslar hareketi engelleyecek şekilde de çalışabilirler. Yer çekimine karşı vücudun postürünü koruması bu duruma örnek olarak verilebilir. Bu olayda kaslar kısalmaya çalışır. Fakat hareketin ve yükün uyguladığı kuvveti yenemezler. Bu yüzden sabit kalmaya çalışarak yüke destek olurlar (24-27).

Konsantrik kasılma: Kaslar vücut uzuvlarının uyguladığı direncin üstesinden gelebilecek yeterlilikte gerginlik üretebilirse kısalırlar. Bu durum eklemlerin hareket etmesine sebep olur. Kasların ürettiği net moment, eklem açısının değiştiği yön ile aynıdır. Konsantrik kasılmaya örnek olarak merdiven çıkarken diz ekleminin hareketi ve *M. quadriceps*'in hareketi arasındaki ilişki verilebilir (24-27).

Eksantrik kasılma: Bir kas yeterince gerginlik üretemiyorsa, dış yükün üstesinden gelemiyorsa kısalacağı yerde devamlı olarak uzar. Kasta oluşan net moment, eklem açısında meydana gelen değişiminin tersi yönünde oluşur. Eksantrik kasılmanın amacı eklemde oluşan hareketi yavaşlatmaktır. Örneğin merdiven inerken *M. quadriseps* eksantrik olarak kasılır ve diz fleksiyonunu yavaşlatır. Böylece gövde yavaşlatılmış olur (24-27).

Lokal Kas Sisteminin Fonksiyonel Önemi

Lokal (bölgesel) kas sistemi derin kaslardan meydana gelir. Bu derin kaslardan bazıları origo ve insersiyosu lumbal vertabra üzerinde olan bazı kasların derin parçalarını içerir. Bu kaslar, spinal segmentin intervertebral ilişkisini ve sertliğini, lumbal omurga postürünü kontrol eder. *M. multifidus* bir *vertebra'*dan diğerine yapışması ile lokal kas sisteminin primer örneğidir (32).

Omurganın lokal stabilizasyon sistemine katkıda bulunan lumbal bölge kasları;

M. intertransversia

M. interspinales

M. multifidus

M. longissimus torasis (lumbal parçası)

M. iliokostalis lumborum (lumbal parçası)

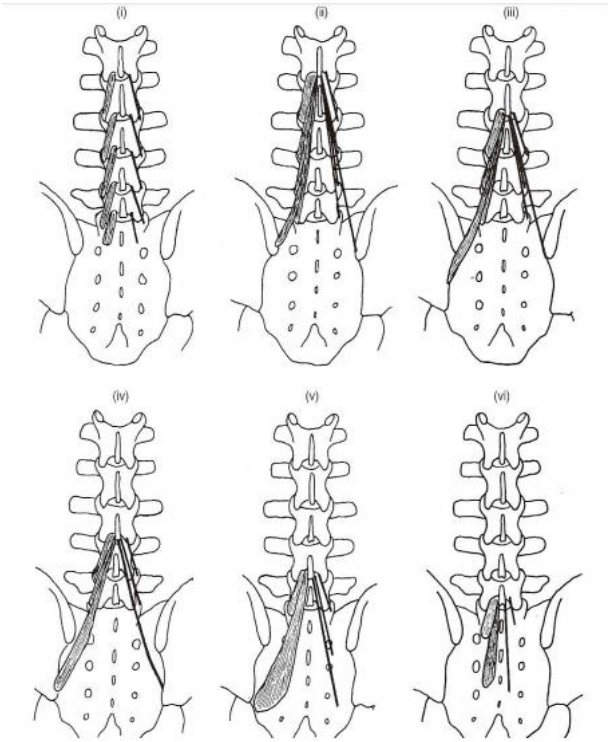
Musculus Multifidus

Bu kas, lumbal bölgede yer alan kasların en medialinde, *lumbal vertebra'*ların iç kısmında, *lumbal ve sakral vertebra'*lar arasında yer alır. *Vertebra'*dan diğer bir *vertebra'*ya tek düzende uzanan bir kastır. *M. multifidus* beş ayrı banda sahiptir. Bu bantlar fasiküllerden oluşur. Her fasikül, *Proc. spinosus* ve *lamina arcus vertebrae*'dan çıkar. Her *vertebra* bir grup fasiküle çıkış oluşturur. Bu fasiküller diğer bir seviyelerde üst üste binerler. Her bir banttaki en kısa ve derin fasiküller *lamina arcus vertebrae*'dan çıkar, 2 seviye aşağıda *Proc. mamillaris*'e yapışırlar. L5 fibrilleri ise *sacrum* dorsalindeki ilk *foramen vertebrale*'ye yapışır. Diğer fasiküller *Proc. spinosus*'tan çıkarlar. Lamina fibrillerinden daha uzundur. *Proc. spinosus*'tan gelenler 3,4,5 seviye aşağıya doğru *Proc. mamilleris*'e yapışırlar. En uzun fasiküller L1, L2, L3 seviyesinden *spina iliaca posterior superior* bölgesine yapışanlardır (Şekil 4). *Art. zygapophysiales*'in ön yüz hariç tüm kenarları *M. multifidus* ile kaplıdır. Ön yüz kısmında eklem, doğrudan *Lig. flavum* ile bağlantılıdır. *M. multifidus, Art. zygophopysiales*'in kapsülüne yapıştığı için gergin kapsülün korunmasını sağlar ve yaralanmayı önlemektedir. *M. multifidus*, spinal segmentte yer alan etkili bir stabilizatördür (30,32).

Cholewicki ve McGill (32) spinal stabilizasyonda lokal kasların rolünün anlaşılması için biyomekaniksel çalışmalar yapmışlardır. Omurganın mekanik stabilitesini EMG yardımıyla ölçmek amacıyla biyomekanik bir model geliştirmişlerdir. Bu model ile anatomik analiz yapılmış, dış yüklenmeler hesaplanmış, kas gücü ve pasif doku güçleri incelenmiştir. Bu çalışmalardan çıkan sonuçla, global ve lokal kas sistemleri arasındaki ilişki doğrulamıştır. Pelvis ve göğüs kafesindeki büyük kasların da spinal kolona destek sağladığı, bir veya daha çok spinal segmenti geçen lokal kasların aktivitesinin ise spinal segmentlerin stabilitesini sağlamada büyük öneme sahip olduğu bulunmuştur (31).

Marras ve Mirka (33) daha geniş ve büyük postüral kasların gövde desteklemede rolünün olduğunu, omurga etrafındaki küçük kasların ise gövde kontrolü sırasında stabiliteye çok önemli katkılarının olduğunu belirtmişlerdir. Cholewicki ve McGill modeli sadece yüksek yüklenmelerde lokal kasların birincil rolüne ışık tutmamış, bunun ışında düşük kas

gücü gerektiren hafif yüklenmeli aktiviteler sırasında omurgaya destek sağlayan lokal kas sistemin öneminden de bahsetmişlerdir. Otururken ayağa kalkma, uzanma gibi hafif fonksiyonel aktiviteler esnasında global kasların aktivitesine yüksek oranda ihtiyaç duyulmamaktadır. Fakat segmental seviyede güvenli fonksiyonel hareket için lokal sistemin kaslarına daima ihtiyaç vardır. Derin lokal kasların kontrolünün azalması, kontrol yeteneğinin azalması sebebiyle, lumbal bölgede zarara sebep olur ve ağrı reseptörlerini tetikler. Bel ağrısının oluşumuna zemin hazırlar (31).

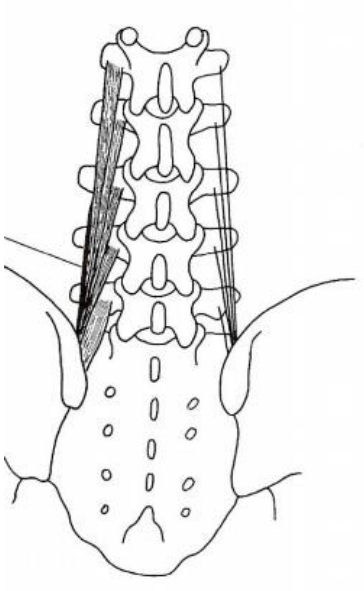


Şekil 4. *M. multifidus* anatomisi i: *lamina arcus vertebrae*'dan çıkan fibriller; ii-iv: L1- L5 seviyesinde *proc. spinosus*'tan uzanan uzun fasiküller (31).

***Musculus Longissimus* (lumbal parçası)**

Musculus multifidus'un lateralinde uzanan bu kas beş fasikülden oluşur. Bu fasiküller *proc. transversus*'un medialinden başlar. L5'den uzanan fasikül *spina iliaca posterier inferior*'nın medial yüzüne yapışır. L1-4'den uzanan fasiküller yapışma yerlerine doğru

tendon oluştururlar. Bu tendonlar birleşerek *lumbal intermusküler aponeurosis'*i oluştururlar. Bu yapışma, *Os ilium'*un laterali üzerinde, L5 fasikülünün insersiyosuna doğru meydana gelir (Şekil 5) (31).



Şekil 5. *M. longissimus* (lumbal parçası) (31).

Lumbal Bölge Biyomekaniği

Omurga hareketleri birçok fonksiyonel birimin birlikte hareket etmesi ile gerçekleşir. Fonksiyonel hareket miktarı kişiler arasında farklılık gösterir. Aynı cinste yaşa bağlı olarak yaş ilerledikçe azalma gösterir.

Omurganın hareketi, kasların koordineli çalışmasıyla gerçekleşmektedir. Bir taraftan agonist kaslar hareketi başlatıp devam ettirirken, diğer taraftan antagonist kaslar hareketin kontrol edilmesini ve modifikasyonunu sağlar. Hareket açıklığı; faset eklem kapsüllerinin elastisitesi, ligamentlerin uzama yeteneği, kasların elastikiyeti ve diskin sıvı içeriği tarafından belirlenir. Fazla hareketler fasya ve ligamentler tarafından engellenir. *Colunma vertebralis* L5-S1 seviyesinde 45° fleksiyon, L4-5 ve L5-S1 seviyesinde 30° ekstansiyon yapar. L3-4

seviyesine 20–30° lateral fleksiyon, *columna vertebralis* boyunca 10° rotasyon yapar. Burada en önemli hareket fleksiyon ve ekstansiyondur. Gövdenin öne doğru eğilmesi kalça ve omurganın fleksiyon hareketinin kombinasyonu şeklindedir. Omurga fleksiyonunun ilk 50-60°'si *lumbal vertebra'*nın özellikle alt hareket segmentlerinde gerçekleşir. Faset eklemlerinin pozisyonu ve göğüs kafesinin engelleme yönündeki fonksiyonu sebebiyle torakal kısım fleksiyona pek katkıda bulunamaz. Lumbal fleksiyon hareketi, lumbal lordozun önce azalıp sonra tersine dönmesi ile oluşur. Harekete katılan seviyeler arasında en fazla açısal hareket lumbosakral seviyede gerçekleşir. Bunu L4-L5 segmenti takip eder. Diğer seviyeler eşit oranda harekete katılırlar. Dizler ekstansiyondayken parmakların yere değdirilebilmesi, lumbal bölgedeki fleksiyonun dışında kalça ekleminin fleksiyonuna da bağlıdır (14).

YÜRÜME BİYOMEKANİĞİ

Mekanik, fiziğin bir alt dalıdır. Hareket ve harekete eğilim konularıyla ilgilenir. Biyomekanik ise mekanik kurallarının ve mühendislik prensiplerinin biyolojik sistemlere uygulanmasıdır. Son zamanlarda gittikçe artan biyomekanik çalışmaların temel gerekçesi insan vücuduna ve hareketlerine olan ilginin giderek artmasıdır. Bu doğrultuda insanın temel hareketi olan yürüme ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu hareketin kinematik ve kinetik ayrıntıları birçok araştırmacı tarafından önemle incelenmiştir (3).

Yürümeyi basitçe tanımlayacak olursak, yer değiştirme amacıyla gövdenin ilerletilebilmesi için kol ve bacakların tekrarlayan ve koordineli hareketlerinin birleşimidir. Normal yürüme için merkezi sinir sisteminin, periferik sinir sisteminin ve kasların birbiriyle ve diğer sistemlerle birlikte uyumlu çalışması gerekmektedir (5).

Yürümede Kullanılan Temel Kavramlar

Kütle: Bir cismin içerdiği madde miktarının ölçüsüdür. Uluslararası Birim Sistemi'ndeki (SI) birimi kilogram (kg)'dır (4).

Kuvvet: Cisimler üzerinde şekil ve hareket değişikliği yapan etkiye denir. F ile gösterilir. SI birimi N veya kg.m/s2'dir (4,5).

Hareket: Bir cismin yer değiştirmesidir (4,5).

Doğrusal hareket: Bir cisme doğrusal kuvvet uygulandığında oluşan harekettir. SI birimi metre (m)'dir (4).

Dairesel (açısal) hareket: Dönen cisimlerin hareketidir. SI birimi derece (º)'dir.

Moment: Bir kuvvetin döndürücü etkisidir. Dairesel harekete neden olur. Newtonmetre (Nm) birimi ile ifade edilir (4).

Hız: Birim zamandaki yer değişimidir. Birimi m/s ya da derece/s'dir.

İvme: Hızın birim zamandaki değişim oranına denir. M/s2 ya da derece/s2'dir. SI sembolü a'dır (4).

Enerji: İş yapabilme yeteneğine denir. SI birimi Joule (J)'dur (4,5).

İş: Uygulan kuvvet sonucu bir cismin aldığı mesafedir.

Güç: Birim zamanda yapılan iştir.

Vücut ağırlık merkezi (VAM): Anatomik pozisyonda duran insanda lumbosakral birleşimin yaklaşık 2 cm önündedir.

Destek alanı merkezi (DAM): Ayakların yere basan alanlarının orta noktasıdır. Yürüme sırasında sürekli yer değiştirir (4).

Yer tepkime kuvveti (YTK): Ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne, yerin; büyüklüğü aynı, yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık vermesidir.

Kinematik: Hareketlerin yön, hız, açı ve ya ivmesinin incelenmesidir (4,5).

Kinetik: Hareketi sağlayan kuvvetlerin, momentlerin ve güçlerin incelenmesidir (4).

Newton'un birinci kuralı (eylemsizlik): Cisimler herhangi bir kuvvet uygulanmadığı sürece hareketini veya hareketsizliğini korur (5).

Newton'un ikinci kuralı: Bir cisme kuvvet uygulanırsa, kuvvetle aynı yönde hızlanarak hareket eder (5).

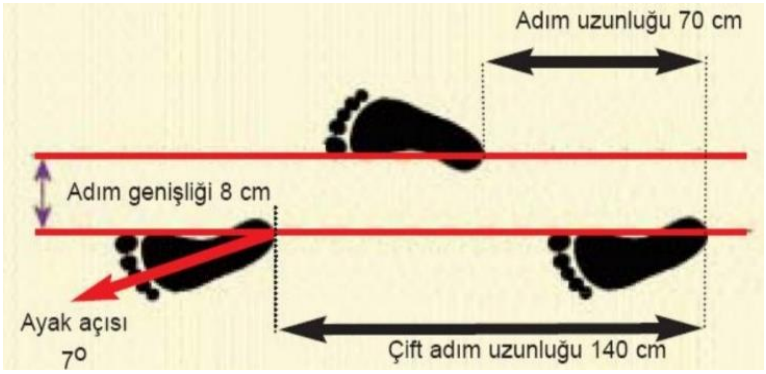
Newton'un üçüncü kuralı: Her kuvvete karşı kendisine ters ve büyüklüğü aynı olan bir kuvvet doğar (5).

Adım uzunluğu: Yürüme sırasında ayakların aynı noktaları arasındaki mesafeye denir (4).

Çift adım uzunluğu: Aynı ayağın iki topuk vuruşunun arasındaki mesafedir (4,5).

Adım genişliği: İki ayağın dikey eksenleri arasındaki uzaklıktır (Şekil 6) (4).

Kadans: Dakikada atılan adım sayısıdır.



Şekil 6. Adım genişliği, adım uzunluğu, ayak açısı ve çift adım uzunluğu (36).

Yürüme Döngüsü

Yürüme, sürekli kendini tekrar eden hareketlerden oluşur. Bu hareketler topluluğu, bir yürüyüş döngüsü olarak tanımlanır. Yürüme döngüsü iki fazdan oluşur. Bunlar basma ve salınım fazlarıdır. Bacağın yerde olduğu süre basma, havada olduğu süre ise salınım dönemi olarak tanımlanır (Şekil 7) (5,34,36).

Basma fazı

Vücut ağırlığı topuktan başlayarak parmaklara doğru aktarılır. Dolayısıyla ağırlık merkezi aynı şekilde öne geçer. Tüm yürüme döngüsünün %60'lık kısmını oluşturur. Beş birimden oluşur (4,5,34).

İlk değme evresi: Basma fazının ilk evresidir. Yürüme döngüsünün ilk %2'lik kısmını oluşturur. Topuk teması ile başlar. Bu evrede önce topuğun yerle temas etmesi için kalça 30-35° fleksiyona, diz ektansiyona, ayak nötral pozisyona alınmalıdır. Bu pozisyonda gövde alt ekstremitenin gerisinde kalır. Ayak bileği dorsifleksörlerin kasılmasıyla nötral pozisyonda tutulur. VAM yürüme döngüsündeki en alçak seviyeye iner.

Musculus erector spinae ilk değme evresinde kasılarak omurgada meydana gelen fleksör dış momenti dengeler. Gövdede medial-lateral arasında stabilizasyon sağlar. Karın kaslarının da gövde stabilizasyonunda önemli bir yeri vardır (4,5,35).

Yüklenme evresi: Vücut ağırlığının bu evredeki ayağa aktarılmasıyla başlar. Diğer ayak yerden kaldırılmak için hazırlık yapar. Bu evre yürüme döngüsünün %2-10'luk bölümünü oluşturur. Gövde öne ilerlerken kalça fleksiyondan ekstansiyona doğru yer değiştirmeye başlar. Gövdenin ileriye doğru olan hareketi kalça ekstansörleri olan *hamstring* grubu kasların ve *M. gluteus maximus*'un kasılmasıyla kontrol edilir. Bu kasların kasılması, gövdenin kontrollü bir şekilde öne doğu ilerlemesi sırasında kalçanın ekstansiyonunu sağlar. Diz eklemi *M. quadriceps femoris'*in eksantrik kasılması ile kontrollü bir şekilde 20º'ye kadar fleksiyona gelir (4). Ayak bileği eklemi 10° plantar fleksiyona gelir. VAM yükselmeye başlar. YTKV en yüksek büyüklüğe bu evrenin sonunda ulaşır. Ayak yere tam temas ettiğinde bu evre sona erer (4,5,35).

Basma ortası evresi: Yürüme döngüsünün %10-30'luk kısmını oluşturur. Karşı taraf ayak parmaklarının yerden kalkması ile başlar. Topuğun yerden kalkması ile sona erer. Salınım fazındaki bacak basan bacağın yanından geçer. Amaç sabit olan ayak üzerinde gövdeyi ilerletmektir. Kalça ve diz eklemi ekstansiyondadır. Ayak bileği dorsifeksiyondadır. Ağırlık merkezi en lateral ve en yüksek seviyeye ulaşır, öne doğru ilerletilir. YTKV kalçanın ortasından geçer (5,35).

Basma sonu evresi: Yürüme döngüsünün %30-50'lik bölümünü oluşturur. Tek basma fazının sonuna yaklaşılmıştır. Topuğun yerden kalkması ile başlar. Amaç ayağın yerden kaldırılmasıdır. Bu evrede, vücudun öne gitmesi YTKV'nü ayak bileğinin daha da önüne taşır. Ayak bileğinde daha fazla dorsifleksiyon momenti açığa çıkar. Bu yüzden, bu evre ayak bileği dorsifleksiyon açısının en yüksek olduğu evredir. Ayrıca plantar fleksiyon yaptıran kasların en aktif olduğu zaman topuk temasının kesildiği bu evredir. Evrenin başında ekstansiyon pozisyonunda olan diz, bu evrenin sonlarında fleksiyona gelir. YTKV kalçanın

arkasından geçer. YTKV'nün büyüklüğü yüklenme evresindeki gibi ikinci kez vücut ağırlığından daha fazla bir büyüklüğe ulaşır. Bu evrede VAM'nin yana kayması ve yüksekliği azalır (4,35).

Salınım öncesi evresi: Yürüme döngüsünün %50-60'lık bölümünü oluşturur. İkinci çift destek periyodudur. Karşı taraftaki ayağın topuğunun yere teması ile başlar. Parmakların yerden kesilmesi ile biter. Gövde ağırlığı yani yük, bacağın üstünde değildir. Amaç bacağı salınım fazına hazırlamaktır. Kalça ekstansiyonu artar. YTKV dizin arka kısmından geçer. Diz fleksiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonu artmış durumdadır (4,5,35).

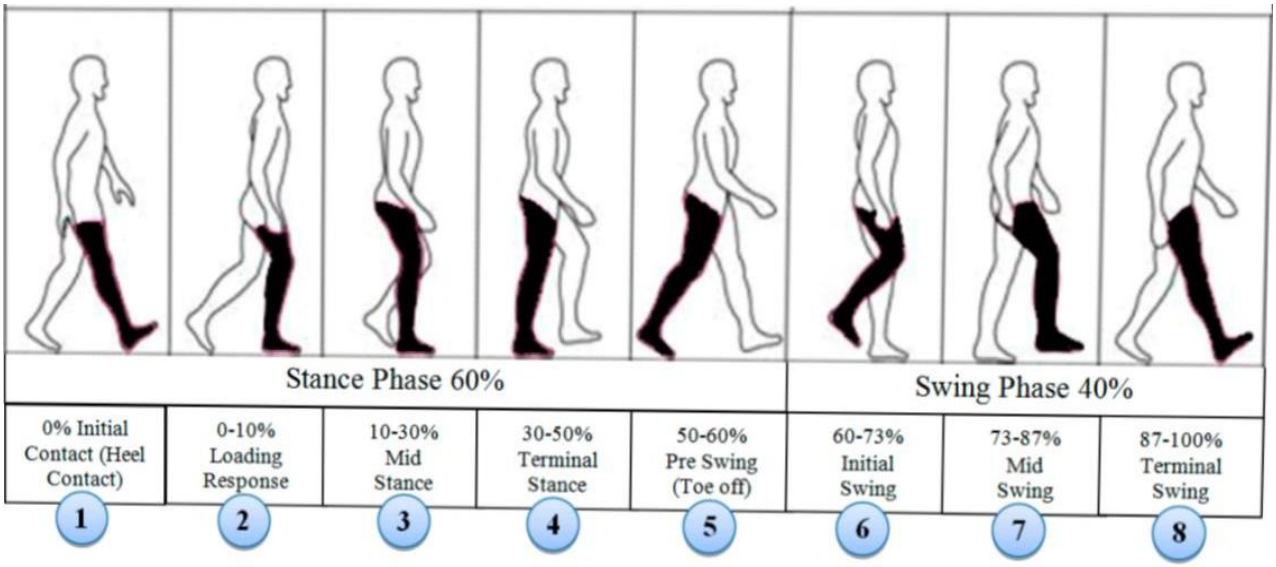
Salınım fazı

Tüm yürüme döngüsünün %40'ını oluşturur. Bu faz, salınım öncesi evresiyle beraber yürümenin ilerleme safhasını oluşturur. 3 evreden oluşur.

Erken salınım evresi: Yürüme döngüsünün %60-73'lük bölümünü oluşturur. Ayağın yerden kaldırılmasıyla başlar. Ayak, basma fazındaki ekstremite hizasına geldiği zaman bu evre sona erer. Amaç havada ilerleyen alt ekstremiteyi hızlıca ve yere temas ettirmeden öne doğru ilerletmektir. Kalça ve diz fleksiyonu artar. Diz eklemindeki fleksiyon pasif olarak meydana gelir. Ayak bileğinde dorsifleksiyon hareketi meydana gelir (5,35).

Salınım ortası evresi: Yürüme döngüsünün %73-87'lik bölümünü oluşturur. Ayağın yerden en yüksekte olduğu durumdur. Amaç ayağın yere değmeden bacağın öne hareketidir. Salınan bacak basma fazındaki bacağın yanına gelir ve onun önüne geçer. Kalça ve diz eklemlerindeki fleksiyon hareketi pasif olarak artar. Ayak bileğindeki dorsifleksiyon aktif olarak yapılır (5,35).

Salınım sonu evresi: Yürüme döngüsünün %87-100'lük bölümünü oluşturur. Salınım sonu salınan ekstremite yere basan ekstremitenin önüne geçtiği zaman başlar, ayağın yere temas ettiği ana kadar sürer. Bu evrenin amacı ayağın yere basmaya hazırlanmasıdır. Bu evrede şu ana kadar olan en uzun adım uzunluğuna; kalçanın fleksiyonu, ayak bileğinin dorsifleksiyonda tutulması, dizin ekstansiyonu ve salınan taraftaki pelvisin öne rotasyonu ile ulaşılır. Bu evreden sonra yeni bir yürüme döngüsü başlar (4,5,35).



Şekil 7. Yürüme döngüsü (37).

Yürüme Döngüsünde Vücut Ağırlık Merkezi Hareketi

Vücut ağırlık merkezi yürüme sırasında sıkça yer değiştirir. Ağırlık merkezi öne doğru giderken aynı zamanda sagittal düzlemde 5 cm, frontal düzlemde 4 cm, transvers düzlemde rotasyonel hareketler yaparak 4-8° yer değiştirir.

Vücut ağırlık merkezi hareketini azaltmak demek, yürüme sırasında harcanan enerjiyi azaltmak demektir. Yürüme sırasında VAM'nin yer değiştirmesini azaltan hareketler yürümenin belirteçleri olarak tanımlanmıştır. Bu terim 1953 yılında Saunders ve arkadaşları tarafından ortaya çıkmıştır. Burada belirteç olarak bahsedilenler; ayak bileği, diz, kalça ve pelviste olan ve ağırlık merkezinin yatay ve dikey düzlemlerde sapmalarını en aza indirerek yürüme sırasında harcanan enerjiyi düşüren hareketlerdir. Bu hareketlerde dört temel amaç vardır; yürüyüşün akıcı ve verimli olmasını sağlamak, enerji tüketimini azaltmak, ağırlık merkezinin dikey ve yatay düzlemlerdeki sapmalarını en aza indirmek, daha kibar bir yürüyüş elde etmek (3,4,5,39).

Temel olarak 6 belirteç bulunur. Fakat sonradan bu belirteçlere gövdenin lateral fleksiyonu, ayağın subtalar eklem inversiyon-eversiyonu, gövdenin öne ve arkaya fleksiyonu olmak üzere 3 belirteç daha eklenmiştir.

Pelvik rotasyon: VAM'nin yer değiştirmesini azaltan etmenlerden birincisi pelvik rotasyondur. Transvers düzlemde bakıldığında, atılan her adımda pelvisin salınım fazındaki ekstremite tarafında öne doğru hareketi görülür. Bu hareketin ekseni basma fazındaki ekstremiteye ait kalça eklemidir. Pelvis salınım fazındaki ekstremitenin ilk değme evresinin hemen öncesinde aynı tarafta doğru 4º rotasyon yapar. Diğer ekstremitenin takip eden salınım döneminde de diğer tarafta öne doğru 4º rotasyon yapar. Böylece pelvik rotasyon toplamda 8° olur. Dikey düzlemde bakıldığında pelvis rotasyonu, kalça fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini azaltır. Bu sayede kalça eklemindeki hareketin yükselip alçalması yani ağırlık merkezindeki dikey düzlemde değişme miktarı ortalama 0,9–1 cm kadar azaltılır. Ayrıca kalça ekleminde öne doğru hareketlenme olduğu için adım uzunluğu artar (3,4).

Pelvik eğilme: Salınım fazındaki ekstremite tarafında pelvis frontal düzlemde aşağı doğru iner. Ağırlık merkezinin yükselmesinde azalma sağlanır. Bu olay basma fazındaki kalça abduktor kasları tarafından kontrol edilir. Pelviste oluşan bu eğim ortalama 5° kadardır. Aynı zamanda kalça ekleminde duruş fazında adduksiyon hareketi, salınım fazında abduksiyon hareketi görülür. Bu durum sayesinde ağırlık merkezinde dikey plandaki değişiklik 0,3 cm azaltılır (3,5).

Basma fazında diz fleksiyonu: Normal yürümenin ilk temasında diz 0-5° kadar fleksiyondadır. Topuk teması ile birlikte 15–20°'lik ilk fleksiyon sapması meydana gelir. Böylece kalçanın yükselmesi azaltılarak VAM yükselmesi azaltılır. Vücut ağırlığının kaldırılması için gerekli olan enerji azaltılmış olur. Böylece ağırlık merkezi değişiminin ve şok emiliminin azaltılması amaçlanır, enerji tasarrufu sağlanmış olur. Devam eden süreçte diz tam ekstansiyona gelir daha sonra 10° kadar ikinci fleksiyon sapması olur (3,4,5).

Pelvisin lateral yer değişimi: Vücut ağırlığı bir ayaktan diğer ayağa aktarılırken oluşan lateral yöndeki vücut hareketidir. Adım genişliği dar olduğu için ağırlık merkezindeki lateral yer değiştirme de en az seviyede tutulur. Dizin yürüme esnasındaki hafif valgus açılanması daralmanın korunması açısından önemlidir. Yürüme siklusunda basma fazındaki ekstremite tarafında pelvis transvers düzlemde dışa kayar. Amaç ağırlık merkezini basma evresindeki tarafa yanaştırmak ve abduktor kasların salınım fazı tarafındaki ekstremiteye doğru pelvik eğilimi dengelemesini kolaylaştırmaktır. Basma ortası fazında laterale doğru yer değiştirme ortalama 4,5 cm olmaktadır. Bu durumun aksine kalçanın kısmi olarak adduksiyon hareketi de diz valgusu ile tolere edilip değişim miktarı azaltılır (3,5).

Ayak mekanizması: Basma fazının sonlarına doğru diz ekleminde fleksiyon hareketi başlarken ayak plantar fleksiyona gelir. Bacak boyu uzun tutulmuş olur. Böylece ağırlık merkezinin konumunda çok az değişiklik olması amaçlanır (3,5).

Ayak bileği mekanizması: Normal yürüyüşün basma fazında erken dönemde ayağın yere ilk teması sırasında ayak bileği dorsifleksiyona alınır. Bu sırada diz tam ekstansiyondadır. Bacak boyu uzar. Ağırlık merkezinin yüksekliği azalır (3).

Yürüyüşün Temel Fonksiyonları

Yürüme sırasında vücut, fonksiyonel olarak yolcu birim ve lokomotor birim olarak iki bölüme ayrılır. Baş, kollar ve gövde vücudun yolcu birimidir. Pelvis ve bacaklar vücudun lokomotor birimi olup taşıyıcı kısımdır. Taşıyıcı kısım yolcu birimi destekler ve ilerletir. Taşıyıcı kısmın, gövdeyi istenilen yere taşıması için 4 önemli fonksiyonu gerçekleştirmesi gerekir:

1. Postüral değişiklikler olmasına rağmen dengeyi sağlamak,

2. Yeterli kuvvet meydana getirerek ilerlemeyi sağlamak,

3. Topuk vuruşu ve bacağa ağırlık aktarılması ile meydana gelen şoku absorbe etmek,

4. Enerji harcamasında tutumlu olmak (38).

YÜRÜME ANALİZİ

Yürüme günlük yaşamda en sık kullanılan aktivitedir. Aktivite seviyesine bağlı olarak bir insan günde 5-15 bin, yılda 2-5 milyon adım atar.

İlk yürüme resimleri, MÖ 4000 yıllarında Edwin Smith'in papürüslerinde görülür. Aristo hayvan ve insan yürüyüşlerini karşılaştırmıştır. Galileo (1564-1642), Borelli (1680), Leizig (1836), Weber kardeşler (1855), Marey (1872), Carlet (1845-1892), Mubridge (1904), gibi birçok araştırmacının yürüme analizi alanında çalışmaları bulunur. Birçok bilim adamının bu konuda çalışmalar yapması yürüme analizinin önemini gözler önüne sermektedir.

1980'lerden sonra başlayan teknolojideki gelişimle birlikte klinikte kullanılma amacıyla yürüme analiz sistemleri geliştirilmiştir. Daha sonra satışa sunulmuş ve dünyanın pek çok ülkesinde yaygınlaşmıştır. David Sutherland, Gage Gordon Rose, Jacklin Perry bilgisayarlı yürüme analizini ilk gerçekleştirenler arasındadır (4,39).

Yürüme analizi, kişinin yürüdüğü yolun sistematik olarak incelenmesine denir. Daha basit ifade ile yürüme paterninin incelenmesidir. Kapsamlı bir yürüme analizinde; video kayıt, fiziksel muayene, yürüme sırasında kas kuvvetini, aktivitesini ve eklem hareketlerini sayısal verilere dönüştüren cihazlar bulunur. Yürüme analizi laboratuarında kişinin yürüyüşü; gözle, video kaydıyla, uygun noktalara bağlanan vericilerle hareket bilgilerini toplayarak, yere monte edilmiş kuvvet platformu ile veya yer tepkime kuvvetini ölçen özel patikler, ayakkabılar giydirerek ayak basınçları ölçülerek, dinamik EMG ve enerji ölçümleri yaparak değerlendirilir. Bu yöntemlerle yapılan bütün ölçümler özel olarak geliştirilmiş yazılımlarla sayısal verilere dönüştürülür.

Yürümeye ait gerek görüntüsel gerekse harcanan güç ve enerji ile ilgili kesin ve güvenilir sayısal veriler sağladığından, klinikte değerlendirme ve değerlendirmelerin tanımlanmasında, patolojinin primer mi yoksa sekonder kompansatuar mekanizmalardan mı kaynaklandığını anlamada, tedavi sonuçlarının izlenmesinde kullanılır. Bunun yanı sıra yeni tedavi tekniklerinin geliştirilmesinde, bunların diğer tedavi metotları ile karşılaştırılmasında ve böylece hastaların daha yeni ve onlar için en uygun tedavi programı ile iyileştirilmesinde de etkili olmaktadır (5,39,40,41).

Yürüme analizi özellikle Serebral Palsi hastası olan çocuklarda, denge problemi olan hastalarda, sporcu yaralanmalarında, geriatrik hastalarda düşme sebebinin belirlenmesinde, Hemipleji, Spina Bifida, Multiple Skleroz gibi sık görülen nörolojik vakalarda ve ortopedi hastalarında uygulanır. Özellikle ampute kişilerde protez öncesi yürüme analizi yapılır. Protez takıldıktan sonra tedaviyi kontrol amaçlı tekrarlanır. Serebral Palsi hastalarında tedavi protokolünü belirlerken yürüme analiziyle elde edilen sonuçlara göre çeşitli tedaviler uygulanır. En erken 3 ay sonra, tercihen 6 ay sonra yeniden yürüme analizi yapılır. Tedavi bu sonuca göre değerlendirilir (4,34,40,41).

YÜRÜME ANALİZİ LABORATUVARLARINDA KULLANILAN DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

Gözleme Dayalı Yürüme Analizi

Yürüme analizinin en yalın formudur. Kişilerin yürüyüşleri gözlemsel olarak değerlendirilir. Yürüme siklusunun değişik fazlarında ekstremite bölümlerinin ve eklemlerin hareketi ile birlikte diğer vücut bölümlerinin hareketini izlemek zordur. Bu sebeple, görsel yürüme analizinde video kaydı geliştirilmiştir. Bu sayede görüntülerin tekrar gözlemlenebilmesiyle ölçüm yapmak mümkün olur. Gözlem yapılacak ortam ortalama 8-12 metre uzunluğunda, 3-4 metre genişliğinde olmalıdır. Hasta önden, arkadan ve her iki yandan değerlendirilir (5,44,45).

Günlük uygulamalarımızda yıllardır gözlemsel yürüme analizi kullanılır. Fakat bu yöntem daha karmaşık yürüme parametrelerinin tanınmasında yetersizdir. Bu durumun birden çok nedeni vardır. Yürümenin karmaşık yapısı onun görsel olarak değerlendirilmesini zorlaştırır. İnsan gözü saniyenin 1/2'sinden daha kısa sürede gerçekleşen olayları algılayamaz. Ayrıca aynı anda farklı düzlemlerdeki hareketleri ayırt edemez. Bu durum, yürüme bozukluklarının telafi edici sekonder hareketlerden ayırt edilmesini zorlaştırır. Ayrıca gözleme dayalı yürüme analizi birçok klinisyen tarafından günlük rutine oturtulmuşsa da, uluslararası alanda kullanılabilen standardize edilmiş gözleme dayalı yürüme analizi sistemi bulunmamaktadır (39,42-44).

Kawamura ve ark. (45) retrospektif olarak yaptıkları çalışmada gözlemsel analizde sadece ilk temasta diz fleksiyonu hareketinde ve basma ortasında pelvis dizilim bozukluğunun güvenilir bir şekilde değerlendirilebileceğini bildirmişlerdir. Görsel analiz niceliksel değerlendirme gerektiren; basma sonu kalça fleksiyonu, basma sonu diz ekstansiyonu, ilk temasta ayak bileği dorsifleksiyonu, ilk salınımda diz fleksiyonu, pelvis rotasyonu, basma ortasında kalça rotasyonu, yüklenmeye yanıtta kalça adduksiyonu ve ayak ilerleme açısı bilgilerinin değerlendirilmesinde yeterli bulunmamıştır.

Kinematik Analiz

Kinematik analiz, sagital, transvers ve koronal düzlemlerde pelvis, kalça, diz, ayak bileği eklem hareket açılarını değerlendirir. İncelemenin üç boyutta da olabilmesi için en az iki kameradan eş zamanlı görüntü almak gerekir. Yürüyüşü ortalama hızdan daha hızlı olan bireyler için 5 kamera bulunması daha uygundur. Bu sebeple referans noktalara yansıtıcı markerlar yerleştirilir. Markerlardan gelen sinyaller, kameralar ya da ultrasonik alıcılar aracılığıyla izlenir ve geliştirilmiş yazılım programlarıyla bilgisayara aktarılır. Bilgisayar, sinyallerin yer değiştirmesi ile eklem açısında meydana gelen değişikliği hesaplar ve ekrana görüntü aktarır. Bu sayede verileri izlemeye olanak sağlar (4,5,38,41,44,46,47).

Kinetik Analiz

Kinetik analiz, hareketi oluşmasına sebep olan kuvvetlerin incelenmesidir. Ölçülebilen tek veri yer tepkime kuvveti vektörü (YTKV)'dür. Kinetik analiz metodunda hareketi oluşturan kuvvetler YTKV' nün bazı hesaplamalarla incelenmesi ile ölçülür. Kinetik analiz, patolojik yürümenin nedeni hakkında doğrudan bilgi öğrenmeyi sağladığından dolayı en yararlı analiz yöntemidir (4,38,44).

Yer tepkime kuvveti vektörü yerde sabit duran, basınca duyarlı plakalar içeren yer tepkime kuvveti platfomu isminde bir cihazla ölçülür. Platformun ön ve arkasına, içine ve her iki yanına yerleştirilmiş transdüserler platform yüzeyine binen yükün üç düzlemdeki bileşenlerini ölçerler. Bu veriyi bilgisayara aktarırlar. Bu ölçüme istinaden bilgisayar ortamında link segment adı verilen biyomekanik modelleme ve invers dinamik adı verilen hesaplama yöntemiyle ayak bileği, diz ve kalça eklemlerindeki moment ve güçler hesaplanır. İnvers dinamik hesaplama yapılabilmesi için yürüyen kişilerin YTKV ve momentleri verilerinin yanı sıra kinematik ve antropometrik verileri de lazımdır. Bu veriler doğrultusunda ayak bileği, diz, kalça ve bel eklemlerine etki eden kuvvetler yani dış momentler, iç momentler ve güçler hesaplanır. Bir eklemde hareket meydana getirebilmek için bir kas değil birçok kas kasılması oluştuğundan moment hesaplanırken tüm kasların aktiviteleri teker teker yansımaz. Analiz agonist ve antagonist kasların aktivitesi değerlerinin toplamını gösterir (4,5,38,41,43,44).

Kuvvet platformlarıyla ölçüm yaparken bir takım zorluklarla karşılaşılabilir. Kişi yürüme sırasında platformun yerini bilmediği için üzerine basmadan geçebilir. Bu durumun

tersine platformun yerini bildiğinde üzerine basmaya çalışacağı için normal yürümesi bozulabilir. Ayrıca kuvvet platformu yürüme esnasında sadece bir adımdaki YTKV' lerini ölçebilir (4).

Dinamik Pedobarografi

Pedobarografi, duran veya hareket eden ayağın yere basan alanını, her noktadaki basıncının zamana bakarak uyguladığı kuvveti gösteren renkli bir görüntüleme tekniğidir. Sistem, basınca duyarlı 'sensor'lardan meydana gelen ayak platformu, gelen veriyi değerlendiren bilgisayar, veriyi görüntüleyen renkli monitör ve bu veriyi kağıda aktaran bir yazıcıdan oluşur. Ayak tabanında her cm başına düşen basınç N/m olarak ölçülür. Basıncın artıp azalmasına göre ekranındaki renklerde çeşitlilik oluşur. Bu renklere bakarak basınç dağılımı belirlenir. Genellikle ayak deformitelerinde ve diyabetik nöropati hastalarında tabandaki basınç dağılımının değerlendirilmesinde kullanılır (4,5,44,48).

Dinamik Elekromyografi

Elektromyografi, kasların elektriksel aktivitesini göstermeye yarayan bir ölçüm yöntemidir. Yürüme analizinde dinamik EMG söz konusudur. Dinamik EMG ile kasın izometrik, eksentrik ya da konsantrik nitelikteki hareketlerine ilişkin elektriksel sinyal ölçülebilir. Dinamik EMG verileri; eklemin kinetik verileri hakkında yorum yapılmasında, eklem momentinin kaynağını göstermesi bakımından rol oynar. Agonist ve antagonist kasların katkılarını belirlemede kullanılabilir (4,41,43).

Dinamik EMG'de meydana gelen sinyallerin şiddetleri değil kasılmaya katılan lif sayısı ve kasılmanın zamanı önemlidir. Çoğu temel kas grubu yürümenin salınım ve basma fazlarının başlangıcında ve bitişinde aktiftir. Basma fazının ortasında ve orta salınım fazlarında ise, ayak bileğinin hareketlerini kontrolde tutan kaslar dışında, çokça kas elektriksel olarak sessiz kalır (41,43,44).

Ölçümde kullanılacak elektrot tipi inceleme yapılacak kasa göre belirlenir. Yürüyüşte kaslarda kasılmayla meydana gelen sinyaller yüzeyel elektrotlar ile kayıt altına alınır. En kolay şekilde ölçülebilen biyoelektrik sinyallerden birisi YEMG sinyalidir. İnceleme yapılacak her kas için kasın üzerindeki deriye bazı kriterler göz önüne alınarak 2 adet elektrot

takılır. Birisi aktif, diğeri referans elektrottur. İkisinin arasında oluşan voltaj farkı bize EMG sinyalini verir. Elektrot yerleşimi kas fibrillerine paralel olmalıdır. Elektrotun yanlış yerleşimi komşu kaslardan gelen sinyallerin karışmasına neden olur. Bu duruma 'Crosstalk' denir. Ayrıca hareket gürültüsünü azaltmak için gümüş elektrot kullanılmalıdır. Kaydedilen sinyal yüzeyel kas gruplarındaki aksiyon potansiyellerinin toplamıdır. Bu potansiyel yüzeyel elektrotlara deri, yağ ve fasyadan geçerek ulaştığı için sinyalin voltajı küçüktür. Bu sebeple sinyalin yükselticiden geçmesi gerekmektedir (4,5,41,43,44,49,50,51).

Yüzeyel elektrotların en yaygını 1 cm çapında olan elektrotlardır. Elektrotlar arasında 2 cm' den daha az mesafe olursa frekans aralığında kayma olur. Elektrot ile ara yüz arasında cildin direnci çok önemlidir. Cildin nemli olması, ölü hücre dokusu varlığı gelen sinyali etkiler. Sinyalin kaynağıyla elektrot arasında olan mesafe de durumu etkiler. Derinde kalan sinyaller elektroda varıncaya kadar dirençle karşılaşır ve bu direnç enerjiyi absorbe eder. Kas ve elektrot arasında olan yağ doku da yalıtkan görevi görür (5,49).

Derinde yer alan kaslar içinse iğne elektrot kullanılır. İğne elektrotların içinde bulunan özel iğne kasa sokulur sonra geri çekilir. Bu yöntemle teller kas içerisinde bırakılmış olur. Tellerin ucunda yer alan kancalar kas fasiküllerini yakalar. Yakın kaslardan gelen aktivitenin birbirine karışmasının önlenmesi ve çok küçük bir alandan ölçüm yapılabilmesi iğne elektrot kullanmanın avantajlarıdır. Fakat iğnelerin kas içine sokulması acı vericidir. Bu sırada kas tonusunda artış ve spazm oluşup sonuçları etkileyebilir (4,5,41,43,44).

Elektrotlar tarafından kayıt altına alınan sinyaller, uygun amplifikasyondan sonra radyodalga veya kablo telemetriyle bilgisayara ses veya grafik olarak iletilir. Dinamik EMG raporunda, kas kasılmasının zamanlaması, aktivitenin süresi ve başlangıçtan tepe noktasına kadar olan bütün aktivite süresi yer alır. Kasın yürüyüş döngüsünün hangi dönemlerinde ve ne kadar zaman aktifleştiği sadece dinamik EMG ile değerlendirilebilir. Kas patolojileri hakkında karar verebilmek, kompansatuar mekanizmalardan ayırt edebilmek amacıyla eklemi etkileyen güçler EMG verileriyle beraber yorumlanmalıdır (4,5,41,43,44).

Dinamik EMG ile her kasın eklem momentine olan göreceli katkısı, net momentin sıfır olduğu eşzamanlı kontraksiyon, kas kontraksiyonunun zamanlaması, prematür ya da uygunsuz hareketler (spastisite gibi) ve yorgunluk belirlenebilir. Ayrıca Duchenne kas distrofisi, Lou Gherig hastalığı, Miyastenia Gravis gibi kas hastalıkları tanısında kullanılır (5,43).

Kas kuvveti ise doğrudan sinyal şiddetinden hesaplanamaz. Elektromiyografi amplitüdü kas kuvvetiyle ilişkilidir fakat ona eşit değildir (43).

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmanın etik kurul onayı için üniversitemizin belirlediği etik kurul onay dosyası ile Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunuldu. Etik kuruldan 14.07.2017 tarihinde 11/15 karar ile onay yazısı alınarak çalışmaya başlanıldı (Ek-1).

Çalışmaya Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi'nden, çalışmanın amacı ve yöntemi anlatılarak bilgilendirilen, dahil edilme ve edilmeme kriterlerine uygun, gönüllü olan 25 erkek öğrenci dahil edildi. Ölçümler Şubat-Mart 2019'da Trakya Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı Hareket Analiz Laboratuvarı'nda yapıldı. Gönüllülere izlenecek adımlar ayrıntılı olarak anlatıldı. Doğru anlayıp anlamadıkları teyit edildi. Baskın olan ekstremiteleri soruldu. Dahil edilme kriterlerini taşıyan, gönüllü öğrencilerin sözlü onamları alındı ve bilgilendirilmiş gönüllü olur formu imzalatılarak çalışmaya başlandı. Tüm ölçümler aynı kişi tarafından 13:00-17:00 saatleri arasında yapıldı.

Gönüllülerin araştırmaya dahil edilme kriterleri 18-25 yaş arasında erkek olma, nörolojik bir hastalığı olmama, normal omurga eğrisine sahip olma (Uzman kişiler tarafından skolyoz, kifoz gibi columna vertebralisi etkileyen hastalıklardan herhangi birinin tanısının konulmamış olması), omurganın normal eklem hareket açıklığında olması, vücut kitle indeksi 18.5-25 arasında olma olarak belirlendi. Yüzeyel EMG elektrotlarının sinyallerinin daha standart olması için VKİ normal sınırlar içerisinde olan aynı cinsiyetten gönüllüler çalışmaya alındı.

Çalışmaya katılan kişilerin sayısının az olduğu zamanlarda, kişilerin kadın-erkek dağılımı grup homojenliğinin bozulmasıyla değişkenlik artar. Bu durum istatistiksel sorunlara sebep olur. Bu yüzden çalışmaya sadece erkek öğrenciler dahil edilmiştir.

Gönüllülerin çalışmaya dahil edilmeme kriterleri ise kronik bel ağrısı olma, sırt, bel ve alt ekstremite bölgesinden operasyon geçirmiş olma, alt ekstremite boyu uzunluğunda belirgin farklılık olması, yürüyüşünde belirgin anormallik olma olarak belirlendi.

GEREÇLER

Zebris©, FDM System Type FDM 1,5

Yürüme analizi yapılırken yürüme döngüsünün fazlarında *M. longissimus ve M. multifidus'*un yüzeyel parçasından gelen YEMG sinyallerinin düzeyini ölçebilmek aynı zamanda basma fazında kuvvet platformunda oluşan ortalama kuvvet değerini ve yürümenin diğer parametreleri olan mesafe, zaman ve yer tepkime kuvveti gibi verileri ölçebilmek için Trakya Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı Hareket Analiz Laboratuvarı'nda bulunan Zebris©, FDM System Type FDM 1,5 cihazının yürüme analizi bölümü kullanıldı. Ölçüm sonuçları cihazla uyumlu olan WinFDM isimli yazılım programı ile sayısal veriye döküldü.

Bu sistem yürüme analizinde oluşan kuvvet yayılımını ölçebilmek için kullanılan bilgisayar destekli bir sistemdir. Kullanımı kişilerde sağlığa zararlı olmayan bu sistem sayesinde hem hastalıkların teşhisi hem de tedavi takibi basit bir şekilde yapılmış olunur. Basit olmasının bir sebebi yürüme analizinin tekrarının kolay ve hızlı bir şeklide yapılıp kaydedilmesidir. Bu sistem birkaç bölümden oluşur:

Kuvvet dağılımı ölçme platformu (Force distribution measuring- FDM): Bu platform 1,5 m uzunluğunda 158 x 60,5 x 2,5 cm boyutlarındadır (Şekil 8). Yaklaşık 16,5 kg ağırlığındadır. Platform üzerindeki sensör alanı 149x54,2 cm, platformdaki sensör sayısı 11264' tür. Ölçümlerin örnekleme frekansı 30 Hz olup isteğe bağlı olarak 300 Hz'e kadar arttırılabilir. Ölçüm genişliği 1-120 N/cm2'dir. Bu çalışmada 2 adet kuvvet platformu ve onlarla aynı yükseklikte tahta bloklar kullanılarak 4,5 m uzunluğunda bir yürüme alanı oluşturulmuştur (52) (Şekil 9).

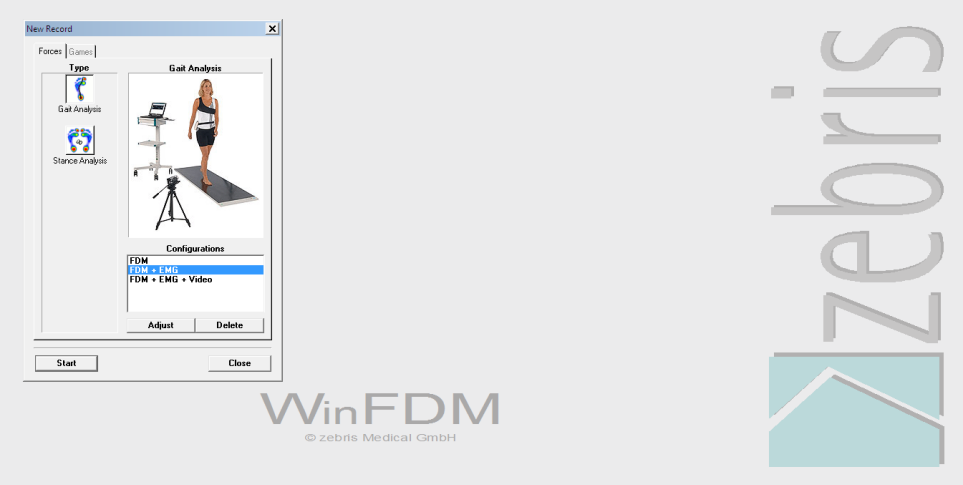


Şekil 8. Kuvvet platformu.

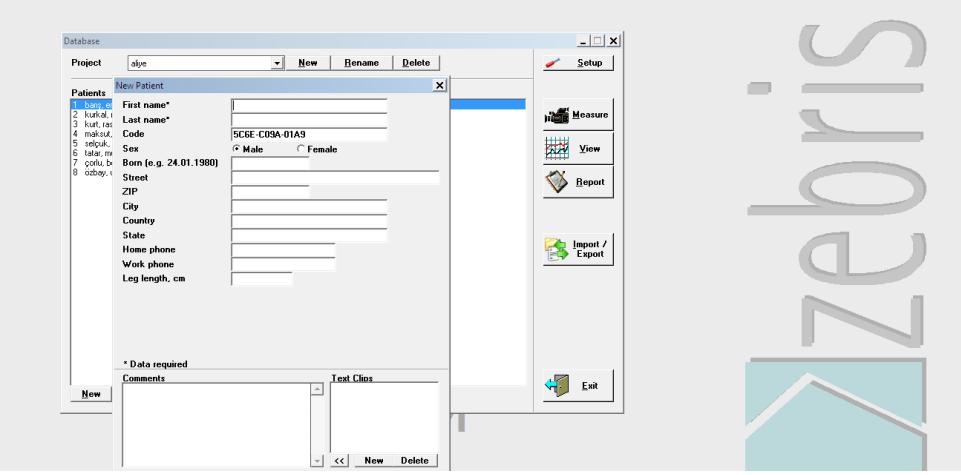


Şekil 9. Yürüme yolu.

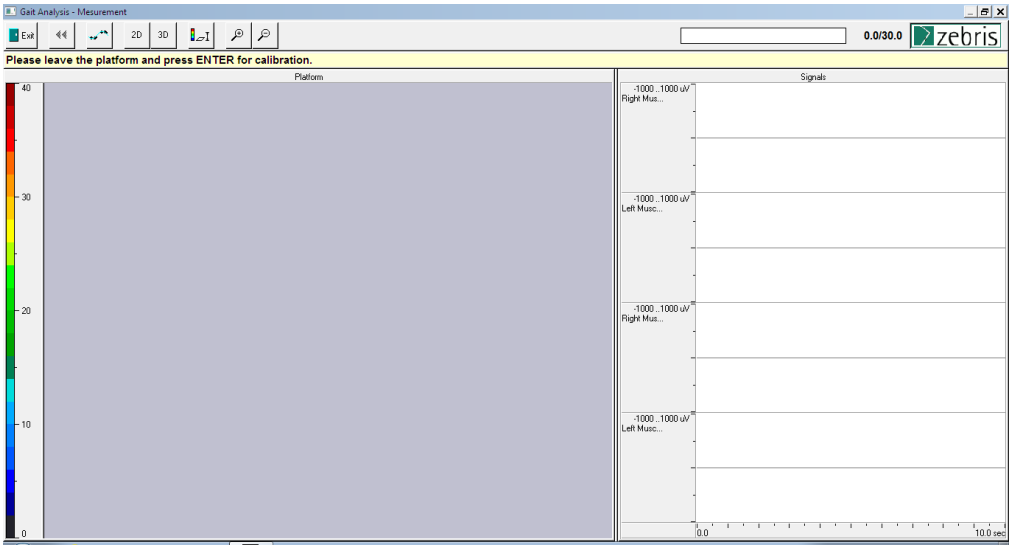
WinFDM programı: Zebris© firmasının ürettiği Windows işletim sistemi ile uyumlu bir bilgisayar yazılımıdır. Bu program ile yürüme analizi için 3 boyutlu kinematik ve kinetik ölçümler yapılabilir. Ölçülen veriler üç aşamadan geçtikten sonra düzenlenmiş olur. İlk basamak proje seviyesidir. Proje ile ilgili bilgiler, hasta grupları, programı kullanan kişiler gibi gereken veriler kaydedilir. Daha sonra deneğin demografik bilgileri (isim, yaş, cinsiyet) girilir. En son olarak ölçülen veriler listelenir. Ölçüm yapılırken hareketler ekranda izlenebilir (Şekil 10-12).



Şekil 10. WinFDM programı açılış ekranı.



Şekil 11. WinFDM programı hasta bilgilerinin kaydedilme ekranı.



Şekil 12. EMG sinyallerinin görüntülenme ekranı.

Bilgisayar: Verileri kaydetmek için cihazın bağlandığı ünitedir.

Usb kablo: Bilgisayar ile platform arasında bağlantı sağlar.

Elektrik güç kablosu: Cihazın çalışması için gereken enerjiyi sağlayan parçadır.

Zebris EMG Bluetooth Ölçüm Sistemi

Bu sistem, bipolar cilt yüzey elektrotları ile kas hareket potansiyellerini kaydeder. Kompakt ölçüm cihazı sayesinde vücutta rahatça taşınır. Kas aktivitesinin kaydedilmesi için yürüyüş analizi ve hareket sistemine optimum destek sağlar. Aynı anda 8 kas grubuna kadar ölçüm yapabilir (Şekil 13).

8 analog ve 4 dijital kanala sahiptir. 4 adet AAA 1,5 V pil ile çalışır. Her kanalın ölçüm hızı 1000 Hz'dir. 512 kB dahili yedekleme belleğine sahiptir. 90x130x38 mm ölçülerindedir. Cihazın pil olmadan ağırlığı 150 gr'dır (52).

Veri aktarımı Bluetooth arayüzü ile gerçekleşir.



Şekil 13. EMG ölçüm cihazı (52).

Aktif Diferansiyel Elektrot Kabloları: Bir kablonun uzunluğu 1.45 m'dir. Boyutları 23x9x30 mm'dir. Her katılımcıda bir tanesi referans elektrot kablosu içeren 4 adet kablo kullanıldı (52) (Şekil 14).



Şekil 14. Aktif diferansiyel elekrot kablosu (52).

Elektrot: Çapı 1 cm ve merkezleri arası uzaklığı 2 cm olan kendinden yapışkanlı tek kullanımlık bipolar gümüş/gümüş klorür YEMG elektrot kullanıldı. Her katılımcı için 9 adet bipolar elektrot kullanıldı.

Ayrıca çalışmamızda cilt yüzeyini silmek için alkol ve pamuk; elektrotları cilde sabitlemek amacıyla flaster kullanıldı.

YÖNTEMLER

Katılımcıların yaşı, boy uzunluğu, vücut ağırlığı soruldu ve kaydedildi. VKİ hesaplandı. Katılımcılara elektrotların bağlanacağı bölge gösterildi. Ölçüm sırasında normal yürüyüşü etkilemeyecek, rahat kıyafetler giymeleri sağlandı. Ölçüme geçmeden önce her katılımcıya yürüme yolunda gündelik yaşamında yürüdüğü hızda ilerlemesi ve başla-dur-dön-başla-dur komutlarına uyması söylendi. Yürüme her katılımcıda 3 kez tekrarlandı. En iyi sinyal alınan veri kaydedildi.

Her iki tarafta bulunan *M. multifidus* yüzeyel parçası ve *M. longissimus* kaslarından EMG aktivitesini en iyi şekilde alabilmek için elektrotların yerleştirileceği bölgeler "Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles" (SENIAM) kriterlerine göre belirlendi.

Ölçüm başlamadan önce Zebris EMG Bluetooth Ölçüm Cihazı boyu ayarlanabilen velkro bant yardımıyla katılımcının *crista iliaca* seviyesinde gövdenin ön yüzüne sabitlendi. Bir tanesi referans elektrot içeren kablo olmak üzere 4 adet aktif diferansiyel elektrot kablosu cihazın 1-2-3-4 numaralı kanallarına takıldı. SENIAM kriterlerine göre *M. longissimus* kasına yerleştirilecek elektrot için L1 *Proc. spinosus* bulunarak her iki tarafın 2-3 cm laterali işaretlendi. Alkollu pamukla silinerek kurulandı. Sağ tarafta işaretli yere 1 numaralı, sol tarafta işaretli yere 2 numaralı kanaldan gelen elektrotlar yerleştirildi (Şekil 15).

Musculus multifidus kasına yerleştirilecek elektrot için öncelikle L1 ve L2 *Proc. spinosus* bulunup orta noktası işaretlenerek 1 yazıldı. Her iki taraf için *spina iliaca posterior superior* bulundu. İşaretlenerek 2 yazıldı ve L5 *Proc. spinosus* da bulunup işaretlenerek 3 yazıldı. Her tarafta 1 ve 2 numaralı işaretleri birleştiren çizgi 3 numara hizasında işaretlendi. Bu bölge alkollü pamukla silinerek kurulandı. Sağ tarafa 3 numaralı sol tarafa 4 numaralı kanaldan gelen elektrotlar yerleştirildi. Referans elektrot C7 *Proc. spinosus* üzerine konuldu.

Elektrotlar arası boşluk en az 1 cm yapılarak sabit frekans bandı sağlandı ve yanses azaltıldı. Yürüme sırasında elektrotların kaymasını önlemek amacıyla; elektrotlar ve kablolar flasterle sabitlendi. Bu aynı zamanda kabloların sallanıp sürterek artefakt oluşturmasının önüne geçti (Şekil 15).



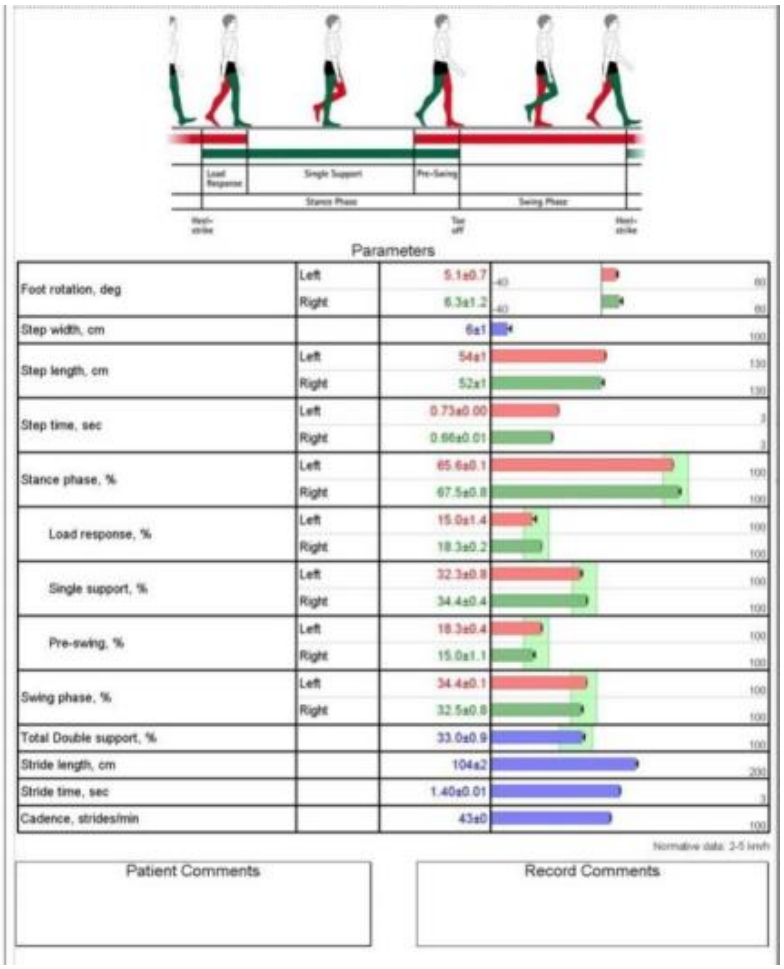
Şekil 15. Elektrot yerleşimi.

Bluetooth arayüzü bilgisayara takılarak Zebris EMG Bluetooth Ölçüm Cihazı ile arasında bağlantı kuruldu. WinFDM programı açılarak FDM+EMG programı seçildi. Her katılımcı için ayrı sayfalar açılarak bilgileri kaydedildi. Katılımcılar için yürümeye başlamadan önce cihaz kalibre edildi. Ekrana yansıyan EMG sinyalleri kontrol edildi. Bu işlemlerden sonra katılımcılar başlangıç pozisyonu olarak gözler açık, baş tam karşıya bakacak pozisyonda, kolları iki yanda serbest duracak şekilde yürüme yolunun bir ucunda dik pozisyonda durduruldu ve hazır olduklarında başla komutu ile birlikte yürümeye başlamaları istendi. Yürüme yolunun sonuna gelindiğinde katılımcı kendi etrafında dönüp tekrar yürümeye başlamadan önce kayıt işlemi duraklatıldı. Kişi yürümeye hazır hale geldiğinde tekrar başlatıldı. Platformu 2 kez geçen katılımcının bir ölçümü tamamlanmış oldu. Ölçümler rapor haline getirildi. Ani dönüş sırasında eklemlerdeki rotasyon sebebiyle ölçülen bazı

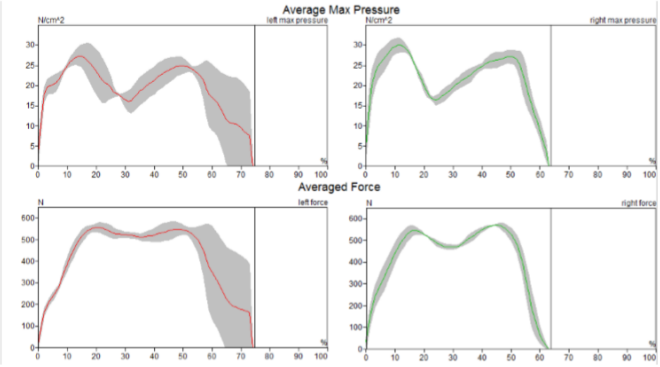
değişkenlerin, düz yolda ortalama hızda yürüme sırasındaki değişkenlerden çok farklı olması ve ölçüm sonucunu yanıltıcı bir sonuç vermesi ihtimali göz önünde bulundurularak dönme sırasında EMG kayıt işlemi durdurulmuştur.

Değerlendirme

Her iki ekstremite için; ayak rotasyonu (°), adım uzunluğu (cm), adım genişliği (cm), adım süresi (sn), basma fazı (%), yüklenme evresi (%), tek destek evresi (%), salınım öncesi evresi (%), salınım fazı (%), çift destek fazı (%), çift adım uzunluğu (cm), çift adım süresi (sn), kadans (cm/dk), hız (km/sa), ortalama basınç grafiği (N/cm2), ortalama kuvvet grafiği (N) ve EMG (µV) değerlerine bakıldı (Şekil 16-17).



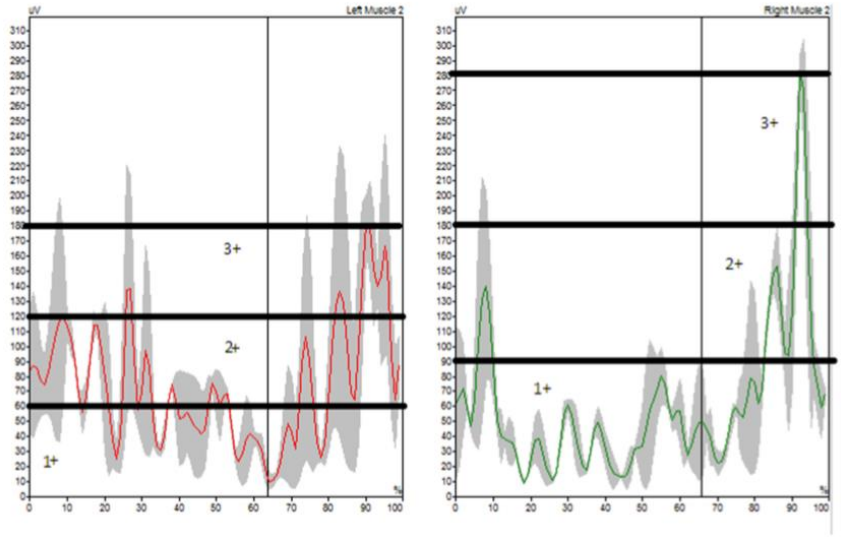
Şekil 16. Yürüme analizi sonucu elde edilen form.



Şekil 17. Ortalama basınç ve kuvvet dağılımı grafiği.

Yürüme evreleri belirlenirken ortalama kuvvet ve ortalama basınç grafiklerinden yararlanıldı. Bu grafiklerdeki en düşük ve en yüksek değerlerin basma fazının hangi yüzdelik diliminde olduğu belirlendi. Değerlendirilen verilerin ortalamaları ve standart sapmaları analiz edildi.

Herhangi bir EMG analizinin en büyük dezavantajı sinyal amplitüdünün o anki kayıt koşullarından çok fazla etkilenmesidir. Elektrot bölgeleri arasında aynı denekte aynı kas grubunun ölçümleri günden güne değişiklik gösterebilir. Bu değişken ve belirsiz olan durumu çözüme kavuşturmak için mikrovolt ölçekli parametrelerde referans değeri belirlenerek normalizasyon işlemi yapıldı. Bu referans değere göre kasın o an ne kadar kapasite ile çalıştığı saptandı. EMG amplitüdünün o anki pik değeri referans değer olarak kullanıldı (Şekil 18). Burada temel fikir, ölçülen EMG değerini katılımcının fizyolojik uygunluğuna göre kalibre edip değerlendirmekti. Başka bir yol da Bu referans değerinin, maksimum istemli kontraksiyon sırasında meydana gelen sinyal amplitüdünün değeri olarak belirlemektir. Diğer bir deyişle maximum innervasyon kapasitesini birimlere ayırarak değerlendirmektir. Tüm bu normalizasyon metotlarının amacı sinyallerin kayıt koşullarından meydana gelecek değişimlerini ortadan kaldırarak; ölçülen mikrovolt değerinin referans noktasını belirleyerek birimlere ayrılması ve yeniden ölçeklenmesidir. Bu normalleştirme işleminde; EMG eğrilerinin formunun değiştirmediğini, sadece Y ekseninin ölçeklendiğinin bilinmesi önemlidir (5,53).



Şekil 18. Referans değer belirlenerek normalizasyon işlemi yapılışı (5).

İSTATİKSEL ANALİZ

İstatiksel analiz SPSS 20.0 programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı bilgiler; katılımcı sayısı, minimum değer, maksimum değer, ortalama ve standart deviasyon olarak belirlendi. Sağ ve sol ekstremite ölçümleri arasındaki kıyaslamalarda verilerin dağılım özelliği dikkate alınarak Paired t testi ya da Wilcoxon signed-rank test kullanıldı. Yükleme fazı, tek destek fazı, salınım öncesi fazı ve salınım fazının sağ ve sol YEMG ölçümlerinin karşılaştırılmasında Freidman testi kullanıldı.

$P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

Gönüllülerden elde edilen ölçüm bilgileri bilgisayar ortamında sayısal verilere dönüştürüldü. Tüm hesaplamalar bilgisayar programı tarafından hesaplandı, her bir gönüllü için açılan kayıt alanlarında depolandı. Çalışma, gönüllü 25 erkek ile tamamlandı. Çalışmamıza katılan gönüllülerin demografik verileri Tablo 1'de gösterildi.

Tablo 1. Katılımcıların demografik verileri

	N	**Minimum**	**Maksimum**	**Ortalama**	**SD**
Yaş(yıl)	25	18	22	19,52	1,229
Kilo(kg)	25	54	90	74,88	8,323
Boy(cm)	25	170	200	179,56	6,481
VKİ(kilo/boy^2)	25	18,5	25	23,196	1,8986

N: Katılımcı sayısı; **VKİ**: Vücut Kitle İndeksi; **SD:** Standart Deviasyon.

Her iki ekstremiteye ait olan yürüme parametrelerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart deviasyon değerleri Tablo 2'de gösterildi.

Tablo 2. Katılımcıların yürüme analizi parametrelerine ait tanımsal istatistikleri

	Minimum	Maksimum	Ortalama	SD
Adım genişliği(cm)	4	21	10,96	3,802
Çift destek fazı(%)	23,2	32,5	27,616	3,0707
Çift adım uzunluğu(cm)	74	127	108,04	11,617
Çift adım süresi(sn)	1,06	1,59	1,3152	0,13736
Kadans(adım/dk)	38	57	46,16	4,972
Hız(km/sa)	1,8	3,9	2,997	0,4704
Hız değişkenliği(%)	0	18	3,08	4,183

SD: Standart Deviasyon.

Zebris©, FDM System Type FDM 1,5 programının basınç sensörleri tarafından yürüme döngüsü evreleri belirlendi. Basma evresi 3 faza ayrıldı. Bunlar; yüklenme, tek destek, salınım öncesi fazıydı. Salınım evresi ise tek başına değerlendirildi.

Yürüme analizi parametrelerinin sol ve sağ ekstremite için ayrı ayrı değerlendirilmesi yapıldı. Minimum, maksimum, ortalama ve standart deviasyon değerlerine bakıldı. Ortaya çıkan sonuçlar doğrultusunda verilerin sağ ve sol taraf karşılaştırılması yapıldı. Sol ve sağ ayak rotasyonları arasında $p=0,015<0.05$ olduğundan istatistiksel anlamda fark bulundu. Sağ ayak rotasyon ortalaması sol ayaktan daha fazla olduğu belirlendi. Diğer parametrelerde $p>0.05$ olduğu için istatistiksel anlamda belirgin bir fark bulunamadı.

Tablo 3. Yürüme analizi parametrelerinin sol ve sağ ekstremite arasındaki farkları

	Sol	Sağ	p*
Rotasyon(°)	10,288±4,277 (4,3-19,6)	35,572±3,2106 (29,4-40,5)	,015

Tablo 3 (devam). Yürüme analizi parametrelerinin sol ve sağ ekstremite arasındaki farkları

	Sol	Sağ	p*
Adım uzunluğu(cm)	52,96±8,409 (36-69)	54,72±5,799 (33-63)	,233
Adım süresi(sn)	0,6652±0,095 (0,48-0,86)	0,6532±0,088 (0,53-0,94)	,543
Duruş fazı(%)	63,184±3,971 (54,4-68,6)	64,44±3,177 (59,5-70,5)	,307
Yüklenme fazı (%)	13,632±2,24 (10,6-17,5)	14,344±2,623 (7,2-18,4)	,228
Tek destek fazı(%)	35,596±3,256 (29,7-41,2)	36,108±2,923 (30,4-41,2)	,577
Salınım öncesi fazı(%)	13,984±1,692 (11,8-16,9)	13,664±1,688 (11-17,1)	,288
Salınım fazı(%)	36,888±3,954 (31,4-45,9)	35,572±3,21 (29,4-40,5)	,288

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

Yürüyüş analizi ile elde edilen bilgiler kullanılarak katılımcıların yer tepkime kuvvetlerine ait veriler hesaplandı. Yürüme sırasındaki yer tepkime kuvveti tipik olarak, birbirine bitişik bir oluk ile iki tepe noktası ile gösterilir (54). İlk tepe noktasındaki değere F1 max, ikinci tepe noktasındaki değere F2 max denildi. Kuvvetin tepe noktasına ulaştığı yürümenin yüzdelik dilimi belirlenerek ilk zaman değerine FT1, ikinci zaman değerine FT2 denildi.

Yürüme analizi ile platforma yansıyan basınç değerleri hesaplanarak grafik haline getirildi. Bu grafikte genel olarak iki tepe noktası olduğu görüldü. İlk tepe noktasındaki değere P1 max, ikinci tepe noktasına P2 max denildi. Basıncın tepe noktasına ulaştığı yürümenin yüzdelik dilimi belirlenerek ilk zaman değerine PT1, ikinci zaman değerine PT2 denildi.

Sol ve sağ F1 max'lar arasındaki güçlü şiddette korelasyon bulunurken, istatistiksel anlamda bir fark bulunamadı. Sol ve sağ F2 max' lar arasında istatistiksel fark ve güçlü şiddette korelasyon belirlendi. P1 max sol ve sağ taraf verileri değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. İyi derecede korelasyon saptandı. Sol ve sağ P2 max

arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmadı. Güçlü derecede korelasyon belirlendi. Sol ve sağ FT1'ler arasında anlamlı fark bulunamadı. Zayıf korelasyon belirlendi. Sol ve sağ FT2'ler arasında anlamlı fark bulunamadı. Güçlü korelasyon saptandı. Sol ve sağ PT1'ler arasında anlamlı fark bulunamadı. Korelasyona bakıldığında orta düzeyde ilişki saptandı. PT2 max değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunamadı. Korelasyona bakıldığında iyi düzeyde ilişki saptandı. Tüm veriler Tablo 4'te gösterildi.

Tablo 4. Ortalama maksimum basınç ve kuvvet değerlerinin sol ve sağ taraf karşılaştırılması

	Sol	**Sağ**	**p*-r****
F1 max(N)	794,6±187,249 (500-1370)	799,2±183,233 (500-1350)	,608 - ,951
F2 max(N)	822±181,108 (550-1450)	840,8±183,891 (550-1400)	,048-,963
FT1 (%)	21,56±4,331 (13-34)	22,44±4,263 (14-32)	,425-,110
FT2 (%)	48,52±2,903 (40-51)	49,48±4,840 (41-60)	,464 -1.0
P1 max(N/cm2)	27,08±5,597 (18-43)	29,36±8,087 (19-51)	,047-,765
P2 max(N/cm2)	33,28±8,329 (20-52)	32,08±10,7 (15-65)	,476- ,569
PT1 (%)	17,48±5,636 (5-31)	19,48±6,286 (5-37)	,139-,403
PT2 (%)	53,24±3,166 (47-58)	52,76±6,254 (35-61)	,724-,102

F1 max: Yer tepkime kuvvetinin en yüksek birinci değeri; **F2 max**: Yer tepkime kuvvetinin en yüksek ikinci değeri; **FT1**:Yer tepkime kuvvetinin en yüksek birinci değerinin zamanlaması; **FT2:** Yer tepkime kuvvetinin en yüksek ikinci değerinin zamanlaması; **P1 max:** Basma fazında oluşan en yüksek birinci basınç; **P2 max**: Basma fazında oluşan en yüksek ikinci basınç; **PT1**: Basma fazında oluşan en yüksek birinci basıncın zamanlaması; **PT2:** Basma fazında oluşan en yüksek ikinci basıncın zamanlaması; ortalama ± Standart Sapma; (minimum – maksimum); * Paired t test. **spearman korelasyon testi0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50- 0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

Sol ekstremite F1 max ve F2 max değerleri; P1 max ve P2 max değerleri arasında korelasyon ve anlamlılık düzeyine bakıldı. Tablo 5' deki değerlere bakıldığında her iki karşılaştırma arasındaki ilişki p<0,05 olduğu için anlamlı bulunmuştur. F1 max ve F2 max arasında güçlü korelasyon saptandı. P1 max ve P2 max arasındaki korelasyonun iyi düzeyde olduğu belirlendi.

Tablo 5. Sol ekstremite maksimum kuvvet ve basınç değerlerinin karşılaştırılması

	N	**r***	**p****
F1 max-F2 max	25	,937	,000
P1 max-P2 max	25	,530	,006

F1 max: Yer tepkime kuvvetinin en yüksek birinci değeri; **F2 max**: Yer tepkime kuvvetinin en yüksek ikinci değeri**; P1 max**: Basma fazında oluşan en yüksek birinci basınç; **P2 max**: Basma fazında oluşan en yüksek ikinci basınç; **N:** Katılımcı sayısı; **p**:** Paired t test; **r*:** Spearman korelasyon katsayısı. 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50- 0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

Sağ ekstremite F1 max ve F2 max değerleri; P1 max ve P2 max değerleri arasında korelasyon ve anlamlılık düzeyine bakıldı. Tablo 6' daki değerlere bakıldığında yer tepkime kuvvetleri arasındaki karşılaştırmada ve basınç değerleri arasındaki karşılaştırmada p<0,05 olduğu için istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. F1 max ve F2 max arasında güçlü korelasyon saptandı. P1 max ve P2 max arasında orta şiddette korelasyon olduğu belirlendi.

Tablo 6. Sağ ekstremite maksimum kuvvet ve basınç değerlerinin karşılaştırılması

	N	**r***	**p****
F1 max-F2 max	25	,974	,000
P1 max-P2 max	25	,452	,023

F1 max: Yer tepkime kuvvetinin en yüksek birinci değeri; **F2 max**: Yer tepkime kuvvetinin en yüksek ikinci değeri**; P1 max**: Basma fazında oluşan en yüksek birinci basınç; **P2 max**: Basma fazında oluşan en yüksek ikinci basınç; **N:** Katılımcı sayısı; **p**:** Paired t test; **r*:** Spearman Korelasyon katsayısı 0-0,24 zayıf, 0,25-0,49 orta, 0,50- 0,74 iyi, 0,75-1,00 güçlü korelasyon.

Tablo 7'de sol *M. longissimus'*un YEMG değerlerine bakıldı. Salınım öncesi YEMG değeri ortalamasının yürümenin diğer fazlarına oranla daha fazla olduğu görüldü. Ortalamanın en az olduğu faz ise tek destek fazı olarak saptandı.

Tablo 7. *Sol M. Longissimus*'un yürüme fazlarındaki YEMG birimleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	SD
Yüklenme	25	1	3	1,76	,831
Tek destek	25	1	2	1,28	,458
Salınım öncesi	25	1	3	2,40	,764
Salınım	25	1	3	1,52	,770

N: Katılımcı sayısı; **SD:** Standart deviasyon.

Sağ *M. longissimus'*un yürüme fazlarındaki değerlerine bakıldığında tüm fazlarda minimum maksimum değerlerinin aynı olduğu görüldü. Ortalamanın en yüksek olduğu faz salınım öncesi fazı olarak belirlendi. Ortalamanın en az olduğu faz ise tek destek fazı ve salınım fazı olarak saptandı (Tablo 8). Tablo 7 ve 8'deki değerleri incelediğimizde *M. longissimus'*tan en çok salınım öncesi fazında, en az tek destek evresinde EMG sinyali alındığı saptandı.

Tablo 8. Sağ *M. Longissimus'*un yürüme fazlarındaki YEMG birimleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	SD
Yüklenme	25	1	3	1,68	,802
Tek destek	25	1	3	1,32	,557
Salınım öncesi	25	1	3	2,64	,638
Salınım	25	1	3	1,32	,557

N: Katılımcı sayısı; **SD:** Standart deviasyon.

Sol *M. multifidus*'un yürüme fazlarındaki YEMG değerleri incelendi. Değerlere bakıldığında tüm fazlarda minimum maksimum değerlerinin aynı birimde olduğu görüldü.

Yüklenme fazında diğer fazlara göre YEMG birim ortalamasının daha fazla olduğu saptandı. En az birim değerin salınım fazında olduğu belirlendi (Tablo 9).

Tablo 9. Sol *M. Multifidus'*un yürüme fazlarındaki YEMG birimleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	SD
Yüklenme	25	1	3	2,40	,645
Tek destek	25	1	3	1,68	,627
Salınım öncesi	25	1	3	2,32	,748
Salınım	25	1	3	1,64	,810

N: Katılımcı sayısı; **SD:** Standart deviasyon.

Sağ *M. multifidus'*un yürüme fazlarındaki YEMG değerleri incelendi. Değerlere bakıldığında tüm fazlarda minimum maksimum değerlerinin aynı birimde olduğu görüldü. Salınım öncesi fazında diğer fazlara göre YEMG birim ortalamasının daha fazla olduğu saptandı. En az birim değerin tek destek fazında olduğu belirlendi (Tablo 10).

Tablo 10. Sağ *M. Multifidus'*un yürüme fazlarındaki YEMG birimleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	SD
Yüklenme	25	1	3	2	,645
Tek destek	25	1	3	1,40	,577
Salınım öncesi	25	1	3	2,36	757
Salınım	25	1	3	1,88	,833

N: Katılımcı sayısı; **SD:** Standart deviasyon.

Ölçüm yaptığımız sol - sağ *M. longissimus* ve sağ *M. multifidus*'ta aynı fazlarda en yüksek ve en düşük değerlere ulaşılmıştır. Sol *M. multifidus'*un aktivitesi bu kaslara benzemekle birlikte birebir aynı değildir.

Her bir kasın aynı fazda sol ve sağ EMG birim değerleri arasındaki farkı saptamak için istatistiksel analiz yapıldı. Veriler normal dağılmadığı için Wilcoxon testi uygulandı. *M. longissimus*'un sol-sağ karşılaştırılmasında hiçbir fazda EMG sinyal ortalamaları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık yoktu. *M. multifidus* sol-sağ EMG ortalamaları karşılaştırıldığında sadece yüklenme fazında anlamlı bir farklılık olduğu, diğer fazlarda anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı (Tablo 11).

Tablo 11. Aynı kasların aynı fazlardaki sol-sağ EMG birim aktiviteleri karşılaştırılması

	p*
Sol longissimus yüklenme fazı- Sağ longissimus yüklenme fazı	,663
Sol longissimus tek destek fazı- Sağ longissimus tek destek fazı	,222
Sol longissimus salınım öncesi fazı- Sağ longissimus salınım öncesi fazı	,279
Sol longissimus salınım fazı- Sağ longissimus salınım fazı	,222
Sol multifidus yüklenme fazı- Sağ multifidus yüklenme fazı	,032
Sol multifidus tek destek fazı- Sağ multifidus tek destek fazı	,088
Sol multifidus salınım öncesi fazı- Sağ multifidus salınım öncesi fazı	,782
Sol multifidus salınım fazı- Sağ multifidus salınım fazı	,243

* Wilcoxon signed rank test

Tüm kaslarda sol ve sağ ayrı ayrı olmak üzere EMG birim ortalamaları arasında fazlar arası bir fark olup olmadığı analiz edildi. Toplam 4 değişkene ait dağılımı karşılaştırıp dağılımlar arasında anlamlı bir fark olup olmadığını test etmek için Friedman test kullanıldı. Sol *M. longissimus*, sağ *M. longissimus*, sol *M. multifidus* ve sağ *M. multifidus* değerleri <0,05

bulunduğu için tüm bu kaslarda EMG birim ortalamaları arasında en az bir fazda farklılık olduğu saptandı (Tablo 12).

Tablo 12. Her bir kasın yürüme sırasındaki EMG birim ortalamalarının tüm fazlar arasında karşılaştırılması

	p*
Sol M. Longissimus	,000
Sağ M. Longissimus	,000
Sol M. Multifidus	,001
Sağ M. Multifidus	,000

*Friedman test.

EMG birim ortalamalarında, farklılık olan fazları saptamak için ikili karşılaştırma testi yapıldı. Tüm kaslar tüm fazlarda kendi içinde ikili olarak karşılaştırıldı. Sol *M. longissimus* EMG birim ortalamalarında, farklılık olan fazları saptamak için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, tek destek fazı-salınım fazı arasında p>0,05 olduğu için anlamlı bir farklılık görülmedi. Yüklenme fazı ve salınım fazının ortalaması arasında da p>0,05 olduğu için anlamlı farklılık bulunamadı. Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu (Tablo 13).

Tablo 13. Sol M.Longissimus'un fazlar arası ikili karşılaştırılması

	p*
Tek destek fazı-yüklenme fazı	,008
Tek destek fazı-salınım öncesi fazı	,000
Tek destek fazı-salınım fazı	,185
Yüklenme fazı-salınım öncesi fazı	,018
Yüklenme fazı-salınım fazı	,313
Salınım öncesi fazı-salınım fazı	,002

p*: Paired t test.

Sağ *M. longissimus* EMG birim ortalamalarında, farklılık olan fazları saptamak için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, tek destek fazı-yüklenme fazı arasında p>0,05 olduğu için anlamlı bir farklılık görülmedi. Tek destek fazı ve salınım fazının ortalaması arasında da p>0,05 olduğu için anlamlı farklılık bulunmadı. Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu (Tablo 14).

Tablo 14. Sağ M. Longissimus'un fazlar arası ikili karşılaştırılması

	p*
Tek destek fazı-yüklenme fazı	,395
Tek destek fazı-salınım öncesi fazı	,000
Tek destek fazı-salınım fazı	,356
Yüklenme fazı-salınım öncesi fazı	,000
Yüklenme fazı-salınım fazı	,047
Salınım öncesi fazı-salınım fazı	,000

p*: Paired t test.

Sol *M. multifidus* EMG birim ortalamalarında, farklılık olan fazları saptamak için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, tek destek fazı-salınım fazı arasında p>0,05 olduğu için anlamlı bir farklılık görülmedi. Yüklenme fazı ve salınım öncesi fazı ortalaması arasında da p>0,05 olduğu için anlamlı farklılık bulunmadı. Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu (Tablo 15).

Tablo 15. Sol *M. Multifidus*'un fazlar arası ikili karşılaştırılması

	p*
Tek destek fazı-yüklenme fazı	,000
Tek destek fazı-salınım öncesi fazı	,003
Tek destek fazı-salınım fazı	,832

Tablo 15 (devam). Sol *M. Multifidus*'un fazlar arası ikili karşılaştırılması

	p*
Yüklenme fazı-salınım fazı	,002
Salınım öncesi fazı-salınım fazı	,008

p*: Paired t test.

Sağ *M. multifidus* EMG birim ortalamalarında, farklılık olan fazları saptamak için yapılan ikili karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde, yüklenme fazı-salınım öncesi fazı arasında p>0,05 olduğu için anlamlı bir farklılık görülmedi. Yüklenme fazı ve salınım fazı ortalaması arasında da p>0,05 olduğu için anlamlı farklılık bulunmadı. Yine salınım öncesi fazı ve salınım fazı ortalaması arasında p> 0.05 olduğu için anlamlı farklılık bulunmadı. Diğer fazların kendi aralarındaki ikili karşılaştırmalarında ise p<0,05 olduğu için ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu (Tablo 16).

Tablo 16. Sağ *M. Multifidus*'un fazlar arası ikili karşılaştırılması

	p*
Tek destek fazı-yüklenme fazı	,001
Tek destek fazı-salınım öncesi fazı	,000
Tek destek fazı-salınım fazı	,015
Yüklenme fazı-salınım öncesi fazı	,083
Yüklenme fazı-salınım fazı	,559
Salınım öncesi fazı-salınım fazı	,063

p*: Paired t test.

TARTIŞMA

Yürüme; hareketliliğin temel yollarından biridir. Ayakların belirli sırada ve düzende ilerlemesi ile gerçekleşir. Öncelikli amaç yer değiştirip günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirmek gibi görülse de kişiye daha birçok yarar sağlar. Bunun için herhangi bir hastalık durumunda devreye kompansatuvar mekanizmalar girer. Yürüme devam ettirilmeye çalışılır.

Yürüme deyince aklımıza çoğunlukla alt ekstremite gelse de aslında tam bir vücut egzersizidir. Çünkü kollar ve omurga gibi vücut yapıları da yürümede dengeyi sağlamak için aktif durumdadır. Zajac ve ark. (55) göre; yürüme, tüm vücudun koordine hareketini gerektirir. Bir kas aktivitesi bile yürümeyi etkilemektedir. Bu çalışmanın amacı sağlıklı bireylerde yürüme fazlarında bel kaslarının (*M. multifidus, M. longissimus*) çalışma düzeyini saptamaktır. Bu bilgi ile nörolojik, ortopedik ve diğer sebeplerden dolayı yürüme sırasında patolojileri olan kişilerin, bel kaslarında olan EMG aktivite değişimleri incelenerek muskuloskeletal problemlerden kaynaklanan hastalıkların tedavi programlarının ona göre hazırlanması hedeflenmektedir.

Çalışmamızda yürüme parametrelerini sağlıklı gönüllülerde araştırdık. Gündelik hayattaki standart yürümenin parametrelerini analiz ettik. Elde edilen sonuçları literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırdık.

Adım genişliğine bakılan çalışmalardan; Beauchet ve ark. (64) 2017'de yayınladıkları çalışmada adım genişliğini 10 cm, Chui ve ark. (64) 11cm, Yang ve ark. (67) da 10 cm olarak bulmuşlardır. Ada (23) çalışmasında adım genişliği ortalamasını 7,8 cm, Karahan (5) 6,2 cm

bulmuştur. Kurt (62), çalışmasında 14,31 ±4.59 cm olarak bulmuştur. Başka bir literatür bilgisi de adım genişliğinin 8 cm ± 3.5 cm olduğu yönündedir (60). Çalışmamızda adım genişliği 10,9 cm olarak bulunmuştur. Adım genişliğinin artmasıyla stabilitenin arttığı literatürlerde belirtilmiştir.

Çalışmamızın analizi sonucu çift destek fazı ortalaması %27,6 bulundu. Ada (23) çift destek fazı ortalamasını %27,98, Karahan (5) %27,6, Kurt (62) % 28.52 bulmuştur. Yılmazer (61) sadece erkeklerde yaptığı ölçümde çift destek fazı ortalamasını %25,25 olarak bulmuştur. Literatüre baktığımızda Chui ve ark. (64) bu sonucu %27,45 olarak bulmuşlardır. Bizim bulduğumuz sonuçlar ile benzer sonuçlar ortaya çıktığı gözlemlenmektedir.

Svenningsen ve ark. (63) 2019 yılında yayınladıkları çalışmada spor ayakkabı ile yürüme, kumda yürüme ve özel bir ayakkabı ile yürüme arasında, yürüme parametrelerinin farkı araştırılırken çift adım uzunluğu, yürüme hızı ve çift adım süresini Şekil 19'daki gibi bulmuşlardır. Çift adım uzunluğu ortalaması bizim çalışmamızda 108,04 olup onların çalışmasından daha düşük değerde bulunmuştur bu farklılığın sebebi onların çalışmasında yürüme alanının geniş olması bizim çalışmamızda ise katılımcıların dar bir platformda yürütülmeleri olarak düşünülmüştür.

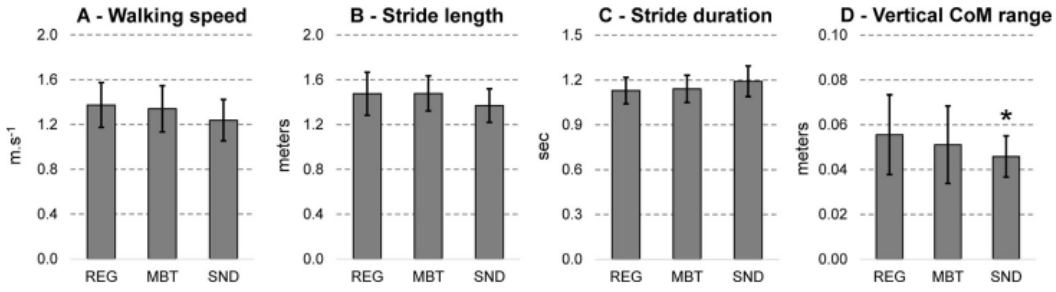


Fig. 3. Mean (SD) walking speed, stride length, stride duration and relative vertical center-of-mass (CoM) range throughout the gait cycle for the regular shoes (REG), MBT shoes (MBT) and walking on sand (SND). * Denotes significant difference in relation to the REG shoes ($p < 0.01$).

Şekil 19. Svenningsen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yürüme parametreleri (63).

Çalışmamızda yürüme hızı 2,9 km/sa olarak bulunmuştur. Bazı çalışmalarda sağlıklı genç erişkinlerde yürüme hızının 1,4±0,2 km/sa olduğu söylenmektedir (56,57). Beauchet ve ark. (64) 2017 yılında yürüme hızını 1,25 km/sa, Dujmovic ve ark. (64) 2017 yılında 1,39

km/sa, Yang ve ark. (64) 2016 yılında 1,41 km/sa olarak bulmuşlardır. Diğer bir çalışmada yürüme hızı Şekil 22'deki gibi bulunmuştur (63). Montero-Odasso ve ark. (66), yürüme hızının 0,7 km/sa altında olmasının düşme için güvenilir bir öngörü faktörü olduğunu ileri sürmüştür. Çalışmalar arasında farklılıklar olması; yaş, boy, cinsiyet, yürüme yolu uzunluğu, etnik köken, o anki psikolojik durum gibi değişkenlerin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Nymark (59) düz zeminde yürüme kadansını 112.3, Hollman ve ark. (68) 111,76, Gomez ve ark. (64) 115,62 olarak bulmuşlardır. Başka bir literatürde Pistacch ve ark. (65) kadansı 113,84 bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda kadans 46,6 bulunmuştur. Platformun kısa olmasının bu sonucu etkilediği düşünülmektedir.

Akşahin ve ark. (69) tarafından pes ekinovarus deformitesi sonucu ameliyat edilip başarılı sonuç elde edilen kişilerin yürüme analizi parametreleri, sağlam taraf ile ve sağlıklı bireyler ile karşılaştırılmıştır. Çalışmalarının sonucunda hasta kişilerin sağlam taraflarında da kompansatuar mekanizma kaynaklı sorunlar tespit etmişlerdir. Hasta kişilerin adım uzunluğu ve yürüme hızı parametreleri kontrol grubuna göre düşük çıkmıştır. Kontrol grubu olarak seçilen sağlıklı 24 bireyde yürüme hızı 1,02 m/sn, kadans 136 adım/dk, adım uzunluğu 0,91 m ve adım zamanı 0,92 sn ve olarak ölçülmüştür.

Taş (38) yaptığı tez çalışmasında 33 diz osteoartritli katılımcının sol taraf yürüme parametrelerini, duruş fazı uzunluğu %64,06, adım uzunluğu 51,36 cm, adım genişliği 20,6 cm; sağ taraf yürüme parametrelerini, duruş fazı uzunluğu %62,67, adım uzunluğu 54,79 cm, adım genişliği 19,51 cm şeklinde bulmuştur. Taş çift adım uzunluğunu 106 cm, kadansı 106, yürüme hızını 0,94 m/sn olarak belirlemiştir. Böylece yürüme parametrelerin birçoğunda sağlıklı katılımcılara göre belirgin miktarda azalma olduğu görülmektedir.

Bazı literatür bilgilerinde ayak rotasyon açısının 7˚-10˚ arasında olduğu söylenmektedir (60). Bizim çalışmamızda sol ayak rotasyonu 10,28˚, sağ ayak rotasyonu 35,57˚ bulunmuştur. Sağ ve sol bacak arasında rotasyon derecelerinde anlamlı bir farklılık olup sağ ayakta değerler daha yüksek çıkmıştır. Çalışmamızda rotasyon değerinin literatürden fazla çıkmasının sebebi; platformda yürüyen katılımcılardan bazılarının platformun sonuna geldiğinde EMG sinyal kaydı durdurulmadan kendi etrafında 180˚ dönüp yürümeye devam etmesidir. Ayrıca katılımcıların baskın tarafının sağ ekstremite olması da sonucu etkilemektedir.

Delbeare ve ark. (70) adım uzunluğunu 59 cm, Hollman ve ark. (68) da 55 cm bulmuştur. Çalışmamızda sol ayak adım uzunluğu 52,9 cm, sağ ayak adım uzunluğu 54,7 cm bulunmuştur.

Hollman ve ark. (68) adım süresini 0,56 sn, Gomez ve ark. (64) 0,53 sn bulmuşlardır. Yılmazer (61) erkek katılımcılarda yaptığı ölçümlerde sol adım süresini 0,94 sn, sağ ayak adım süresini 0,96 sn bulmuştur. Çalışmamız neticesinde adım süresi sol tarafta 0,66 sn, sağ tarafta 0,65 sn bulunmuştur.

Yürüme döngüsünde basma ve salınım fazı için Murray ve ark. tarafından basma fazı yüzdesi %62, salınım fazı %38, çift destek fazı %24 olarak belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda sol taraf basma fazı %63,1, sağ taraf %64,4 olarak bulunmuştur. Sol taraf salınım fazı ortalaması %36,8, sağ taraf %35,5 olarak belirlenmiştir. Hollman ve ark. (68) bu oranları basma fazını %63,9, salınım fazını %36,1 şeklinde, Di Nardo ve Fioretti basma fazını %60,8, salınım fazını %39,2, Nymark ve ark. (59) basma fazını %62,1, salınım fazını %37,9 şeklinde bulmuşlardır.

Tek destek fazı ortalaması Hollman ve ark. (68) tarafından %35,5 olarak bulunurken bizim çalışmamızda da benzer olarak %35,5 ve %36,1 olarak bulunmuştur.

Kılıç (71) yapmış olduğu tez çalışmasında, kontrol grubunda çalışma grubuna göre; tek destek süresi, yürüme hızı, adım uzunluğu ve çift adım uzunluğundaki azalma, basma fazı ve çift destek süresi, adım genişliğindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). Ayrıca yürüme hızı ile VKİ arasında negatif, adım genişliği ile arasında pozitif korelasyon olduğu görülmüştür.

Literatürde Alzheimer, Parkinson, Diabetes Mellitus, Anklizon Spondilit, Romatoid Artrit gibi kronik hastalığı olan kişiler ile sağlıklı kişilerin yürüme analizini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Lokomotor sistemi etkileyen hastalıklarda düşmeye engel olmak ve yürümeyi daha güvenli hale getirmek için yürüme analizinde incelenen adım genişliği, yürüme fazlarının süresi, adım zamanı, kadans gibi parametrelerde, sağlıklı kişilere göre anlamlı farklar olduğu belirlenmiştir (72).

Borrelli ve ark. (75), kinematik yürüme analizinde sağlam ekstremite ve etkilenen ekstremite arasındaki fonksiyonel sonuçları araştırmışlardır. Etkilenen ekstremitede adım uzunluğu ortalamasını 121±16 cm, hızı 112±17 cm/sn ve kadansı da 110±8 adım/dk bulurken,

sağlam ekstremite de ise etkilenen ekstremiteye benzer biçimde adım uzunluğunu 132±24 cm, hızı 121±32 cm/sn ve kadansı da 109±11 adım/m olarak bulduklarını bildirmişlerdir.

Yavuz (76)' un çalışmasında hastalarda yürüme analizi ile bakılan adım genişliği, hız, tempo, salınım fazı ve durma fazı gibi parametreler değerlendirildiğinde operasyondan sonra bu değerlerin sağlıklı bireylerin yürüme parametre değerlerine yaklaştığı anlaşılmıştır.

Kurt (62) bel problemi tanısına sahip çalışma ve kontrol grupları ile sağlıklı kontrol grubu arasında sol ve sağ taraf salınım fazı, çift destek fazı ile yürüme hızı, çift adım uzunluğu açısından farkı istatistiksel olarak anlamlı bulmuştur. Sağlıklı grubun çift adım uzunluğu, yürüme hızı ve salınım fazı yüzdesi, bel problemine sahip gruptan daha fazla; çift destek fazı yüzdesinin daha az olduğunu belirtmiştir.

Ayakta duran bir kişi dik durduğu sırada vücut ağırlığı kadar bastığı yere kuvvet uygular. Newton'un etki-tepki yasasına göre, yer tarafından, bu kuvvetle aynı büyüklükte fakat tersi yönünde kuvvet uygulanır. Bu kuvvete yer tepkimesi kuvveti denir. Yürümenin basma fazı boyunca YTK'nin yeri ve büyüklüğü değişir. Normal yürüme sırasında YTK eklem hizasına yakın geçer. Bu durum stabilite için gerekli olan kuvvetin daha az olmasına yardım eder. Patolojik durumlarda ayakta durma veya yürüyüş sırasında ise eklemler üzerine binen YTK fazladır. Bu durum stabilitenin sağlanabilmesi için kasların daha çok kuvvet üretmesine sebep olur (73).

Yer reaksiyon kuvveti vertikalde M harfi şeklinde iki noktada pik yapan eğri olarak görülür. F1 max dediğimiz ilk tepe noktası topuk vuruşu ile ağırlığın yere basan ayağa aktarılmaya başlandığı yüklenme fazında oluşur. Ağırlık aktarıldıkça YTK azalır. İlk temas esnasında yer reaksiyon kuvvetinin yüksekliği, supinasyon momentinin artmasına sebep olur. F2 max ise salınım öncesi fazında itici kuvvetlerin oluşmasıyla ilişkilidir. Sağlıklı bireylerde en büyük kuvvet bu fazda görülür. Genel olarak plantar fleksörler aktif haldedir. Kişinin ağırlığından daha fazla kuvvet açığa çıkar. Böylece gövde hızlıca öne doğru itilir. Salınım fazında YTK sıfırlanır (23).

İkinci tepe noktasının birinciye göre daha büyük değerde olması; gövdenin öne ilerletilmesine yardım edecek, vücut ağırlığından daha fazla olan itme momentinin oluşması ile açıklanır. Yaptığımız çalışma sonucunda bu açıklamaya uygun olarak her iki tarafta da F2 max ortalaması, F1 max ortalamasından daha büyük bulundu.

Çalışmamızda yürüyüş analizi ile yer tepkime kuvvetleri parametreleri de hesaplandı. Yer tepkime kuvveti değerleri sol ve sağ taraf karşılaştırıldığında F2 max değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Diğer bulgularda bir farka rastlanmamıştır.

Çalışmamızda YTK değerleri arasında korelasyona da bakılmıştır. Sol ve sağ taraflar arasında; F1 max ve F2 max değerleri karşılaştırıldığında güçlü korelasyon ilişkisi bulunmuştur. Ayrıca her iki taraf FT2 değerleri arasında da güçlü korelasyon olduğu görülmektedir.

Bozer (4) yaptığı çalışmada, her iki ayağın en fazla YTK'ne maruz kaldığı bölgenin ayak ön bölgesi, ikinci olarak topuk bölgesi, en az ise ayağın orta bölgesi olduğunu söylemiştir.

Ada (23) tez çalışmasında sol ve sağ bacakta basma fazlarındaki kuvvet değerlerini karşılaştırmıştır. Yüklenme fazında sol ayak 624,7 N, sağ ayak 630,8 N; tek destek fazında sol ayak 534,15 N, sağ ayak 545,8 N; salınım öncesi fazında sol ayak 666,15 N, sağ ayak 671,55 N olarak bulmuştur. Sadece tek destek fazında sol ve sağ taraf arasında anlamlı farklılık saptamıştır.

Yılmazer (61) çalışmasında erkeklerde yaptığı ölçümlerde sol taraf YTK değerlerini F1 max 800,1 N, F2 max 824,82 N, FT1 0,2 sn, FT2 0,55 sn olarak, sağ taraf YTK değerlerini F1 max 768,53 N, F2 max 811,36 N, FT1 0,2 sn, FT2 0,54 sn olarak bulmuştur. Kadın ve erkekler arasında karşılaştırma yaptığında sol ve sağ T1 max değerleri hariç tüm değerlerde anlamlı fark bulmuştur. Çalışmamıza baktığımızda bu değerlere yakın veriler olduğu gözlemlenmektedir.

Kurt (62) bel ağrılı kişilerde sinir mobilizasyonunun ayakta durma ve yürüme parametrelerine etkisine bakarken sağlıklı kontrol gruplarında sol F1 max'ı 686 N, sağ F1 max'ı 702 N, sol F2 max'ı 706 N, sağ F2 max değerini ise 708 N olarak bulmuştur. Zaman maksimum kuvvet 1 yüzdesini sol tarafta 18,15, sağ tarafta 17,05; zaman maksimum kuvvet 2 yüzdesini sol tarafta 46,15, sağ tarafta 45,78 olarak bulmuştur. Çalışma, kontrol ve sağlıklı kontrol gruplarının maksimum kuvvet 1, zaman maksimum kuvvet 1 yüzdesi, maksimum kuvvet 2, zaman maksimum kuvvet 2 yüzdesi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını söylemiştir.

Türk'ün (74) yapmış olduğu çalışmada F1 max olan şok absorbsiyonu ve F2 max olan itme fazını, ayak bileği instabilitesi olan grup ile kontrol grubu arasında karşılaştırmış bir farklılık görülmemiştir.

Giakas ve ark. (77) yaptığı çalışmada yürüme döngüsü boyunca yer tepkime kuvvetinin tutarlı bir şekilde artıp azaldığı saptanmıştır. Sağ ve sol taraf YTK değerleri karşılaştırılmış ve anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda olduğu gibi onlar da iki pik değeri olan grafik eğrisi elde etmişlerdir. Ayrıca birinci maksimum kuvvet zamanı ve ikinci maksimum kuvvet zamanı arasında da anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda da aynı sonuçlara ulaşılmıştır.

YTKV'nün ölçülüp değerlendirilmesi, yürüyüş ve fonksiyonel performansın analizinde basit ve kullanışlı bir yöntem olduğu söylenmektedir. Takahashi ve ark. yaptığı çalışmada hastaların YTKV değerini M şeklinde ve M olmayan şekilde 2 kategoride toplamıştır (78).

Fineberg ve ark. (79) omurilik yaralanması olan hastalarda ReWalk™ yürüme cihazı kullanılarak meydana gelen YTKV değerlerine bakmıştır. En yüksek birinci YTKV değerinin topuk vuruşu fazında, en yüksek ikinci YTKV değerinin salınım öncesi fazında olduğunu bulmuştur.

Literatürdeki diğer çalışmalara baktığımızda YTK değerlendirilirken YTKV değerinin ölçüm yapılan kişinin ağırlığına bölünmesi ile oluşan değerin temel alındığı, yani kuvvetin vücut ağırlığına göre standardize edildiğini görmekteyiz. Böyle yapılmasının sebebi YTKV değerinin farklı kişiler için normalleştirilmeye çalışılmasıdır.

Karahan (5) çalışmasında basma fazında etki eden yer tepkime kuvveti eğrisine bakmıştır. Kuvvetin en yüksek ilk değerini deneklerin tümünde tek destek evresinin başlarında, en yüksek ikinci değerini deneklerin çoğunda tek destek evresinin sonunda olduğunu söylemiştir. En düşük kuvvet değerinin ise deneklerin tümünde tek destek evresinin ortalarında görüldüğünü belirtmiştir.

Nagahara ve ark. (80) kısa koşuda hızlanma ve maksimum hız performansı sırasında YTK'ne bakmışlardır. Hız arttıkça itme kuvvetinin arttığını ve YTKV'nün buna bağlı olarak arttığını belirtmişlerdir.

Kenneth ve ark. (81) ‘Vücudun iki farklı vücut bileşeninin ağırlığını bilerek YTK dalgalarını hesaplayabiliriz’ hipotezini öne sürerek farklı hızlarda ilerleyen 43-105 kg arasında 42 denekle bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada 1. vücut ağırlığı alt bacak ağırlığı olup tüm vücut ağırlığının %8’i olarak, 2. vücut ağırlığını da geriye kalan vücut ağırlığı yani tüm vücut ağırlığının %92’si olarak hesaplanmıştır. Çalışmanın sonucunda koşma sırasında oluşan kuvvet-zaman grafiğinin öngörülen grafikle benzer olduğu bulunmuştur.

Kılıç (82) yaptığı tez çalışmasında ön çapraz bağ tamirinin alt ekstremite biyomekaniğine etkisine bakarken kısa sıçramalar sırasında sağlıklı bireyler ve ön çapraz bağ tamiri olan kişilerde YTK’ni karşılaştırmıştır. İlk temas anı, sıçrama anı ve son temas anında yapılan karşılaştırmalarda anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

YTK yürüme sırasında patolojik bulguları olan bireylerin yürümelerinin normalleştirilmesi dolayısıyla yaşam kalitesinin arttırılmasında da önemli bir yere sahiptir. Başarılı bir alt ekstremite ortezi tasarlayabilmek için hem YTK’ni hem de üç nokta basınç prensibini iyi bilmek gerekir. Ortez kullanılırken YTK kontrol altında tutulabilir, şiddeti ve yönü değiştirilebilir. Üç nokta prensibinde baskı noktaları; rotasyon ekseni üzerinde, rotasyon ekseni altında ve diğer iki baskı merkezine zıt yönde rotasyon ekseninin üzerindedir. Kaldıraç kolunun uzun olması kontrol bakımından önemlidir. Baskı noktalarının geniş olması hastanın ağrı duymaması ve konforu açısından önemlidir (72).

Masani ve ark. (83) 10 sağlıklı erkek katılımcıda vertikal yer reaksiyon kuvvet grafiğini iki tepeli bulmuşlardır. Grafik bizim sonuçlarımızla uyumludur fakat onlar birinci en yüksek kuvvet değerini ikinci değerden daha yüksek olarak bulmuşlardır.

Başka bir çalışmada genç ve yaşlı katılımcılar arasında 3 farklı hızda yürüme analizi yapılmıştır. Sonuçlar karşılaştırıldığında her iki grup için de yürüme hızının artmasıyla yer tepkime kuvvetindeki maksimum değerin arttığı sonucuna varılmıştır. Fakat yaşlılarda en yüksek hızda ölçülen maksimum YTK değeri, gençlerde en yavaş hızda yürürken ölçülen maksimum YTK değerine ulaşamamıştır. Yürüme hızındaki artış ile oluşan YTK grafik eğrilerindeki değişiklikler her iki grup için de benzer bulunmuştur. Yine aynı çalışmada her hızda yaşlı katılımcılarda ölçülen ön ayaktaki basınç değeri, gençlere göre daha düşük çıkmıştır. Ayrıca 1. metatarsaldaki basınç değişiminin yaşlılarda gençlere göre daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır. Tüm bu sonuçlar doğrultusunda fizyoterapistlerin egzersiz yaptırdığı sırada sadece egzersiz türlerini, sürelerini, sıklıklarını veya yoğunluklarını göz

önünde bulundurmaları değil, aynı zamanda en azından sağlıklı yaşlı bireylere egzersizler yaptırırken, hareket kalıplarını da göz önünde bulundurmaları gerektiği sonucuna varılmıştır (84).

Yürüme parametrelerinin ve YTK'nin iki taraf için simetrik olması yürüme sırasında stabilite ve denge için önemli olduğu literatürde belirtilmiştir. Ayrıca küçük adım uzunluğu VAM'nin dikey yöndeki hareketini azaltacağı için stabiliteyi arttırır, enerji tüketiminin de azalmasına sebep olur (84).

Braun ve ark. (85) Zebris cihazı ile yaptıkları çalışmada 18-37 yaş arası 12 sağlıklı bireyde; 1 m/s hızında yürürken maksimum kuvveti sol tarafta 837 N, sağ tarafta 861 N bulmuşlardır. 1.7 m/s hızda ise maksimum kuvvet solda 1002 N, sağda 1010 N bulmuşlardır. İki hızda bu verileri karşılaştırdıklarında ise anlamlı bir fark bulamamışlardır. Çalışma ayakkabı ile gerçekleştirildiği için basınç grafiğine bakılmamıştır. Çalışmamızda gönüllüler ayakkabısız yürütülmüş ve basınç grafikleri alınmıştır.

Çalışmamızda basınç grafiği ortalama kuvvet grafiğine benzer şekilde bulunmuştur. M harfi şeklinde iki tepe değeri olan grafikler meydana gelmiştir. Karahan (5) da çalışmasında grafiklerin benzerliğinden bahsetmiştir.

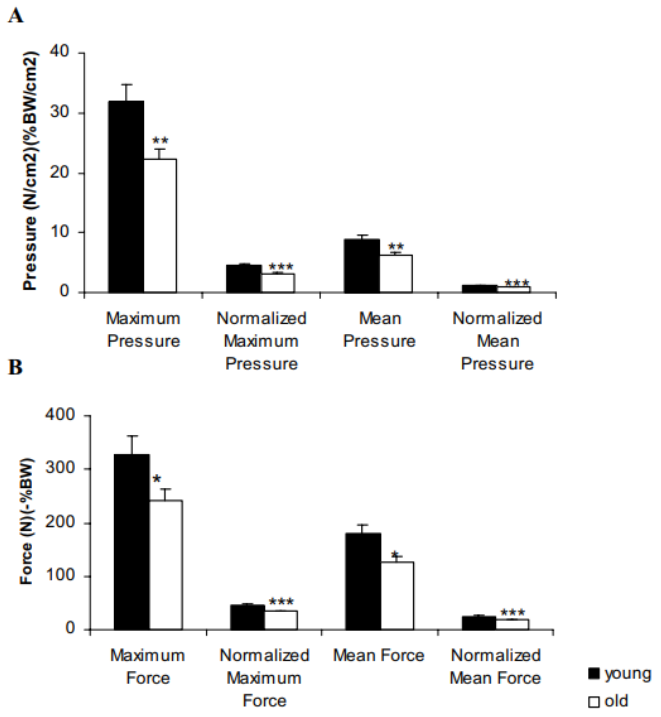
Kurt (62), ön ayak maksimum basınç, orta ayak maksimum basınç, arka ayak maksimum basınç sağ ve sol ayak ilk, anlık ve son ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamıştır.

Ayak bileği instabilitesi olan sporcular ve sağlıklı denekler arasında yürüme sırasında bazı parametreleri değerlendiren Nawata ve ark. (86) iki ölçüm parametreleri arasında anlamlı fark olacağı hipotezini öne sürmüştür. Denekleri serbest yürüyüş stilinde yürütmüş, ayak rotasyon açısı ve pronasyon supinasyon indeksini hesaplamıştır. Sonuç olarak iki grup arasında plantar basınç değerlerinde anlamlı farklılık bulunmuştur. Ayak bileği instabilitesi olanlarda rotasyon açısının anlamlı şekilde azaldığını söylemişlerdir.

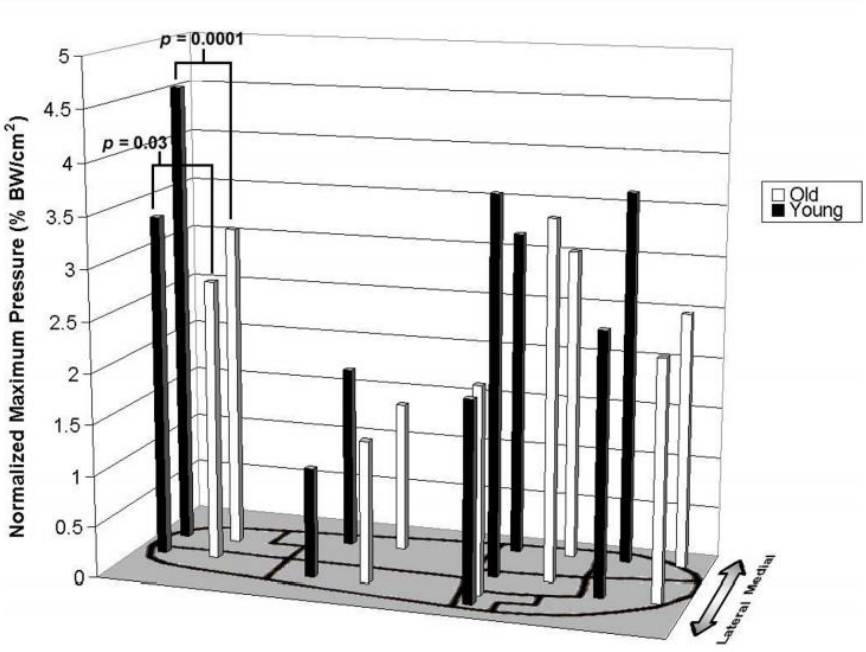
Brown ve ark. (87) ortezi olan ve olmayan kişilerde yürüyüşü değerlendirmiştir. Ayağı 8 bölgeye ayırarak yürüme sırasında bu bölgelerde oluşan pik basınç değerlerine bakmışlardır. Dört bölgede istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Ayrıca ortez kullanımı ile bazı noktalarda basınç azaltıldığını fakat bu sırada diğer bölgelerde basınç artışı olabildiğini söylemişlerdir.

Diğer bir çalışmada diyabetik hastalarda nasır sökülmesinin dinamik plantar ayak basınçlarına etkisine bakılmıştır. Ortalama topuk basınçları arasında tedavi öncesinde ve sonrasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca tedavi edilen bölgelerdeki maksimum basınç değerlerinde ortalama 3,9 kg/cm2 değerinde azalma görülmüştür (88).

Hessert ve ark. (89) 9 genç erişkin, 6 yaşlı birey olmak üzere 15 sağlıklı katılımcıda normal yürüme sırasında ayak basınç dağılımını değerlendirmişlerdir. Basınç dağılımını 99 sensöre sahip ayakkabı tabanlığı kullanarak ölçmüşlerdir. Ortalama ve maksimum kuvvet, ortalama ve maksimum basınç parametrelerine bakmışlardır (Şekil 20). Yaşlı katılımcılarda ölçülen kuvvet ve basınç değerleri genel olarak daha düşük bulunmuştur. Ayak basıncı dağılımı genç ve yaşlı gruplar arasında bazı bölgelerdeki değişkenler için oldukça farklı bulunmuştur ($p < 0.00001$). Çalışmada 9'a ayrılan ayak anatomisi bölgesinin tümü için maksimum basınç dağılımındaki farklılıklar Şekil 21'de gösterilmiştir. Bu veriler vücut ağırlığına göre normalize edilmiş verilerdir.



Şekil 20. Maksimum ve ortalama basınç, maksimum ve ortalama kuvvet grafikleri (89).



Şekil 21. Genç ve yaşlı katılımcılarda maksimum basınç dağılımı (89).

Çalışmamızda sol ve sağ ekstremitelerin kendi içinde F1 max ve F2 max değerleri; P1 max ve P2 max değerleri arasında korelasyon düzeyine ve anlamlı farklılık olup olmadığına bakıldı. Sol tarafta her iki karşılaştırma arasında da anlamlı farklılık bulundu. Tüm korelasyon sonuçları pozitif yönde bulundu. Kuvvet değerleri arasında güçlü korelasyon, basınç düzeyleri arasında iyi düzeyde korelasyon belirlendi. Sağ tarafta da her iki karşılaştırma arasında belirgin farklılık bulunurken kuvvet değerleri arasında güçlü, basınç değerleri arasında orta düzeyde korelasyon bulundu.

Uygulaması kolay olan YEMG sinyalini etkileyen birçok faktör vardır. Bu nedenle sinyallerin değerlendirilmesi bir hayli zordur. Ölçülen kas liflerinin çapı ve tipi, deri altındaki dokunun kalınlığı, o anki kan dolaşımı ve yorgunluğun yanı sıra ölçümde kullanılan elektrotların doğru yerleştirilmesi de EMG sinyallerinin doğru bir şekilde kaydedilmesi için önemlidir (90). Çalışmamızda elektrotlar SENIAM kriterlerine göre yerleştirilmiştir.

EMG sinyalinin doğruluğunu etkileyen başka bir durum ise yakındaki kaslardan yansıyan sinyallerin minimum düzeyde olmasına bağlıdır. Bu yüzden kaydedilen sinyallerin tam manasıyla izole olduğu söylenemez. Bu durumu önlemek için bazı filtreleme yöntemleri kullanılır. Çalışmamızda teste başlamadan önce katılımcılar dinlenme pozisyonunda iken kastan gelen sinyaller incelenerek elektrotların bir gürültü algılayıp algılamadığı gözlenmiştir.

Elektrotlar alkol ile temizlenmiş cilt yüzeyine yapıştırılmış ve yerinden çıkma ihtimaline karşı flaster ile sabitlenmiştir. Kabloların birbirine sürterek oluşacak artefaktları engellemek için kablolar velkro bant ile vücuda sabitlenmiştir. Kasılmalar sırasında bağlanan kablolarının hareket etmemesine dikkat edilmiştir. Tüm katılımcıların her iki tarafı da ölçülmüştür (90).

Soylu ve ark. (91) çalışmasında kas yorgunluğundan en az etkilenen ve maksimum voluntary contraction (MVC) değerinin hesaplanması için en iyi aralığın EMG aktivitesinin başladığı yerden maksimum kuvvete ulaştığı zamana kadar geçen aralığın olduğu söylenmiştir. Eser (90) de tez çalışmasında bu bulguyu destekleyici sonuçlar bulmuştur.

Araştırmamızda sol *M. longissimus'*un yürüme döngüsü fazlarındaki YEMG sinyal değerlerine baktığımızda en fazladan en aza doğru; salınım öncesi, yüklenme, salınım ve tek destek evreleri olarak bulundu. Bu kasın EMG birim ortalamalarını kendi içinde tüm fazlar arasında karşılaştırdığımızda $p<0,05$ bulunmuş, en az bir fazda anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır. En fazla ortalama EMG birim değerine sahip olan salınım öncesi ve yüklenme fazı kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En az ortalama EMG birim değere sahip olan salınım ve tek destek fazları arasındaki karşılaştırma da anlamlı bir fark bulunamamıştır. Salınım öncesi (en yüksek EMG birim ortalaması) ve tek destek (en düşük EMG birim ortalaması) evreleri karşılaştırıldığında p=,000 olduğu için istatistiksel olarak fark bulunmuştur.

Sağ *M. longissimus'*un yürüme döngüsü evrelerindeki EMG değerlerine baktığımızda ortalamanın en yüksek olduğu evre salınım öncesi daha sonra yüklenme evresi olarak bulunmuştur. Salınım ve tek destek evreleri ortalamalarının eşit olduğu görülmüştür. Bu kasın EMG birim ortalamalarını kendi içinde tüm fazlar arasında karşılaştırdığımızda $p<0,05$ bulunmuş, en az bir fazda anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır. En fazla ortalama EMG birim değerlerine sahip olan salınım öncesi ve yüklenme fazı kendi aralarında karşılaştırıldığında p=,000 bulunmuş anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Salınım öncesi (en yüksek EMG birim ortalaması) ve tek destek-salınım (en düşük EMG birim ortalaması) evreleri karşılaştırıldığında p=,000 olduğu için istatistiksel olarak fark bulunmuştur.

Fransson ve ark. (92) yaş ortalaması 26 olan 7 kadın 5 erkek toplamda 12 katılımcı ile sünger ile sert zemin üzerinde sabit durma sırasında vücut hareketlerine ve bacak kaslarının EMG aktivitesine bakmışlardır. Bu çalışmada postural kontrolun hangi zeminde hangi koşullarda daha aktif olduğunu saptamaya çalışmışlardır. Her iki zeminde de gözler açık ve

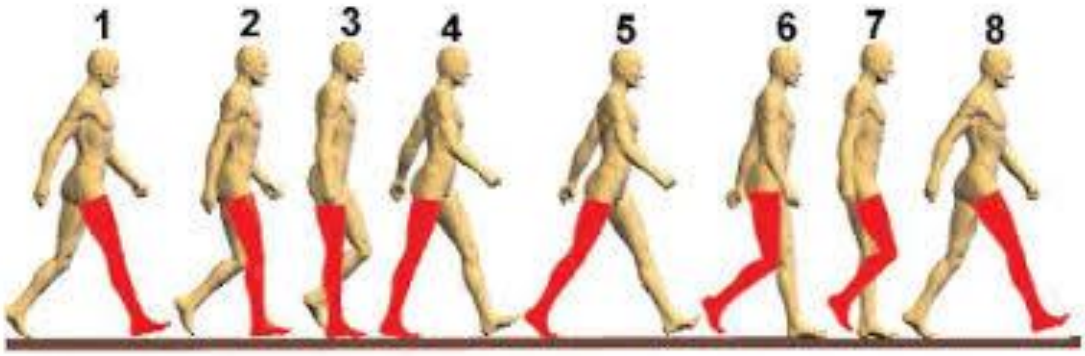
kapalı olarak test yapılmıştır. Çalışma sonucunda sünger yüzeyde her iki durumda da bacak kaslarında EMG aktivitesinin sert zemine göre belirgin bir şekilde arttığını söylemişlerdir. Vücut segmentlerinde özellikle de diz ekleminde hareketlerin artması ve postural stabilitenin yeniden sağlanmaya çalışılması olduğunu söylemişlerdir. İlerleyen zamanlarda buna benzer çalışmalar yapılırken bel kaslarının da değerlendirilmesi düşünülmelidir.

Araştırmamızda sol *M. multifidus*'un yürüme döngüsü fazlarındaki YEMG sinyal değerlerine baktığımızda en fazladan en aza doğru; yüklenme, salınım öncesi, tek destek ve salınım evreleri olarak bulundu. Bu kasın EMG birim ortalamalarını kendi içinde tüm fazlar arasında karşılaştırdığımızda $p<0,05$ bulunmuş, en az bir fazda anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır. En fazla ortalama EMG birim değerine sahip olan yüklenme ve salınım öncesi fazı kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En az ortalama EMG birim değere sahip olan tek destek ve salınım fazları arasındaki karşılaştırma da anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yüklenme (en yüksek EMG birim ortalaması) ve salınım (en düşük EMG birim ortalaması) evreleri karşılaştırıldığında $p=,002$ olduğu için istatistiksel olarak fark bulunmuştur. Ayrıca tek destek ve yüklenme fazları arasında, tek destek ve salınım öncesi fazları arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

Sağ *M. multifidus*'un yürüme döngüsü evrelerindeki EMG değerlerine baktığımızda ortalamanın en yüksek olduğu evre salınım öncesi daha sonra yüklenme evresi olarak bulunmuştur. Bunu salınım fazı ve tek destek evresi takip etmiştir. Bu kasın EMG birim ortalamalarını kendi içinde tüm fazlar arasında karşılaştırdığımızda $p<0,05$ bulunmuş, en az bir fazda anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır. En fazla ortalama EMG birim değerlerine sahip olan salınım öncesi ve yüklenme fazı kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunamamıştır. Salınım öncesi (en yüksek EMG birim ortalaması) ve tek destek (en düşük EMG birim ortalaması) evreleri karşılaştırıldığında $p=,000$ olduğu için istatistiksel olarak fark saptanmıştır.

Bu sonuçlar doğrultusunda incelediğimiz 4 kasın da benzer fazlarda daha aktif çalıştığını gözlemlemekteyiz. Sol-sağ *M. longissimus* ve sağ *M. multifidus* EMG birim değerleri en fazla salınım öncesi evresinde elde edilmiştir. Basma fazındaki ayağın YTKV bu evrede kalça ve dizin arkasından geçer, aynı tarafta kalça hızla maksimum ekstansiyona gelirken lomber ekstansiyon hareketi de gerçekleşir. Lordoz artar. *M. erector spinae* kısalır (Şekil 22). Bizim çalışmamızda incelediğimiz kaslar da lomber ekstansör kasları olduğu için beklediğimiz sonuçlar meydana gelmiştir. Literatürdeki çalışmalara baktığımızda yürüme

döngüsünde genel olarak alt ekstremite hareketlerinin ve bu hareketi meydana getiren alt ekstremitede yer alan kasların incelendiğini görmekteyiz. Çalışmamızın literatürdeki bu eksikliği tamamlayacağını düşünmekteyiz.



Şekil 22. Yürüme döngüsünün fazları (36).

Çalışmamızda aynı kasın aynı evrelerdeki EMG birim ortalama değerlerinin sol-sağ taraf karşılaştırılması da yapılmıştır. Wilcoxon signed rank test ile analiz ettiğimiz bulgulardan çıkan 8 sonuçtan sadece *M. multifidus'*un yüklenme evresindeki sol-sağ EMG birim ortalamaları değerinde anlamlı farklılık saptanmıştır. Diğer hiçbir evrede istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu sonuçlar bize sağlıklı erkeklerde yürüme sırasında meydana gelen fazlarda iki tarafta yer alan *M. longissimus* ve *M. multifidus'*un kendi içinde dengeli bir şekilde çalıştığını gösterebilir. Bu kaslar arasındaki koordinasyon ve dengeli çalışma yürüme sırasında bel bölgesinde stabilizasyonun sağlanabilmesi için önemlidir (93).

Crosbie ve ark. (94) 108 sağlıklı bireyde yaptıkları çalışmada yürüme sırasında omurga hareketlerinin özellikle de bel bölgesinde meydana gelen fleksiyon, ekstansiyon ve lateral fleksiyon hareketlerinin pelvis hareketlerine tamamlayıcı nitelikte olduğunu söylemişlerdir. Yürüme sırasında omurgada meydana gelen lateral fleksiyonun ortalama tepe değerini 9°, ortalama tepe rotasyon değerini 4,5°, ortalama tepe fleksiyon ekstansiyon değerini 3,5° bulmuşlardır. Lateral fleksiyon değerinin tepe noktasına erken salınım evresinde ulaştığını saptamışlardır. Lomber bölgede hareket ağırlık taşıyan uzuv yönünde iken pelvis hareketi salınım fazı yönündeki tarafta olduğunu, pelvik yer değiştirmeyi takip eden lomber bölge hareketlerinin koordinasyonu ile normal yürümenin gerçekleştiğini raporlamışlardır.

Yang ve ark. (95) 9 sağlıklı genç bireyde 3 farklı yürüme hızında transvers plandaki pelvis ve omurga hareketlerine bakmışlardır. Yürüme hızı arttıkça adım uzunluğunun arttığını, döngü süresinin kısaldığını, toraks ve L1 deki açısal yer değiştirmenin azaldığını fakat L5 ve pelviste arttığı sonucuna varmışlardır. Pelvis rotasyonun artmasının sebebinin adım uzunluğunun artmasını kolaylaştırmak olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca yürüme hızı arttıkça pelvis rotasyonunun gövde rotasyonunu belirlediğini söylemişlerdir.

Roy ve ark. (93) lomber kas yorgunluğu ve kronik bel ağrısı arasındaki ilişkiye bakmışlardır. Bu çalışmada elektrot *M. longissimus* için L1, *M. multifidus* için L5 *Proc. spinossus*'un 3 cm lateraline yapıştırılmıştır. Bipolar elektrot kullanılmıştır. Elektrotlar kas liflerine paralel yerleştirilmiştir. Referans elektrot çalışmamızdaki gibi C7 *Proc. spinossus* üzerine yerleştirilmiştir. Ayrıca *M. longissimus'*un elektrot yerleşimi de çalışmamızdaki yerleşim ile aynıdır.

Jonsson (96) ekstansiyon sırasında L5 seviyesine konulan elektrottaki *M. multifidus*'un EMG aktivitesinin arttığını söylemiştir. Ekstansiyon hareketi ve *M. multifidus* arasında yüksek korelasyon olduğunu raporlamıştır.

Dieen ve ark. (97) lomber ekstansiyon hareketinde L1 ve L5 düzeyinden alınan EMG sinyallerinin temel hareket ettirici kaslara ait olduğunu söylemiştir. Bu bölgelerden sinyal alınan kasları *M. longissimus* ve *M. multifidus* olduğunu belirtmiştir. Yorgunluk sırasında da ilk etkilenimlerin bu kaslardan gelen sinyallerde gözlendiğini söylemişlerdir. Ayrıca *M. longissimus*'tan gelen EMG sinyallerinin güçlü bir kas olan *M. latissimus dorsi*'den etkilendiğini bu yüzden sonuçların yanıltıcı olabileceğini rapor etmişlerdir.

Bel kısmındaki *M. erector spinae* birçok çalışmada YEMG kullanılarak araştırılmıştır. Örneğin, Lavender ve arkadaşları, 2007; Plamondon ve arkadaşları, 2006; de Oliveira ve Nadal, 2004; Chen ve arkadaşları, 2006; Renkawitz ve arkadaşları, 2006; Chow ve arkadaşları, 2003; Caldwell, 2003; Watkins ve arkadaşları, 1996; Marshall and Murphy, 2006; Heinonen ve arkadaşları, 2005 yılında YEMG kullanarak çalışma yapmışlardır (98). Bizim çalışmamızda da bipolar gümüş/gümüş klorür YEMG elektrot kullanılarak analiz yapılmıştır.

EMG ölçümlerinde aynı koşullarda aynı ölçüm sırasında amplitüt değeri değişkenlik gösterebilir. Bu değişkenlik çeşitli faktörlerle ortaya çıkar. Bireysel anatomi ve fizyolojideki farklılıklar; kasın şekli ve büyüklüğü, kas ve elektrot arasındaki yağ tabakası (Nordander ve

arkadaşları, 2003), belirli bir görevin yerine getirilme şekli (Petrofsky ve Lind, 1980); kas yorgunluğunun gelişimi (Hagberg, 1981); ekipmandaki değişkenlik, örneğin elektrot özellikleri, empedans, sistem gürültüsü ve filtre ayarları (Vigreux ve arkadaşları, 1979); ve elektrot konumlandırma gibi sebeplerden dolayı sinyal şiddetleri farklı olabilmektedir (98).

Birkaç çalışmada, bipolar elektrot çiftlerinin önerilen pozisyondan başka bir konuma yerleştirilmesi olarak tanımlanan elektrot dislokasyonunun etkisi araştırılmış ve normalden farklı sonuçlar meydana geldiği görülmüştür (99).

De Nooij elektrotların yerleşiminde yer değişiminin etkisini vurgulamak amacıyla bir çalışma yapmıştır. Her elektotu olması gereken yerden 2.5 cm uzağaklıktaki yerlere yerleştirmiştir. Bu çalışma sonucunda elektrotlardaki lateral yer değiştirmenin *M. erector spinae* YEMG sinyal şiddetinde klinik olarak anlamlı düşüşe sebep olduğunu göstermiştir. Bunun için elektrot yerleşiminde mediolateral yöndeki konumlandırmanın doğruluğu çok önemlidir. Superior-inferior yönlerdeki yer değişiminde anlamlı bir farka ulaşamamıştır (98).

Chakraverty ve ark. (100) yaptıkları çalışma sonucunda YEMG elektrotlarının yapıştırıldığı yerler hakkındaki şu ana kadar yayınlanan kılavuzların her ne kadar araştırmacılara yardımcı olduğunu kabul etse de kesin olarak doğru olmadığını, elekrot yerleşimlerinin hala yanlış olabileceğini söylemişlerdir.

Genel olarak YEMG çalışmalarında olduğu gibi, De Nooij'in çalışmasında da bireyler arası farklılıkların YEMG şiddetinde önemli bir değişkenlik kaynağı olduğu gösterilmektedir. Bazı araştırmalar denekler, günler ve çalışmalar arasında karşılaştırmalar yapıldığında YEMG şiddetinin normalleşmesinin önemini vurgulamaktadır. YEMG şiddetini normalleştirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntem, kasın maksimum istemli kasılması sırasında YEMG şiddeti ile ilişkilendirmektir. Bizim çalışmamızda da katılımcılardan alınan EMG sinyalleri maksimum istemli kasılma şiddetine göre normalizasyonu yapılmıştır (98,100,101,102).

Ayakta normal duruş pozisyonunda ekstansör kaslar gevşek haldedir. Fleksiyon sırasında hareketin kontrollü olmasını sağlamak amacıyla *M. erector spinae* eksantrik olarak kasılmaya başlar. Fleksiyonun son zamanlarında kalça ekstansör ve hamstring kaslarının uzamasıyla birlikte pelviste öne rotasyon olur. Fleksiyon sonunda ise yapılan EMG çalışmaları *M. erector spinae'*nın özellikle yüzeyel liflerinde elektriksel aktivitenin olmadığını göstermiştir. Kronik bel ağrılı hastalarda bu durumdaki ölçümlerde değişiklikler saptanmıştır. Gövdenin tam fleksiyonu sırasındaki gevşemenin bel ağrılı hastalarda olmadığı,

M. erector spinae'da sağlıklı kişilere göre elektrik aktivitesinin artmış olduğu gösterilmiştir (103).

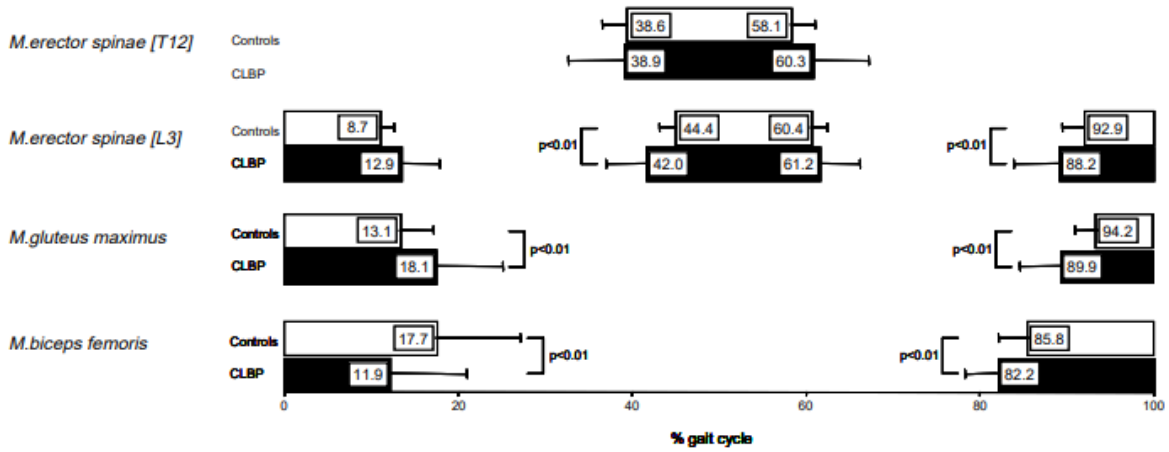
Son çalışmalar derin ve yüzeyel lomber paraspinal kasların çeşitli hareketlerde farklı seviyelerde aktif olduğunu söylemektedir. Caldwell ve ark. (104) tekrarlayan kürek çekme hareketini 3 aşamaya ayırıp *M. longissimus* ve *M. multifidus*'un EMG aktivitesine bakmışlardır. Maksimum istemli kontraksiyon düzeyine göre normalizasyon işlemini gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucunda her üç aşamada da %50 maksimum istemli kontraksiyon seviyesinden %80 istemli kontraksiyon seviyesine önemli derecede artış gözlenmiştir. Diğer literatür çalışmaları ile kıyasladıklarında bu çalışmada kaydedilen elektriksel aktivitenin daha yüksek düzeyde olduklarını görmüştür (104,105).

Musculus multifidus aktivitesine T8 ve T11 düzeyinde bakan Lee ve arkadaşları bu kasın omurga hareketlerinden olan lateral fleksiyon ve rotasyon arasında bağlantı sağladığını ileri sürmüşlerdir. Lomber bölgede yüzeyel *M. multifidus* aktivitesinin omurgaya etki eden kuvvetin yönünde olduğunu, derin fasiküllerin aktivitesinin ise kuvvetin yönüne bağlı olmadığını söylemişlerdir (104).

Başka bir çalışma *M. multifidus* aktivitesinin cilt yüzeyinden kaydedilen yüzeyel EMG sinyalleri ile doğru bilgiler alınamayacağını öne sürmüştür. Bu çalışmanın sonucunda *M. multifidus* üzerine yerleştirilen yüzeyel elektrotların bitişiğindeki *M. longissimus* aktivitesine, derinde bulunan *M. multifidus* aktivitesine göre daha duyarlı olduğu tespit edilmiştir. Arokoski ve ark. (106) yüzeyel elektrotların, yüzeyel ve iğne elektrotların ortalama ve maksimum sinyalleri arasında gözlenen yüksek korelasyonlara dayanarak *M. multifidus* aktivitesine duyarlı olduğunu öne sürdüler. Yazarlar, tartışmalarında, bu korelasyonların, en azından kısmen bitişik kasların koaktivasyonunun bir sonucu olabileceğini ve bu çalışmanın bu çıkarımı destekleyeceğini belirtmişlerdir (105,106).

Mevcut araştırmalar, lomber *M. multifidus'*un değişen aktivitesinin bel ağrısına etkisinin olup olmadığını belirlemek amacıyla bu kasa odaklanmıştır. Vogt ve ark. (109) da son 12 ay boyunca bel ağrısı olan yaşları ortalaması 36.3 olan 17 erkek katılımcı ve yaşları ortalaması 33.7 olan 16 erkek gönüllü ile yürüme sırasında nöromuskuler kontrolu değerlendirmişlerdir. Kontrol grubu ve çalışma grubundaki katılımcılar 1.25 m/s hızında yürüme bandında yürütülmüşlerdir. İki grup arasında kalça eklemi hareket açıklığındave çift adım süresinde anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Patolojik grupta *M. biceps femoris* ve *M.*

gluteus maksimus EMG değerlerine anlamlı farklılık bulunmuştur. Ayrıca *M. gluteus maksimus* ve L3'ten alınan *M. erector spinae* elektriksel aktivitesinin patolojik grupta sağlıklı gruba göre önemli derecede uzadığını saptamışlardır. T12'den alınan *M. erector spinae* EMG tepe değerleri arasında anlamlı bir fark görülememiştir. Gruplar için seçilen tüm kasların EMG başlangıcı ve bırakma zamanları Şekil 23'te gösterilmiştir. (108,109).

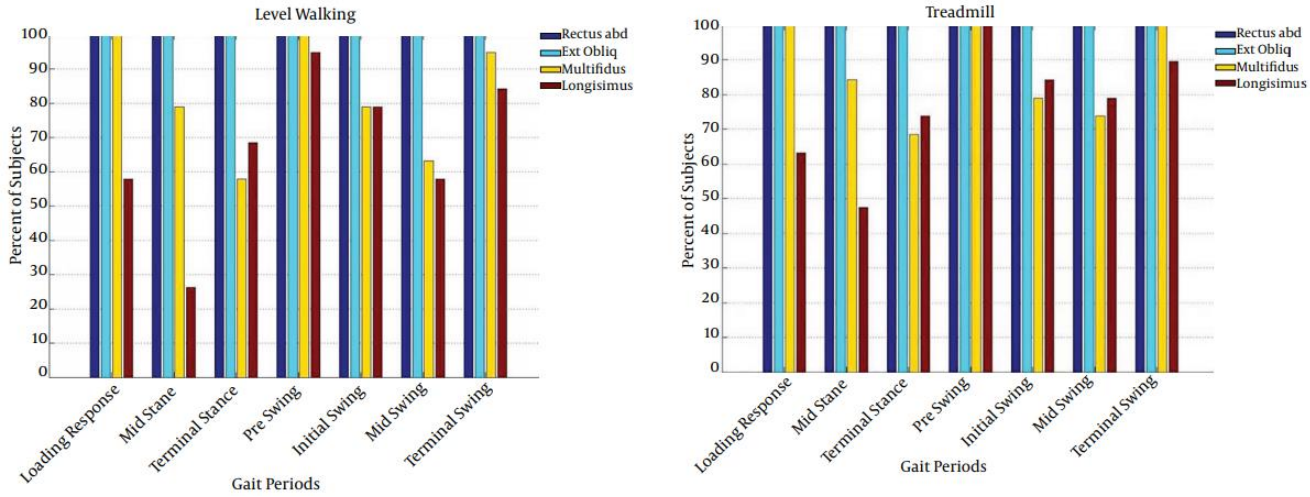


Şekil 23. Her iki grup için kaslardaki EMG aktivitesinin başlangıç-bitiş zamanları (108).

Çalışmamızda yerde sabit duran platform üzerinde ölçüm yapılmıştır. Bu durumun ölçüm sırasında kişisel farklılıklardan meydana gelen sonuçlardaki değişimi arttıracağı akla getirmektedir. Mazahari ve ark. (110), gövde ve alt ekstremite kaslarının aktivasyon paterninin koşu bandı ve zeminde yürüyüş sırasında farklı olduğu hipotezini öne sürmüşlerdir. Biyomekaniksel farklılıklar sebebiyle bu iki yürüyüş sırasında çeşitli kas kasılması şekillerinin meydana geleceğini düşünmüşlerdir. Zemin ve koşu bandı yürüyüşü sırasında seçilen gövde ve alt ekstremite kaslarının aktivasyonunun amplitüdü ve süresinin karşılaştırılmasını amaçlayarak çalışma yapmışlardır. 20-40 yaş arası 19 sağlıklı erkek, basit örnekleme ile çalışmamızdaki dahil edilme kriterleri ile benzer şekildeki kriterler doğrultusunda çalışmaya dahil edilmişlerdir. Zeminde ve koşu bandında yürüme hızını eşleştirmek için katılımcılar, kendi ayakkabılarıyla belirli bir mesafede kendi seçtikleri bir hızda yürümeye başlarken zaman dijital bir kronometre ile kaydedilmiştir. Böylece her katılımcı için ayrı ayrı yürüme hızı belirlenmiştir. Katılımcılar koşu bandında 5 dakika boyunca bu belirlenen hızda yürütülmüşlerdir. Gövde kaslarından *M. longissimus* ve *M.*

multifidus'un aktivitesine çalışmamızda olduğu gibi yüzeyel EMG ile bakılmıştır. *M. multifidus* aktivitesi için yüzeyel elektrot bizim çalışmamızdaki ile aynı noktaya yerleştirilirken, *M. longissimus* için yerştirilen elektrot çalışmamızdaki noktadan 1-2 cm daha laterale yerleştirilmiştir.

Mazahari ve ark. (110) çalışmasında EMG verileri alınırken her katılımcı için 2 ayrı dosya açılmıştır. İlk dosyaya zeminde yürüme sırasında alınan veriler ikincisine koşu bandında alınan veriler kaydedilmiştir. Zeminde ve koşu bandında yürüme sırasında *M. multifidus* aktivitesinin en fazla görüldüğü evre yüklenme ve salınım öncesi evre olduğunu söylemişlerdir. Çalışmamızdaki veriler de bu şekilde kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda zeminde ve koşu bandına yürüme sırasındaki gövde ve alt ekstremite kaslarının elektromiyografik aktivite sürelerinin ve paternlerinin genellikle benzer olduğunu gösterilmiştir (Şekil 24). Fakat kasların aktivite sırasındaki amplitüt değeri tüm kaslar için yürüme bandında anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Böylece gövde ve alt ekstremite kaslarının koşu bandında zeminde yürümeye kıyasla daha aktif olduğu saptanmıştır. Bu farkın koşu bandında yürüme sırasında kalça ekstansiyonun daha fazla olması ile açıklanabilir.



Şekil 24. Mazahari ve ark. (110) çalışmasında kaslardan alınan EMG verileri.

Kasın kasılması boyunca kayıt altına alınan kuvvet-EMG sinyali arasında bulunan ilişki, birçok çalışmanın konusu olmuştur. Buna rağmen ortak bir çalışma metodu belirlenememiştir. Bunun önemli bir nedeni bazı kaslarda izometrik kasılma sırasında

meydana gelen kuvvetin, EMG sinyaliyle lineer ilişki gösterirken; bazı kaslarda da lineer olmayan çizgi göstermesidir. Bu yüzden kaslar üzerinde ortak bir kuvvet-EMG sinyal yorumu yapılamaz (90).

Elektromiyografi (EMG), seçilen bir kas içine veya yakınına yerleştirilmiş elektrotlardan gelen sinyalleri kaydederek, kas aktivasyon derecesini tahmin etmeyi sağlar. Kas içine yerleştirmek için yalıtılmamış uçları olan ince teller veya içlerine yerleştirilmiş elektrotlu iğneler kasın seçilen bölgesinden gelen sinyalleri doğrudan iletir. Bunun yanı sıra kaslardan gelen sinyallere dolaylı yoldan ulaşan, kasın üstündeki cilt yüzeyine yapıştırılan genel olarak Ag–AgCl tipindeki elektrotlar da kullanılır. Bu iki yöntemin avantaj ve dezavantajları vardır. Yüzeyel elektrotların en belirgin avantajı invazif olmaması, dolayısıyla ağrısız ve kolay ölçüm yapılabilmesine olanak sağlamasıdır. İğne elektrotların ise seçilen küçük bir alandan direk sinyal alması bu yüzden etrafındaki kaslardan gelen sinyallerden etkilenmemesi sebebiyle kullanılması avantajlıdır. İğne elektrotlar küçük bir kas hacmini belirtirken yüzeyel elektrotlar büyük kas hacmini örnekler. Yani yüzey elektrotlar çevredeki kasların da EMG sinyalini alabilir. Bu nedenle her yüzeyel elektrodunun, kendisine yakın olan her kastaki aktiviteye duyarlılığını bilmek önemlidir. (105).

Geçmişte yapılan çalışmalarda iğne elektrotlardan ziyade cilt üzerine yapıştırılan elektrotların da *M. multifidus* aktivitesini doğru şekilde kayıt edebileceği öne sürülmüştür. Bunu kanıtlamak için *M. multifidus'*a L2 ve L5 seviyesinde iğne elektrot, orta hattın 20 mm lateraline yüzeyel elektrot uygulanmıştır. 36 kişi ile yapılan bu çalışmada her iki ölçüm arasında korelasyon ilişkisine bakılmış sonuç 0.88 ile 0.95 aralığında bulunmuştur. Bu bulgular daha sonra multifidus kaslarının aktivasyonunun ölçümlerini elde etmek için yüzey elektrotlarının kullanımını doğrulamak için kullanılmıştır. Fakat çalışmanın daha geniş populasyonla tekrar edilmesi sonuçların kesinliği açısından daha etkin olacaktır. EMG sinyalleri arasındaki korelasyonları yorumlamanın bir zorluğu da böyle bir korelasyonun, kısmen bitişik kasların koaktivasyonu ile bağlantılı çapraz karışmadan kaynaklanabileceğidir (105,106,107).

Yürüme analizi, pahalı ve gelişmiş teknoloji isteyen, geniş bir alan gerektiren, tecrübe, özveri isteyen bir çalışmadır. Bizim analizimizde yürüme platformunun kısa ve dar olması çalışmamızın limitasyonlarındandır. Literatüre baktığımızda bu tür çalışmaların genellikle koşu bandında yapıldığını dolayısıyla yürüme sırasında bazı değişkenlerin çalışma sahibi tarafından standartize edildiğini görmekteyiz (105,106,107).

Yürüme analizi deneysel yöntemlerle sağlıklı bireylere ait kinematik, kinetik veriler elde edilmesini sağlar. Bu verilerle sağlıklı bireylerin ölçüm standartları belirlenir. Bu standartların güvenilir olabilmesi için çalışmaya katılan gönüllü sayısının fazlalığı önemlidir. Kişi sayısındaki artış yapılan ölçümlerin doğruluğunu ve hassasiyetini arttıracaktır. Çalışmamızda katılımcı sayısının az olması limitasyonlarımızdan biridir. Ancak verilerin çokluğu da işi zorlaştırır. Dolayısıyla yürüyüş analizi vakit alan, zor, dikkat ve emek gerektiren bir çalışmadır.

Bütün ölçüm yöntemlerinde olabileceği gibi yürüme analizi ölçümlerinde de verilerin güvenilirliğini azaltan hatalar olabilir. Olası hata sebepleri değerlendirilen kişiden, cihazlardan veya değerlendiren kişiden kaynaklanabilir. Analiz, laboratuvarda yapıldığı ve katılımcıya birçok kablo yerleştirildiği için katılımcının günlük yaşamından farklı bir şekilde yürümesine neden olabilir. Kullanılan sistemde kayıt esnasında elektrotların yanlış yerleşimi, verileri yorumlayanların dikkatsizliği ve tecrübesizliği de elde edilen sonuçların yanlış değerlendirilmesine sebep olabilir. Bu yüzden normal yürüyüşün biyomekaniği, muskuloskleteal sisteminin anatomisi ve fizyolojisi ile patolojik yürüyüşün özelliklerinin iyi düzeyde bilinmesi gereklidir (111).

Sonuç olarak, her ne kadar yürüme biyomekaniği ve yürüme sırasında kasların aktivasyonu ile ilgili çok fazla çalışma yapılmış olsa da, detayların fazla olması sebebiyle kesin bir bilgi sunulamamaktadır. Bu sebeple çalışmalar basite indirgenerek tamamlanabilmektedir. Teknolojinin ilerlemesi ve bilgi birikiminin artmasıyla bu karışık olan fonksiyonun daha net anlaşılabilmesi, buna bakarak anormal durumların belirlenmesi ve tedavi edilmesinde önemli bir yer tutacaktır.

SONUÇLAR

Çalışmamızda 25 erkek katılımcıya labaratuar ortamında kinetik yürüme analizi yapılmıştır. Normal yürüme hızında değerlendirilen katılımcılarda zaman mesafe parametrelerine, ortalama kuvvet eğrisi grafiklerine, ortalama basınç eğrisi grafiklerine ve her iki taraf *M. longissimus* ile *M. multifidus* YEMG değerlerine bakılmıştır. Analiz sonucunda elde edilen veriler literatürdeki güncel çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Benzerlikler ve farklılıklar bulunmuş, farklılıkların sebepleri saptanmıştır.

1. Çalışmamıza katılan bireyde sol ve sağ ayak rotasyon dereceleri arasında anlamlı fark bulundu. Sağ ayak rotasyonun sol ayağa göre daha fazla olduğu saptandı. İki taraf arasındaki adım uzunluğu, adım süresi; duruş, yüklenme, tek destek, salınım öncesi ve salınım fazı yüzdeleri parametrelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.
2. Yer tepkime kuvveti eğrisi grafiklerinde 2 tepe değer olduğu görüldü. Sol ve sağ taraf arasında F1 max değerinde, FT1 değerinde, FT2 değerinde istatistiksel fark bulunamadı. F2 max değerinde anlamlı fark saptandı. Her iki taraf için F1 max ve F2 max değerleri kıyaslanıldı, aralarındaki fark anlamlı bulundu.
3. Ortalama basınç eğrisi grafiklerinde 2 tepe değer olduğu görüldü. Sol ve sağ taraf P2 max, PT1 ve PT2 değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunamadı, P1 max değerleri arasında anlamlı fark saptandı. Her iki taraf için P1 max ve P2 max değerleri karşılaştırıldı, aralarındaki fark anlamlı bulundu.
4. Çalışmamızda analiz edilen YEMG değerlerini evreler arasında kıyasladığımızda sol *M. longissimus,* sağ *M. longissimus* ve sağ *M. multifidus'*un en aktif olduğu evrelerinin

salınım öncesi evresi, onu takiben yüklenme evresi olduğu tespit edildi. Sol *M. multifidus'*un ise en aktif olduğu evre yüklenme evresi daha sonra salınım öncesi evresi olarak belirlendi. Her iki kasın benzer aktivasyon paternine sahip olduğu görüldü.

5. Ölçülen EMG değerleri aynı kasın aynı evresinde sol ve sağ taraf olarak karşılaştırılmış sadece *M. multifidus'* un yüklenme evresinde anlamlı bir fark görüldü.
6. Sol *M. longissimus'*un evreler arası ikili karşılaştırılmasında tek destek-salınım evreleri ve yüklenme-salınım evreleri arasında anlamlı fark bulunamayıp diğer tüm evreler arasında istatistiksel olarak fark bulundu.
7. Sağ *M. longissimus'*un evreler arası ikili karşılaştırılmasında tek destek-yüklenme evreleri ve tek destek-salınım evreleri arasında anlamlı fark bulunamayıp diğer tüm evreler arasında istatistiksel olarak fark bulundu.
8. Sol *M. multifidus'*un evreler arası ikili karşılaştırılmasında tek destek-salınım evreleri ve yüklenme-salınım öncesi evreleri arasında anlamlı fark bulunamayıp diğer tüm evreler arasında istatistiksel olarak fark bulundu.
9. Sağ *M. multifidus'*un evreler arası ikili karşılaştırılmasında yüklenme-salınım öncesi evreleri, yüklenme-salınım evreleri ve salınım öncesi-salınım evreleri arasında anlamlı fark bulunamayıp diğer tüm evreler arasında istatistiksel olarak fark bulundu.
10. Yürüme sırasında elde edilen EMG verileri her kas için ayrı olarak tüm evreler arasında karşılaştırılmış bulunan dört değerde de istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu.

Çalışmamızda bulunan değerler sağlıklı genç katılımcılardan elde edildiği için yine aynı grupta patolojik durumlarda tanıda ve tedavinin planlanmasında referans olarak kullanılabileceği kanaatindeyiz. İlerleyen çalışmalarda yaş aralığının genişletilmesi, her iki cinsiyetten katılımcıların olması, örneklem sayısının arttırılması ve yürüme platformunun daha uzun olması ile bulunacak olan verilerin sağlıklı bireyler için daha kesin ve genel sonuçlar doğuracağını düşünmekteyiz.

ÖZET

Yürüme analizi, yürüyüşün sayısal olarak değerlendirilmesine, tanımlanmasına ve yorumlanabilmesine olanak sağlar. Bu yüzden patolojilerin tanısında ve tedavisinde önemli bir yeri vardır. Çalışmamızda bu konuyu seçmemizin amacı sağlıklı bireylerde yürüyüş parametrelerin değer aralığını hesaplamak ve *M. longissimus* ile *M. multifidus*'un yürüme fazlarındaki aktivite düzeyini saptamaktır.

Çalışmamıza Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi'nden VKİ 18,5-25 arasında olan 18-25 yaş arası 25 erkek gönüllü dahil edilmiştir. Gönüllülerin yaş, boy, kilo sorgulaması yapıldıktan sonra Trakya Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı Laboratuar' ında bulunan Zebris© FDM System Type FDM 1,5 platformu üzerinde gündelik yaşamlarındaki gibi yürümeleri istenmiştir. Elde edilen veriler WinFDM programı ile bilgisayara aktarılmıştır. İstatistiksel analiz SPSS 20 programı ile yapılmıştır. $P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda iki kasın da aktivasyon paternleri benzer şekilde bulunmuştur. En yüksek aktivite düzeyi salınım öncesi ve yüklenme evrelerinde, en düşük aktivite düzeyi tek destek evresinde bulunmuştur. Aynı kaslar aynı evreler arasında sol ve sağ olarak kıyaslandığında sadece *M. multifidus'*un yüklenme evresinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır. Yer tepkime kuvveti ve ortalama basınç grafikleri genel olarak M harfi biçiminde ve iki tepe değere sahip olarak bulunmuştur.

Yürüme sırasında *M. longissimus* ve *M. multifidus'*un omurgada stabilize edici rolü olması sebebiyle tüm yürüyüş döngüsü boyunca aktif olduğu düşünülmektedir. Bu konu ile

ilgili daha geniş örneklem grubu ile çalışmalar yapılması var olan literatür bilgilerine daha da katkıda bulunacaktır.

Anahtar kelimeler: Yürüme analizi, *M. longissimus, M. multifidus*, yüzeyel EMG, yürüme parametreleri.

EVALUATION OF EMG ACTIVITY IN LUMBAR MUSCLES DURING WALKING

SUMMARY

Gait analysis allows the gait to be evaluated, defined and interpreted numerically. Therefore, the gait analysis has an important place in diagnosing and treating the pathologies. The aim of choosing the gait analysis in our study is to calculate the value ranges in gait and to determine the activity levels of *M.longissimus* and *M.multifidus* in gait.

Twenty-five male healthy subjects aged between 18 and 25 (BMI between 18,5-25) from Trakya University Faculty of Health Sciences was involved in our study. The demografic data of the subjects were recorded to the forms such as age, height and weight. Subjects were asked to walk naturally on Zebris© FDM System Type FDM 1,5 platform which is in Trakya University Department of Anatomy. Obtained data were transferred to computers via WinFDM. SPSS 20 was used for statistical analysis and the value of $p<0.05$ was regarded as significant.

After the assessments, activation patterns of both muscles were found similar. Highest activity level was found in pre-swing and loading phases, lowest activity levels were found in the single support phase. When comparing the same muscles between the same phases as right and left, only M. multifidus was found statistically significant in the loading phase. Ground reaction forces and mean pressure graphics were shaped like the letter “M” and had two peak values.

During the gait, both *M.longissimus* and *M.multifidus* have stabilizing role in columna vertebralis. Because of this role, considered as active in all phases of gait. More studies with greater sample size will contribute to existing literature.

Keywords: Gait analysis, *M. longissimus*, *M. multifidus*, surface EMG, gait parameters.

KAYNAKLAR

1. Ozkaya N, Nordin M. Fundamentals of biomechanics: Equilibrium, motion, and deformation. Nordin M (Ed). Introduction. 2nd ed. New York: Springer; 1999. p. 16-1.
2. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. Gait Posture 2002;16(3):215–32.
3. Seker A, Talmac MA, Sarıkaya İ. Yürüme biyomekaniği. Acta Orthop Traumatol Turc 2014;13:324–314.
4. Bozer C. Genç Erişkinlerde, Günlük Aktivite Sırasında Yapılan Bazı Hareketlerin Kinetik Analizi (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi; 2007.
5. Karahan M. Yürüme Analizinde Kalça Kaslarının Yüzeyel EMG ile Değerlendirilmesi (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi; 2015.
6. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: Normal and pathological function. Thorofare [book rewiew]. J Sports Sci 2010;9(2):353.
7. LeVeau BF. Williams and Lissner's biomechanics of human motion. Williams M, Lissner HR (Eds). 3rd ed. Philadelphia: Saunders;1991. p. 340-1.
8. Güran O. İleri Omurga Deformitelerinde 3 Boyutlu Modellemenin Cerrahi Plan Üzerine Etkisi (tez). İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi; 2016.
9. İnce A. Elit Erkek Haltercilerde Columna Vertebralis'in Multidedektör Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Üç Boyutlu Rekonstrüksiyonu (tez). Konya: Selçuk Üniversitesi; 2010.

10. Çakmak ME. Mikrodiskektomi Sonrası Erken Dönem Egzersiz Tedavisinin Etkililiği (tez). Ankara: Başkent Üniversitesi; 2007.
11. Oğuz H. Tıbbi rehabilitasyon. Oğuz H (Ed). İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi; 2004. s. 131-117.
12. Şar C. Lomber omurganın anatomik özellikleri. Özcan E, Ketenci A (Editörler). Bel ağrısı tanı ve tedavi. İstanbul: Nobel Kitapevi; 2002. s. 20-9.
13. Karataş M. Fiziksel tıp ve rehabilitasyon. Beyazova M, Gökçe-Kutsal Y (Editörler). Lomber omurganın fiziksel özellikleri ve fonksiyonel biyomekaniği. Ankara: Güneş Kitapevi; 2000. s.480-459.
14. Erdoğanoğlu Y. Bel Ağrılı Hastaların Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Uygulamalarında Transversus Abdominis ve Multifidus Kaslarının Eğitiminin Etkinliğinin Araştırılması (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2011.
15. Kömür ME. Şanlıurfa Bölgesinde Sağlıklı Çocuklarda Lomber Vertebra ve Femur Boynu Kemik Mineral Dansitelerinin Değerlendirilmesi (tez). Şanlıurfa: Harran Üniversitesi; 2009.
16. Lomber vertebra şekli https://www.spineuniverse.com/conditions/back-pain/low-back-pain/lumbar-spine-surgery-will-you-need-surgery-your-lower-back-pain Erişim tarihi: 28.09.2018.
17. Netter FH, Greene WB, Aaron RK, et. all: Netter's orthopaedics. Grene WB, Ehrlich MG, Trafton PG (eds). Pelvis anatomy. 1st ed; 2006. p. 343–339.
18. Dağgez C. Pelvis Kırıklarının Cerrahi Tedavisinde Uzun Dönem Sonuçlarımız (tez). Malatya: İnönü Üniversitesi; 2014.
19. Taş T. Erişkin Pelvis Kırıklarında Konservatif Tedavinin Etkinliği (tez). Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi; 2009.
20. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. Arıncı K, Elhan A (Editörler). Ankara: Güneş Kitabevi; 4th ed; 2006. s. 160-25.
21. Özcan H. CLS Spotorno Tipi Çimentosuz Total Kalça Artroplastisinin Orta ve Uzun Dönem Sonuçları (tez). İstanbul: Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi; 2006.
22. Bulut M. Güneydoğu Anadolu Bölgesinde Os Sacrum ve Articulatio Sacroiliaca Anatomisinin Yaş ve Cinsiyet Farklılığına Göre Bilgisayarlı Tomografi ile Morfometrik Olarak İncelenmesi (tez). Diyarbakır: Dicle üniversitesi; 2016.

23. Ada N. Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeyel Emg ile Değerlendirilmesi (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi; 2015.
24. Mordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Leger D (Ed). Newyork: Lippincott Williams and Wilkinks; 2012. p. 202-176
25. Onat T, Emerk K, Sözmen E. İnsan biyokimyası. Ankara: Palme Yayıncılık; 2002. s. 200-181.
26. Beason D, Soslowsky L, Karthikeyan T. Muscle, tendon and ligament. American of Orthopedic Surgeons, 2007.
27. Hall JE. Guyton ve Hall Tıbbi Fizyoloji (çeviri: Dağdeviren BÇ). Alican İ, Solakoğlu Z (Editör Yardımcıları). İstanbul: Güneş Tıp Kitabevleri; 2007.s.74-73.
28. Hamill J, Knutzen KM, Derrick TR. Biomechanical basis of human movement. In: Lupash E, Royer K, Wolfson S (Eds.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2015. p. 99-1.
29. Peterson RD, Bronzino JD. Biomechanics principles and applications. Donald RP, Joseph DB (Eds). CRC Press; 2008. ch. 2,1-13.
30. Karaman A. Total Diz Protezi Cerrahisi Geçirmiş Olan Hastalarda Gövde Stabilizasyon Eğitiminin Fonksiyonel Performans ve Denge Üzerine Etkisinin Araştırılması (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2014.
31. Bilgin S. Farklı Tedavi Yaklaşımlarının Multifidus Kas Aktivasyonu Üzerine Olan Etkileşimlerinin Karşılaştırılması (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2008.
32. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech 1996;11(1):15-11.
33. Marras WS, Mirka GA. Muscle activities during asymmetric trunk angular accelerations. J Orthop Res 1990;8(6):824-32.
34. Kanatlı U, Yetkin H, Songür M, Öztürk A, Bölükbaşı S. Yürüme analizinin ortopedik uygulamaları. Acta Orthop Traumatol Turc 2006;5(1-2):59-53.
35. İnal HS. Spor ve egzersizde vücut biyomekaniği. 2. basım. İstanbul: Papatya Yayıncılık Eğitim, 2013:257-275.
36. Sakarya Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Biyomekanik ders notu
37. Anwary AR, Yu H, Vassallo M. An automatic gait feature extraction method for identifying gait asymmetry using wearable sensors. Sensors 2018;18(2):676.

38. Taş S. Diz Osteoartli Hastalarda 3-Boyutlu Bilgisayarlı Yürüme Analizi ile Gözlemsel Yürüme Analizi Sonuçlarının Karşılaştırılması (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2013.
39. Akalan NE, Temelli Y. Serebral parezide gözlemsel yürüme analizinin yeri ve kullanılabilirliği. HSP 2014;1(1):45-28.
40. Özşahin A, Günal D, Demir H, Akpınar A, Üçkardeş A, Us Ö. Parkinson hastalarında hastalık süresinin yürüme parametreleri üzerine etkisi. Turk J Neurol 2007;13(2):112-107.
41. Haghari S. Multipl Sklerozlu Hastalarda Yürüme Analizi: Patolojik Yürüme Paternleri Ve İlişkili Faktörlerin Değerlendirilmesi (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2011.
42. Whittle MW. The soft tissues trauma and sports injuries. MacLatchie GR, Lennox CME (Eds.). Diagnostic methods and problems in practice. Avon: Butterworth-Heinemann;1993. p.199-187.
43. Yavuzer G. Üç boyutlu niceliksel yürüme analizi. Acta Orthop Traumatol Turc 2009;43(2):101-94.
44. Çakmak MF. Primer Koksartrozda Lateral Yaklaşım ile Total Kalça Protezi Uygulanan Hastalarda Kalça Çevresi Kas Grubunun İzokinetik Test ve Yürüme Analizi ile Değerlendirilmesi (tez). İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2017.
45. Kawamura CM et al. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. Gait Posture 2007;25:18-24.
46. LeVeau BF. (çeviri: Y. Yakut). İnsan hareketinde biyomekanik, sağlık profesyonelleri için temeller ve ilerisi kitabı. Ankara: Pelikan Yayıncılık; 2014: 161-1.
47. Öz E. Voleybolda Smaç Tekniğinin Vuruş Yönlerine Göre Kinematik Analizi (tez). Ankara: Gazi Üniversitesi; 2017.
48. Çekin MD, Görgeç M, Vural Z, Uluğtekin S, Yıldız M. Bale dansçılarında pedobarografik değerlendirme. Acta Orthop Traumatol Turc 1995;29: 98-96.
49. Akyüz G. Elektrodiagnoz. Ankara: Güneş Kitabevi 2003:149-1.
50. Şayli Ö, Biçer B, Uzun S, Pelvan O, Akın A, Çotuk B. Yakın kızılaltı spektroskopi ve yüzeyel elektromiyografi kullanarak kas yorgunluğu inceleme çalışmaları. Clin Exp Health Sci 2011;1(1):25-17.
51. DeLuca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. J Biomech 2010;28(43):1573-9.

52. The zebris FDM-System-Gait Analysis for Research and Clinical Applications. http://www.zebris.de/ Erişim tarihi: 10.03.2019.
53. Konrad P. The ABC of EMG. USA: Noraxon INC,2005:34-29.
54. Nilsson J, Thorsteenson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. Acta Psychol 1989;136(2):227-217.
55. Zajac et al. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. Gait Posture 2002;16(3):215-32.
56. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo (Canada): University of Waterloo Press; 1991. p. 12-27.
57. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare (NJ): Slack Inc. 1992. p. 53,91,113,432.
58. 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;130-117.
59. 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.
60. Alsancak S. Yürüyüş, tanımı, parametreleri ve analiz metotları. https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/27338/mod_resource/content/1/3.Y%C3%BCr%C3%BCy%C3%BC%C5%9F%2C%20tan%C4%B1m%C4%B1.pdf. Erişim tarihi: 15.04.2019.
61. Yılmazer AZ. 18-25 Yaş Arası Genç Erişkinlerde Quadriceps Açısının (Q açısı) Yürüme Paternine Etkisi (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi; 2018.
62. Kurt V. Bel Ağrılı Olgularda Sinir Mobilizasyonunun Yürüme ve Ayakta Duruş Parametrelerine Etkisi (tez). Kütahya: Dumlupınar Üniversitesi; 2016.
63. Svenningsen FP, Zee M, Oliveira AS. The effect of shoe and floor characteristics on walking kinematics. Elsevier 2019;66:72-63.
64. Herssens et al. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. Elsevier 2018;64:190-181.
65. Pistacchi et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. Funct Neurol 2017;32(1);34-28.

66. Montero-Odasso M et al. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. J Gerontol a-Biol. 2005;60(10):1304-9.
67. Yang et al. Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles. J Med Syst 2010;34(5):966-959.
68. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. Gait Posture 2011;34(1):111-8.
69. Akşahin E, Yüksel H. Y, Yavuzer G, Muratlı H, Çelebi L. A. Tek taraflı pes ekinovarus cerrahisi ile başarılı sonuç alınmış çocukların niceliksel yürüme özellikleri. Acta Orthop Traumatol Turc 2010;44(5):378-384.
70. Delbaere K, Sturnieks DL, Crombez G, Lord SR. Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people. J Gerontol A Biol 2009;64(2):237-42.
71. Kılıç E. Obezitenin Yürüme Biyomekaniği Üzerindeki Etkisi: Bilgisayarlı Sistematik Yürüme Analizi Yöntemi ile Obez ve Obez Olmayan 30-45 Yaş Arası Sağlıklı Kadınlarda Spatiotemporal, Kinematik ve Kinetik Verilerin Karşılaştırılması (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2011.
72. Parlak M. Üç Boyutlu Hareket Analiz Yöntemi Kullanılarak Uzun Dönem Ankilozan Spondilit'li Hastaların Yürüme Analizlerinin Normal Bireyler ile Karşılaştırılması (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi; 2017.
73. Ofluoğlu D. Beyin felcinde ortez uygulamaları. Acta Orthop Traumatol Turc 2009;43(2):165-172.
74. Türk A. Ayak Bileği İnstabilitesine Bağlı Gelişen Fonksiyonel Kayıpların Yürüme Analizi ve Diğer Biyomekanik Parametrelere Etkisi (tez). İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2009.
75. Borrelli JJR, Goldfarb C, Ricci W, Wagner JM, Engsberg JR. Functional outcome after isolated acetabular fractures. J Orthop Trauma 2002;16(2):73-81.
76. Yavuz N. Asetabulum Kırıklarında Cerrahi Tedavi Sonrası Hastanın Yürüme Analizi ile Değerlendirilmesi (tez). Edirne: Trakya Üniversitesi; 2014.
77. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. Gait Posture 1997;5:197-189.

78. Takahashi et al. Vertical ground reaction force shape is associated with gait parameters, timed up and go, and functional reach in elderly females. J Rehabil Med 2004;36:45–42.
79. Fineberg et al. Vertical ground reaction force-based analysis of powered exoskeleton-assisted walking in persons with motor-complete paraplegia. J Spinal Cord Med 2013;36(4):321-313.
80. Nagahara et al. Association of sprint performance with ground reaction forces during acceleration and maximal speed phases in a single sprint. J Appl Biomech 2018;34:110-104.
81. Kenneth et al. A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces. J Exp Biol 2017;220:258-247.
82. Kılıç Ö. Ön Çapraz Bağ Tamirinin Alt Ekstremite Biyomekaniğine Etkisi (tez). Denizli: Pamukkale Üniversitesi; 2013.
83. Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. J Appl Physiol 2002;92:1890-1885.
84. Fan et al. The influence of gait speed on the stability of walking among the elderly. Gait Posture 2016;47:36-31.
85. Braun et al. Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole. J Foot Ankle Res 2015;8:54.
86. Nawata et al. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. J Orthop Sci 2005;10:301-298.
87. Brown et al. Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the FSCAN system. AOFAS 1996;17(3):156-152.
88. Young et al. The effect of callus removal on dynamic plantar foot pressures in diabetic patients. Diabet Med 1992;9(1):57-55.
89. Hessert et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. BMC Geriatr 2005;5:8.
90. Eser C. Yüzey EMG Ölçümleri Sırasında Kaydedilen MVC ile Kuvvet İlişkisinin İncelenmesi (tez). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2018.
91. Soylu AR, Arpinar P. Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction. J Electromyogr Kinesiol 2010;20(4):776-773.

92. Franssonet al. Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on Wrm and foam support surfaces. Eur J Appl Physiol 2007;101:89–81.
93. Roy SH, Deluca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain, Spine 1989;14:1001-992.
94. Crosbie et al. Patterns of spinal motion during walking. Gait Posture 1997;5:12-6.
95. Yang et al. Interaction between thorax, lumbar and pelvis movements in the transverse plane during gait at three velocities. J Appl Biomech 2013;29(3):261-9.
96. Jonsson B. The functions of individual back muscles in the lumbar part of the spinae muscle, Electromyography 1970;10:21-5.
97. Van Dieen et al. Spectral analysis of erector spinae EMG during intermittent isometric fatiguing exercise. Ergonomics 1993;36(4):414-407.
98. De Nooij R, Kallenberg LAC, Hermens HJ. Evaluating the effect of electrode location on surface EMG amplitude of the m. erector spinae p. longissimus dorsi. J Electromyogr Kinesiol 2009;19:266-257.
99. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G. European recommendation for surface electromyography. J Electromyogr Kinesiol 2000;10(5):361-74.
100. Chakraverty R, Pynsent P, Isaacs K. Which spinal levels are identified by palpation of the iliac crests and the posterior superior iliac spines? J Anat 2007;210(2):232–6.
101. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. Spine 2006;31(17):2017–23.
102. Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. J Manip Physiol Ther 1999;7:444–6.
103. Sargın E. Nonspesifik Kronik Bel Ağrılı Hastalarda Hareketli ve Hareketsiz Zeminde Yapılan Egzersizlerin Karşılaştırılması (tez). İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi; 2009.
104. Caldwell JS, McNair PJ, Williams M. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. Clin Biomech 2003;18(8):704-11.
105. Stokes IAF, Henry SM, Single RM. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. Clin Biomech 2003;18:13-9.

106. Arokoski JP, Kankaanpaa M, Valta, T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, Lindgren KA, Airaksinen O. Back and hip extensor muscle function duringtherapeutic exercises. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:850–842.
107. Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles duringisometric axial rotation exertion: an investigation in patients with back pain and in healthy subjects. Spine 2002;27:646–637.
108. Kiesel et al. Experimentally induced pain alters the EMG activity of the lumbar multifidus in asymptomatic subjects. Man Ther 2012;17:240-236.
109. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. Man Ther 2003;8(1):21-8.
110. Mazahari et al. The Activation Pattern of Trunk and Lower Limb Muscles in an Electromyographic Assessment; Comparison Between Ground and Treadmill Walking. Asian J Sports Med 2016;7(3):e35308.
111. Yavuzer G. Yürüme analizi ve temel kavramlar. Acta Orthop Traumatol Turc 2014; 13:308–304.

ŞEKİLLER LİSTESİ

ŞEKİLLER

Şekil 1. Gövdenin ağırlık merkezi ve kalça eklemlerinin ağırlık merkezi……4

Şekil 2. Lomber vertebrae…….6

Şekil 3. Pelvis anatomisi……...8

Şekil 4. M. multifidus anatomisi i: *lamina arcus vertebrae*'dan çıkan fibriller; ii-vi: L1-5 seviyesinde *proc. spinosus'tan* uzanan uzun fasiküller……14

Şekil 5. M. longissimus (lumbal parçası)…….15

Şekil 6. Adım genişliği, adım uzunluğu, ayak açısı ve çift adım uzunluğu…….18

Şekil 7. Yürüme döngüsü…….21

Şekil 8. Kuvvet platformu……32

Şekil 9. Yürüme yolu……32

Şekil 10. WinFDM programı açılış ekranı……33

Şekil 11. WinFDM programı hasta bilgilerinin kaydedilme ekranı…….33

Şekil 12. EMG sinyallerinin görüntülenme ekranı……...34

Şekil 13. EMG ölçüm cihazı…….35

Şekil 14. Aktif diferansiyel elektrot kablosu……35

Şekil 15. Elektrot yerleşimi……..37

Şekil 16. Yürüme analizi sonucu elde edilen form…….38

Şekil 17. Ortalama basınç ve kuvvet dağılımı grafiği…….39

Şekil 18. Referans değer belirlenerek normalizasyon işlemi yapılışı……..40

Şekil 19. Svenningsen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yürüme parametreleri……..53

Şekil 20. Maksimum ve ortalama basınç, maksimum ve ortalama kuvvet grafikleri……..61

Şekil 21. Genç ve yaşlı katılımcılarda maksimum basınç dağılımı……..62

Şekil 22. Yürüme döngüsünün fazları……..65

Şekil 23. Her iki grup için kaslardaki EMG aktivitesinin başlangıç-bitiş zamanları……...69

Şekil 24. Mazahari ve arkadaşlarının çalışmasında kaslardan alınan EMG verileri…….70

ÖZGEÇMİŞ

21.12.1993 tarihinde Tekirdağ' da doğdum. İlkokul eğitimimi 2000-2003 yıllarında Edirne Beykent Koleji'nde, 2003-2008 yılları arasında Edirne 75. Yıl İlköğretim Okulu'nda tamamladım. 2008-2012 yıllarında Kırklareli Fen Lisesi'nde yatılı olarak eğitim gördüm. 2012 yılında başladığım İstanbul Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nden 2016 yılında mezun oldum. 2016 Eylül ayında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans programına başladım. Haziran 2016 ile Ağustos 2017 tarihleri arasında Kırklareli Trakya Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi'nde fizyoterapist olarak görev aldım. Eylül 2017'de Sağlık Bakanlığı bünyesinde SBÜ Gaziosmanpaşa Taksim Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne fizyoterapist ünvanı ile atandım. Halen aynı yerde görev yapmaktayım.

EKLER

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU Edirne, Türkiye

ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAYIBAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	TÜTF-BAEK 2017/164	
	1PROTOKOL ADI	Yürüme Sırasında Bel Kaslarının EMG Aktivitesinin Değerlendirilmesi	
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI / ADI	Prof. Dr. Bülent Sabri CIGALI	
	ARAŞTIRMA MERKEZİ		
	DESTEKLEYİCİ		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	Tek Merkez Ulusal	Çok Merkez Uluslararası

Tarih:14.06.2017

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No: 11/15**
	Fakültemiz Anatomi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Bülent Sabri CIGALI'nın sorumluluğunda yapılması planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen Yüksek Lisans Öğrencisi Aliye ŞEN'in 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 ve veri toplanacak yerlerden gerekli izinler alındıktan sonra gerçekleştirilmesinde etik bilimsel standartlar açısından sakınca bulunmadığına mevcudun oy birliği ile karar verilmiştir.
ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Helsinki Bildirgesi, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu, TÜTF-BAEK 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	Mazeretli
Yrd. Doç. Dr. Rugül KÖSE ÇINAR Başkan Yardımcısı	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F. Ruh Sağ. ve Has. A.D.	K	E (H)	(E) H	
Yrd. Doç. Dr. Ruhan Deniz TOPUZ Üye	Tıbbi Farmakoloji.	T.Ü.T.F Tıbbi Farmakoloji A.D	K	E (H)	(E) H	
Yrd. Doç. Dr. F. Nesrin TURAN Üye	Biyoistatistik	T.Ü.T.F. BiyoistatistikA.D.	K	E (H)	(E) H	
Doç. Dr. Hakan GÜRKAN Üye	Tıbbi Genetik	T.Ü.T.F. Tıbbi Genetik A.D.	E	E (H)	(E) H	Mazeretli
Prof. Dr. Hasan ÜMİT Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	E H	E H	Mazeretli
Öğretim. Gör. Uzm. Dr. Oktay KAYA Üye	Fizyoloji	T.Ü.T.F. Fizyoloji A.D.	E	E (H)	(E) H	
Doç. Dr. Cafer Sadık ZORKUN Üye	Kardiyoloji	T.Ü.T.F. Kardiyoloji A.D.	E	E H	E H	Mazeretli
Prof. Dr. Muzaffer ESKİOCAK Üye	Halk Sağlığı	T.Ü.T.F. Halk Sağlığı A.D.	E	E H	E H	Mazeretli
Prof. Dr. Niyazi Cenk SAYIN Üye	Kadın Hastalıkları ve Doğum	T.Ü.T.F. Kadın Hastalıkları ve Doğum A.D.	E	E (H)	(E) H	
Yrd. Doç. Dr. Esin KARLIKAYA Üye	Tıp Tarihi ve Etik	T.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik A.D.	K	E (H)	(E) H	
Doç. Dr. Sevtap HEKİMOĞLU ŞAHİN Üye	Anestezi ve Reanimasyon	T.Ü.T.F. Anestezi ve Reanimasyon A.D.	K	E (H)	(E) H	
Prof. Dr. Atakan SEZER Üye	Genel Cerrahi	T.Ü.T.F. Genel Cerrahi A.D.	E	E H	E H	
Avukat Baki KURNAZ Üye		T.Ü. Rektörlüğü	E	E H	E H	Mazeretli
Emekli Öğretmen Sinan SEÇKİN Üye		Serbest Üye	E	E H	E H	

*Araştırma ile ilişki
**Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Ahmet TEZEL
Dekan a.
Dekan Yrd.