

**TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI
Tez Yöneticisi: Doç. Dr. Bülent S. CIGALI**

**GENÇ ERİŞKİNLERDE, GÜNLÜK AKTİVİTE
SIRASINDA YAPILAN BAZI HAREKETLERİN
KİNETİK ANALİZİ**

Cüneyt BOZER

DOKTORA TEZİ

EDİRNE-2007

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI
Tez Yöneticisi: Doç. Dr. Bülent S. CIGALI

GENÇ ERİŞKİNLERDE, GÜNLÜK AKTİVİTE
SIRASINDA YAPILAN BAZI HAREKETLERİN
KİNETİK ANALİZİ

Cüneyt BOZER

DOKTORA TEZİ

Tez no:


EDİRNE-2007


T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

ONAY


Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı doktora programı çerçevesinde ve Doç. Dr. Bülent S. CİĞALI danışmanlığında doktora öğrencisi Cüneyt BOZER tarafından tez başlığı "**GENÇ ERİŞKİNLERDE GÜNLÜK AKTİVİTE SIRASINDA YAPILAN BAZI HAREKETLERİN KİNETİK ANALİZİ**" olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 18/04/2007 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından "**Doktora Tezi**" olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Recep MESUT
JÜRİ BAŞKANI


Prof. Dr. Alaittin Elhan
ÜYE


Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP
ÜYE


Prof. Dr. Seralp ŞENER
ÜYE


Doç. Dr. Bülent S. CİĞALI
ÜYE

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. İsmet DÖKMECİ
Enstitü Müdürü

TEŐEKKÜR

Tez çalıőmamın tđm aőamalarında destek ve katkılarını her zaman gördüğđm değerli hocalarım Doç Dr. Bđlent S. CİĞALI ve Prof. Dr. Recep MESUT'a sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Tez izleme komitemde yer alarak çalıőmalarına yardımcı olan ve yönlendiren Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP ve Prof. Dr. Seralp şENER'e çok teőekkür ederim. Tez çalıőmamın istatistiksel analizinde yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Nesrin Turan ve desteklerini her zaman hissettiğim değerli mesai arkadaşlarıma ve aileme teőekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ ve AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	4
Taşınan birim ve taşıyıcı birim ilişkisi	4
Taşıyıcı birimin kısa fonksiyonel anatomisi ve biyomekaniği	4
Yürüme analizinde kullanılan bazı terimler	9
Yürüme	13
Yürüme analizi	40
GEREÇ VE YÖNTEMLER	50
Gereçler	51
Yöntemler	55
BULGULAR	59
Düz zeminde yürüme ve engel geçme sırasında elde edilen verilerin değerlendirilmesi	60
Tüm testlerin cinsiyete göre değerlendirilmesi	64
Tüm testlerin sağ ve sol ayaklara göre değerlendirilmesi	66
Merdiven inme ve çıkmanın basamaklara göre değerlendirilmesi	73
TARTIŞMA	77
Düz zeminde yürüme ve engel geçme sırasında elde edilen verilerin değerlendirilmesi	77
Tüm testlerin cinsiyete göre değerlendirilmesi	82
Tüm testlerin sağ ve sol ayaklara göre değerlendirilmesi	87
Merdiven inme ve çıkmanın basamaklara göre değerlendirilmesi	92
SONUÇLAR	98
ÖZET	100
SUMMARY	101
KAYNAKLAR	102
RESİMLEMELER LİSTESİ	109
ÖZGEÇMİŞ	113
EKLER	114

SİMGE VE KISALTMALAR

a	: İvme
Art	: Articulatio
Artt	: Articulationes
cm	: Santimetre
CO ₂	: Karbondioksit
DAM	: Destek Alanı Merkezi
dk	: Dakika
EMG	: Elektromiyografi
J	: Joule
kg	: Kilogram
kPa	: Kilopascal
Lig	: Ligamentum
m	: Metre
m	: musculus
MÖO	: Merkezi Örüntü Oluşturucu
MÖ	: Milattan önce
mPa	: Megapascal
MS	: Milattan sonra
N	: Newton
Nm	: Newtonmetre
O ₂	: Oksijen
P	: Güç
Pa	: Pascal
SI	: The International System of Units (Uluslar arası Birimler Sistemi)
VAM	: Vücut Ağırlık Merkezi
YTK	: Yer Tepkime Kuvveti
YTKV	: Yer Tepkime Kuvveti Vektörü
W	: Watt
W	: İş

GİRİŞ VE AMAÇ

Yürüme insan hareketlerinin en temel, her zaman, her yerde görülebilen şekillerinden biridir ve iki ayak üzerinde dik yürüme memeliler içerisinde sadece insana özgü bir beceridir. Sokaklar, alışveriş merkezleri, havaalanları, otobüs terminalleri gibi yerler yürümeyi gözlemlemek için çok uygundur. Bu gibi yerlerde yürüme hızı, yürüme mesafesi, zemin, merdiven, kaldırım, yaş ve ağırlık taşımak gibi etmenlerin yürümeye etkilerini gözlemleyebiliriz. Ayrıca bu koşulların kendimiz üzerindeki etkilerini de farklı koşullarda, farklı hızlarda yürüyerek görebiliriz. Hangi koşullarda yürümenin bizi daha çok yorduğunu ya da hangi kasları daha çok çalıştırdığını hissedebiliriz.

Ancak deneyimli kişiler için bile, çok basit gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık bir hareketler zinciri olan yürümeyi gözle değerlendirmek oldukça güçtür. İnsan gözü, yürüme esnasında milisaniyeler içerisinde olan hareketleri tam olarak algılayamaz. Ayrıca yürüme sadece eklem hareketlerinden ibaret olmayıp gözle anlayamayacak kuvvet, moment ve kas aktivitelerini de içerir (1).

İlkel insanlar bile hayvanların ya da insanların ayak izlerine bakarak hareketleri hakkında çıkarımlar yapmıştır. Newton'un "yer çekiminin etkisi" formüllerinden ve "etki ile tepkinin eşitliği"ni 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.

Doğru tanı ve başarılı tedavi için normal yürüme özellikleri bilinmeli ve patolojik olandan ayırt edilebilmelidir. Bunun için yürümenin tüm bileşenlerini eksiksiz kaydedecek, sayısal veriye dönüştürecek, kıyaslamaya ve tekrar incelemeye, tedavi girişimleri sonrası veya zaman içinde oluşan değişiklikleri değerlendirmeye olanak sağlayacak sistemler gereklidir. Bu gereksinimler, hareket analiz sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır (1,2).

Bir yüzyıldan daha uzun süre önce yürümenin ölçülebilmesi ve sayısal olarak değerlendirilebilmesiyle yürüme analizi yeni bir döneme girmiştir. Teknolojinin son yıllardaki hızlı gelişimi, yürüme analizinde kullanılan sistemleri ve yöntemleri de etkilemektedir (3).

İnsan kas iskelet sisteminin herhangi bir bölümüyle ilgili bir patolojiyi anlamak ve tedavi etmek için, vücut biyomekaniğini tam olarak anlamak çok önemlidir. Biyomekanik, kuvvetlerin ve anatomik yapılar üzerindeki etkilerinin incelenmesiyle, mekaniğin (kinetik ve kinematik) kas iskelet sistemine uygulanmasıdır. Eklem hareketlerinin yön, hız ve açılarının incelenmesine kinematik, bu hareketleri sağlayan kuvvetler, momentler ve güçlerin incelenmesine de kinetik denir. Bu süreçte harcanan enerji miktarı ise biyoenerjetik kavramlar çerçevesinde değerlendirilir. Hareket analiz yöntemleri içerisinde, kinetik analiz, normalden sapmaya yönelik doğrudan bilgi vermesi açısından çok önemli bir yer tutar (1,2,4,5,6).

Newton'un üçüncü yasasına göre ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne, yer de büyüklüğu aynı fakat yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık verir. Buna yer tepkime kuvveti vektörü (YTKV) denir. YTKV vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğu sürekli değişir (1,7).

Dururken veya ilerlerken vücut ağırlığını taşıyan ve hareket halinde vücudu hareket yönünde itmek için bir kaldıraç gibi çalışan insan ayağı, alt ekstremitenin biyomekanik işlevinde oldukça önemli bir rolü olan, hem intrinsik hem de ekstrinsik kaslarla kontrol edilen, kemikler, eklemler ve yumuşak dokulardan oluşan karmaşık bir mekanik yapıdır. Yürüme sırasında vücudumuz değişik yönlere, değişik şekillerde

taşınırken, yerle temasımızı sağlayan ayaklarımız da basma dönemi boyunca YTKV'lerine maruz kalırlar (1,7,8)

Günlük yaşamda yürüdüğümüz zemin her zaman düz ve engelsiz değildir. Sık sık merdiven, kaldırım, kapı eşikleri, su birikintisi, çamur gibi bizi normal yürümemizi değiştirmek zorunda bırakan engellerle karşılaşırız.

Düz zeminde yürüme ve günlük yaşamda sık karşılaşılan bazı farklı koşullarda yürümenin maruz kalınan YTKV'lerinde nasıl bir etkisi olduğunu ortaya koymak amacıyla tez çalışmamızı planladık.

Tezin temel amacı, genç erişkinlerin günlük yaşam sırasında sık yaptıkları bazı hareketlerin kinetik analizini yaparak elde ettiğimiz verileri hareket analiz laboratuvarımızda veritabanı olarak kullanmak, ulusal ve uluslar arası literatürle karşılaştırabilmek, yürüme patolojilerinin teşhisi ve tedavisinde kullanmak ve bundan sonra yapılacak olan bilimsel çalışmalara katkı sağlayabilmektir.

GENEL BİLGİLER

TAŞINAN BİRİM VE TAŞIYICI BİRİM İLİŞKİSİ

Taşınan birim, baş, gövde ve kollardan oluşur ve erişkinde tüm vücut ağırlığının %70'ini oluşturur. Taşıyıcı birim ise ayaklar, bacaklar ve pelvis'tir. Taşınan birimin dik durması ve ağırlık merkezini pelvis üzerinde tutmak için paravertebral, karın ve boyun kasları kasılmakla birlikte taşınan birim yürümede pasif birim sayılır (1,9,10).

TAŞIYICI BİRİMİN KISA FONKSİYONEL ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİ

Pelvis

Gövde ile alt ekstremiteler arasında güçlü ve uygun bir bağlantı sağlayan pelvisi dört kemik oluşturur, bunlar; ön ve yan duvarları oluşturan iki kalça kemiği (os coxae), omurganın bir parçası olan ve arka duvarı oluşturan kuyruk sokumu (os sacrum) ve kuyruk kemikleri (os coccygis)dir (9,10,11,12).

Os sacrum'u oluşturan beş adet omurdan kemiğin taban kısmında bulunan ilk üçü taşınan birimin ağırlığını aktardığından daha çok gelişmiştir (9,10,11,12).

İki kalça kemiği, önde yarı oynar bir eklem olan symphysis pubica aracılığı ile birleşir. İki eklem yüzeyi arasındaki normal hareket açıklığı 0,5 ile 2,5 mm arasında değişir (9,10,11,12,13).

Kalça kemikleriyle os sacrum'u birleştiren articulatio (art) sacroiliaca, aksiyal eklemler içerisindeki en büyük yüzey ölçüsüne sahiptir. Os coccygis ise os sacrum'un alt ucuna symphysis grubu bir eklem olan art. sacrococcygea ile tutunur (9,10,11,12,14).

Pelvis, taşınan birimin ağırlığını alt ekstremiteye aktarır ve pelvis iskeletinin kilit taşı os sacrum'dur. Her iki acetabulum'dan geçen frontal bir düzlemle pelvis'i ön ve arka olmak üzere iki kısma ayırarak inceleyebiliriz. Düzlemin arkasında kalan bölüm pelvis'in ağırlığı aktaran asıl bölümüdür. Kavis şeklindeki bu bölümün orta kısmını os sacrum'un üst üç segmenti, yan kısımlarını ise os ilium'un art. sacroiliaca'dan acetabulum'a kadar olan sütun şeklindeki bölümleri oluşturur. Frontal düzlemin önünde kalan kavis şeklindeki diğer bölümü, os pubis'ler oluşturur. Os pubis'in üst kollarının iki kavsi birleştirmesiyle, arka kavsin yan bölümleri birbirine bağlanmış olur. Kiriş şeklindeki bu bağlantı, arka kavsin ön uçlarının birbirinden uzaklaşmasını önler ve buraya gelen ağırlığın bir bölümünü karşılar. Ayrıca, os femoris'ten gelen kuvvetin etkisiyle birbirine yaklaşmalarını için de acetabulum'lara destek sağlar. Maruz kalınan kuvvet symphysis pubica'da bulunan discus interpubicus'un da aracılığıyla emilir (9,10,12,14,15,16).

Omurganın lumbal bölümü ile karşılaştırıldığında, art. sacroiliaca medialden gelen doğrudan kuvvete 6 kat daha dayanıklıdır. Ancak, burulmaya omurganın lumbal bölümünün yarısı kadar, aksiyal basınç yüküne de 1/20'si kadar dayanır (14).

Kalça Eklemi (Art. coxae, Art. coxofemoralis)

Os coxae'nin dış yüzünde bulunan acetabulum ile caput ossis femoris arasında oluşan art. spheroidea tipi bir eklemdir ve her yönde hareket edebilir. Eklem merkezi, ligamentum (lig.) inguinale'nin orta 1/3'ünün 1,2 cm kadar aşağısında yer alır. Eklem

kapsülü güçlü ve sağlamdır. Özellikle ayakta dururken en yüksek gerilime maruz kaldığı için, eklem kapsülünün anterosuperior bölümü daha kalındır (9,10,11,12,17,18,19).

Femur boynu ile gövdesi arasında 120° – 130° lik bir açı bulunur. Çocuklarda 160° kadar olup, yaşın ilerlemesi ile birlikte binen yükün artmasına bağlı olarak daralır. Bu açı sayesinde, yürürken salınım dönemindeki bacak pelvis'e temas etmez. Femur boynunun uzunluğu ve bu açı femur'un hareketini önemli derecede etkiler (9,10,11,12).

Femur, kalça eklemine 13° lik ekstansiyon yapabilese de, yürüme esnasında bundan fazlası meydana gelir. Pelvik rotasyon ve lumbal bölgedeki kavsin artması sonucu ekstansiyon miktarı artar ve yürüme sırasında arkada kalan ekstremite ekstansiyon hareketinin sonunda zorunlu olarak bir miktar iç rotasyon yapar. Bu zorunlu iç rotasyon hareketi, femur boynu ve gövdesi arasındaki açığa bağlı olarak kişilerde farklılık gösterir. Bu açının daha az olmasından dolayı, bu hareket kadınlarda daha fazla olmaktadır ve yürüme sırasında birbirine yakın olan dizlerin çarpışmasını engellemektedir (9,10,11,19).

Yapılan deneysel çalışmalarda, yürüme sırasında kalça eklemine vücut ağırlığının 2 ila 5 katı kadar bir yük bindiği gösterilmiştir. Eklem en fazla yüke maruz kalan bölümleri üst ve öndür. Yürümenin ilk değme evresinde, kalça eklemine 5,5 MegaPascal (MPa) değerine ulaşan basınca maruz kaldığı ve kadınlarda bu basıncın erkeklerden daha çok olduğu da gösterilmiştir. Yürüme sırasında, kalça eklemi en fazla yüke basma döneminin başında ve sonunda maruz kalır (15,16,19,20,21,22,23).

Diz Eklemi (Art. genus)

Vücuttaki en büyük eklem olan diz eklemi, aynı zamanda vücutta hareket açıklığı en geniş eklemdir. Uygun fonksiyonu ile stabilitesi bağların bütünlüğü ve kasların tonusu ile sağlanır. Kemik yapılar, eklem kapsülü, menisküs ve bağlar diz eklemine statik stabiliteyi sağlarken, kas ve tendonlar da dinamik stabiliteden sorumludur (9,10,11,12,24,25,26).

Diz eklemine eklem yüzlerinin birbirine uyumu az olmasına karşılık, araya giren fibrokartilaginöz yapıdaki menisküsler ile bu uyum sağlanır. Menisküslerin ağırlık taşıma, şok emilimi, eklem stabilizasyonu ve rotasyona katkı gibi işlevleri vardır. Menisküsler,

yoğun sıkı örgü şeklinde kollajen lif yapısıyla basınca direnç gösterecek şekilde elastikdir (9,10,11,12,19,24,25,26,27).

Dizdeki diğer eklem patella'nın eklem yüzeyiyle femur'un facies patellaris'i arasında oluşur. Patella musculus (m.) quadriceps femoris'in tendonu içerisinde bulunur ve diz eklemine önden, dış etkilerden korur. Patella, m. quadriceps femoris'in ortak tendonunu diz eklemine destek noktasından uzak tutarak kasın kaldıraç kolunu uzatır ve kasın ekstansör kuvvetinin artmasını sağlar. Patella olmasaydı, aynı kuvveti elde etmek için m. quadriceps femoris'in % 15 ila 30 fazla kuvvet üretmesi gerekecekti. Aynı zamanda, patella dizin hareketini yavaşlatarak frenleme işlevi de görür (9,10,11,12,24,25,26,27).

Tibia ve fibula'nın proksimal uçları arasındaki art. tibiofibularis'i oluşturan iki kemiği bağların birbirine sıkıca bağlanması nedeniyle, sadece öne ve arkaya çok sınırlı kayma hareketleri yapılabilir (9,10,11,12).

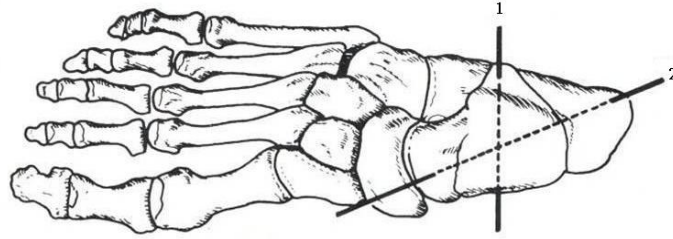
Diz eklemleri, ayakta dik duran bir kişide diz altında kalan kısım haricindeki vücut ağırlığını taşır. Bu da yaklaşık tüm vücut ağırlığının % 86'sı kadardır. Normal yürüme sırasında, yürümenin evresine göre değişmekle birlikte, dize vücut ağırlığının 2 ila 5 katı, diğer bir deyişle 1300 ila 3500 Newton (N) kadar yük biner. Toplam yükün yaklaşık % 70 i dizin medial kısmına biner. Bu yükler, basma döneminde oluşan YTK ve salınım dönemindeki bacağı kendi ağırlığıdır. YTK'lerinin lateral ve medial bileşenleri de dizde varus ve valgus momentlerine neden olur. Diz bu momentlere, eklem yüzeyine binen yükün dağılımı, basınç altındaki eklem temas yüzeyinin genişlemesi ve bağlara yük binmesiyle karşı koyar (9,22,25,26).

Ayak Bileği ve Ayak

Ayak eklemlerinin en büyük ve en hareketli olanı art. talocruralis'tir. Kalça ve diz ekleminden daha küçük olmasına rağmen daha büyük miktarda yük taşır. Bu durumdan dolayı hareketlilikten çok sağlamlık özelliği ön plandadır ve hareketleri orta düzeyde sınırlıdır. Bu eklem ekseninde ayak bileğinde dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon gerçekleşir (Şekil 1, Resim 1a) (9,10,11,12,19).

Ayağın eklemleri art. subtalaris (art. talocalcanea), art. talocalcaneonavicularis, art. calcaneocuboidea, art. cuneonavicularis, art. cuboideonavicularis, art. cuneocuboidea ve articulationes (artt) intercuneiformes, artt. tarsometatarsales (Lisfranc eklemi), artt. intermetatarsales, artt. metatarsophalangea ve artt. interphalangeae pedis'dir (9,10,11,12,19).

Art. talocalcaneonavicularis'ten geçen eğik eksen üzerinde ayağın ön bölümü eversiyon ve inversiyon hareketleri yapabilir (Şekil 1, Resim 1b) (9,10,11,12,19).



Şekil 1. 1- Art. talocruralis'in eksenini, 2- Art. talocalcaneonavicularis'in eksenini



a

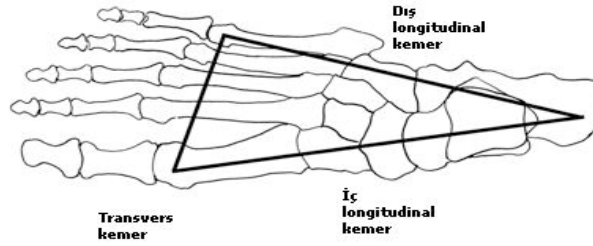
b

Resim 1. a. Ayak bileğinde dorsifleksiyon (a1) ve plantar fleksiyon (a2)

b. Ayağın eversiyonu (b1) ve inversiyonu (b2)

Ayak iskeletinin yapısı ağır mekanik görevlere göre düzenlenmiştir. Distal ucuna doğru kemik sayısı artar, temas yüzeyi büyür. Böylece ayak üzerine binen ağırlığı daha

fazla yüzey üzerine dağıtır. Ayak, eklem ve bağların elastikiyeti sayesinde durum ve şeklini ağırlık etkisine göre değiştirebilir ve çeşitli yüzeylere uyabilir. Ayak iskeletinde, kemikler arasında yaylı ve elastik kemerler yer alır. Ayak kemikleri, tibia ve fibula'ya göre iki longitudinal, bir de transvers kemer oluştururlar. Ağırlığın etkisinin hafifletilmesi ve ağırlığın dağıtılması açısından bu kemerlerin görevi çok önemlidir (Şekil 2) (8,10,11,28,29).



Şekil 2. Ayak kemerleri

Yürüme sırasında ayak kubbesini asıl olarak kaslar korurlar (m. tibialis anterior, m. tibialis posterior, m. peroneus longus ve kısmen m. flexor hallucis longus). Vücut ağırlık merkezi ayak bileğinin önüne düştüğü zaman, ağırlık ayağın dış kenarı ve metatars başları üzerinde dağılır. M. gastrocnemius, m. soleus ve m. plantaris'in etkinlikleri artar. Topuk yerden kalktığı anda artt. metatarsophalangeae ekstansiyona gelirler. Aponeurosis plantaris gerilir ve longitudinal kemerler yükselir. M. flexor digitorum longus ve m. flexor hallucis longus parmakların distal phalanx'larına kuvvetli bir fleksiyon yaptırırlar. Aynı zamanda, mm. lumbricales ve mm. interossei'nin kasılmaları, artt. interphalangea ve artt. metatarsophalangeae'nin ekstansiyonunu sağlayarak metatars başlarını kaldırır ve ayak bir kaldıraç gibi kullanılarak vücut öne doğru itilir (9,11,28,29,30,31).

YÜRÜME ANALİZİNDE KULLANILAN BAZI TERİMLER

Dinamik, mekaniğin kuvvet, devinim ve güç ile arasındaki ilişkilerini inceleyen bilim dalıdır. Yürümeyi ve incelenmesini açıklayabilmek için dinamik terimlerini bilmek gereklidir (32).

Kütle: Bir cismin içerdiği madde miktarının ölçüsüdür. Uluslar arası Birim Sistemi'ndeki (SI) birimi kilogram (kg)'dir. Bir cismin kütlesi asla değişmez. Ağırlık terimi günlük yaşamda çoğunlukla kütleyle aynı anlamda kullanılır. Ancak, farklı olarak, ağırlık bir cisme etki eden yerçekimsel kuvvetin ölçümüdür ve değişebilir (1,33,34,35).

Kuvvet: Cisimler üzerinde hareket ve şekil değişikliği yapan etkiye kuvvet denir (görünebilir bir şekil değişikliği olmayabilir). Kuvvet F ile gösterilir, vektörel bir büyüklüktür. SI birimi N veya kg.m/s^2 'dir. (1,2,33,34,35,36).

Hareket: Bir cismin yer değiştirmesidir (1,33,34).

Doğrusal hareket: Bir cisme doğrusal bir kuvvet uygulandığında oluşan harekettir. SI birimi metre (m)'dir (1,34).

Dairesel (açısal) hareket: Dönen cisimlerin hareketidir. Eklemler rotasyonel hareket yaptıkları için yürümeyi incelerken açısal hareket değerlendirilir. SI birimi derece ($^{\circ}$)'dir (1,34).

Moment: Bir kuvvetin döndürücü etkisine denir. Dairesel harekete neden olur. Uygulanan kuvvetin büyüklüğünün kaldıraç kolunun uzunluğuyla çarpımı ile hesaplanır ($M = F \times d$). Bir eklemin stabil olabilmesi için saat yönündeki kuvvetlerin saatin ters yönündekilere eşit olması gerekir. Newtonmetre (Nm) birimi ile ifade edilir (1,2,18,33,34,).

Hız: Birim zamandaki yer değiştirmeye hız adı verilir. Hız V harfi ile gösterilir. Hız bir vektörel büyüklüktür. Birimi m/s ya da derece/s'dir (1,33,34,35).

İvme: Hızın birim zamandaki değişim oranı olarak tanımlanır. Birimi m/s^2 ya da $derece/s^2$ 'dir. SI sembolü a 'dır. (1,33).

Enerji: Bir fiziksel sistemin ne kadar iş yapabileceğini belirleyen bir durum fonksiyonudur. Enerji iş yapabilme yeteneğidir. SI birimi, iş birimi ile aynı olan Joule (J)'dur ($kg.m^2/sn^2 = Nm = J$). Depolanmış enerji potansiyel enerjidir. Kinetik enerji ise hareketle oluşur. Yürürken vücut ağırlık merkezi yerden yükseldiğinde potansiyel enerji artar. İnsan vücudunda kinetik enerji konsantrik kas kasılması sonucu oluşur (1,33,35,37).

İş: Bir kuvvet bir cismi belirli bir mesafe hareket ettirdiğinde iş yapılır. Uygulanan kuvvet miktarı ile hareket ettirilen mesafenin çarpımına eşittir. Cisim hareket etmezse kuvvet harcansa bile iş yapılmamış demektir. İş, $W (kg.m^2/s^2 = Nm) = F (kg.m/s^2 = N) \times S (m)$ olarak formüle edilir. SI Birimi J'dur, 1 Nm' lik yatay kuvvet sonucu 1 m yol alındığında 1 J iş yapılmış olur (1,33,35,37).

Güç: Belli bir işi yapmanın hızıdır. İş yapabilme kabiliyeti, kapasitesidir. Yapılan işin, o işi yapmak için gereken zamana bölünmesiyle bulunur ve $P = W/t$ olarak formüle edilir. Birimi $Nm/s = J/s$ 'dir. SI birimi olarak Watt (W) kullanılır. Bir ekleme etki eden kasların yarattığı net moment ve dairesel hareket aynı yönde ise o eklemede net bir güç üretimi olduğu söylenebilir. Aksi durumda güç kaybı olacaktır (1,3,7,33,35,37).

Vektör: Başlangıç noktası doğrultusu yönü ve şiddeti olan bir büyüklüktür. Hız, kuvvet, ivme, ağırlık ve benzerleri birer vektörel büyüklüktür. (33,34,35,37).

Vücut ağırlık merkezi (VAM): Vücudun ağırlık merkezinin, ayakta anatomik pozisyonda duran bir insanda lumbosakral bileşkenin önünde olduğu varsayılır. Vücudun en küçük hareketi bile bu noktayı değiştirir. Yerçekiminin etkisiyle VAM'den yere doğru inen ağırlık kuvveti vektörü oluşur (1,34).

Destek alanı merkezi (DAM): Ayakların yere basan alanlarının orta noktasıdır. Yürüme sırasında sürekli yer değiştirir. Ağırlık kuvveti vektörü DAM'den geçtiğinde denge sağlanmış olur (1).

Yer tepkime kuvveti (YTK): Newton'un üçüncü kanununa göre ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne yer de büyüklüğü aynı, yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık verir. Buna yer tepkime kuvveti vektörü (YTKV) denir. YTKV vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğü sürekli değişir (1,7).

Kinematik: Oluşturan kuvvetleri hesaba katmadan hareketlerin yön, hız ve açılarının incelenmesidir (1,2,3).

Kinetik: Hareketi sağlayan kuvvetlerin, momentlerin ve güçlerin incelenmesidir (1,2,3).

Dış moment: YTKV kalça, diz ve ayak bileğini harekete zorlar. Eklemlerde oluşan bu etkiye denir (1,3).

İç moment: Dış momente karşı koymak, denge veya hareket sağlamak amacıyla kaslar kasılınca eklemden oluşan momenttir (1,3,18).

Newton'un Hareket Kanunları

Birinci Kanun (Atalet – Eylemsizlik): Durmakta olan bir cisme kuvvet uygulanmadıkça cisim hareketsiz kalır. Hareketli bir cisme kuvvet uygulanmadıkça hareket devam eder (1,38).

İkinci Kanun: Bir cisme kuvvet uygulanırsa, cisim kuvvet yönünde hızlanarak hareket eder (1,38).

Üçüncü Kanun (Etki = Tepki): Her kuvvete karşı yönü ilk kuvvete ters, büyüklüğü aynı olan bir kuvvet doğar (1,38).

Kas Kasılması İle İlgili Fizyolojik Terimler

İzometrik kasılma: Kas kasılması sırasında kasın boyu değişmiyorsa bu izometrik kasılmadır. Bu tip kasılma myofibrillerin birbiri arasında fazla kaymasını gerektirmez.

Eklem sabitletmesine yardımcı olur, örneğin ayakta duran bir kişi diz eklemlerini sabitletirmek için m. quadriceps femoris'lerini kasılı tutar. Bu bir izometrik kasılmadır (1,2,39,40,41).

İzotonik kasılma: Bu tip kasılma iki türdür.

- a. **Konsantrik kasılma:** Kas kasılırken boyu kısalsa oluşur. Bu tip kasılma ile hızlanma sağlanır. M. iliopsoas bu tip kasılmaya bir örnektir (1,2,39,41).
- b. **Eksantrik kasılma:** Kas kasılırken boyu uzuyorsa oluşur. Bu tip kasılma ile frenleme ve şok emilimi sağlanır. Tüm frenleyici ve şok emici kaslar bu tipte kasılırlar. Yürümenin basma sonu evresinde hamstring grubu kasların kasılması bu tipe örnektir (1,2,39,40,41).

Yürümede Hız ve Mesafe Ölçümleri

Adım uzunluğu: Yürüme sırasında iki ayağın aynı noktaları arasındaki öne doğru mesafeye denir (1,38,42,43,44).

Çift adım uzunluğu: Aynı ayağın ard arda iki topuk vuruşu arasındaki mesafedir (1,38,42,43,44).

Adım genişliği (açıklığı): İki ayağın dikey eksenleri arasındaki uzaklıktır. Eksen topuk ortasından veya ayak bileği eklemi ortasından geçer (1,38,42,43,44).

Ayak açısı: Gidilen yön ile ayağın ortasından geçen çizgi arasındaki açıdır (1,44).

Tempo (kadans): Bir dakikalık zaman içerisindeki adım sayısıdır (1,38,42,43).

Yürüme hızı: Çift adım uzunluğunun ikiye bölünüp, tempo ile çarpılmasıyla bulunur. Formüle edecek olursak; Yürüme hızı = tempo x (çift adım uzunluğu/2)'dir. Birimi m/s, cm/s ya da m/dakika (dk)'dir. Bazı durumlarda sağ ve sol adım uzunlukları eşit olmayabileceğinden hesaplamada çift adım uzunluğu ikiye bölünerek kullanılır (1,38,42,43).



Şekil 3. Yürümede hız ve mesafe ölçümleri ile ilgili terimler

YÜRÜME

Normal Yürüme

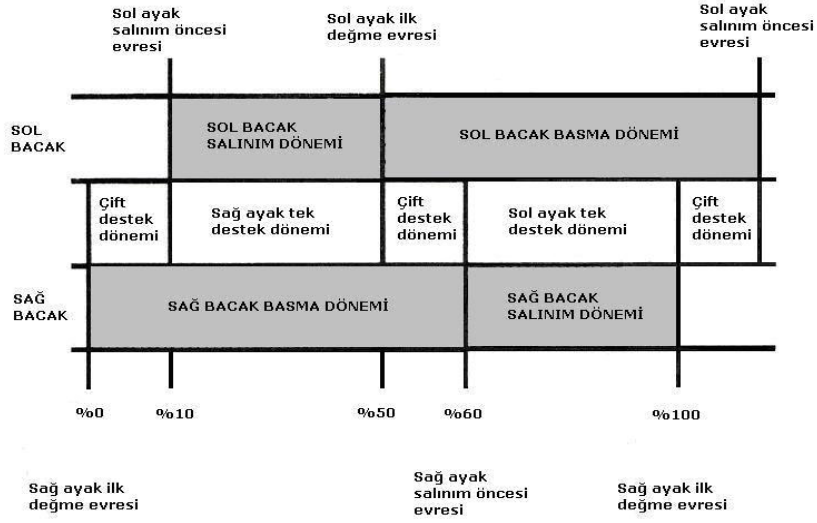
Yürüme, bir yerden bir yere gidebilmek amacıyla, her iki bacakta iki taraflı tekrarlanan hareketlerle gövdenin ilerletilmesidir. İki ayak üzerinde dik yürüme, ayağın yerle teması anında bacağın neredeyse tamamen ekstansiyonda olması ve ayağın yere ilk temas eden kısmının topuk bölgesi olması gibi özellikler insan yürüyüşünü eşsiz kılmaktadır (1,2,42,44,45).

Yürüme sırasında topuğun yere değmesinden sonra aynı topuğun tekrar yere değmesine kadar geçen süreye yürüme döngüsü denir ve bunun süresi rahat yürüme hızında ortalama $1,03 \pm 0,1$ saniyedir. Rahat yürüme hızı kişinin günlük hayatta yürüdüğü hızdır ve erişkinde ortalama 80 m/dk'dır (1,2,38,42,43,44).

Yürüme döngüsü basma ve salınım olarak iki döneme ayrılır. Bacacağın havada olduğu süre salınım, yerde olduğu süre ise basma dönemi olarak tanımlanır. Yürüme döngüsünün yaklaşık olarak %60'ını basma dönemi, %40'ını ise salınım dönemi oluşturur. Her iki ayağın yerde olduğu döneme çift destek dönemi denir. Bu evrede gövde ağırlığı bir ekstremiteden diğerine aktarılır. Tek ayağın yerde olduğu döneme ise tek basma denir. Basma dönemindeki alt ekstremitte vücut ağırlığını yüklenir ve eklemleri üzerinden öne doğru aktarır. Bu sırada salınım dönemindeki alt ekstremitte ilerler ve yere basmaya hazırlanır (1,2,3,8,38,42,43,44).

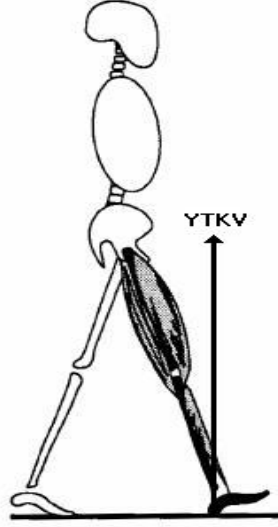
Yürümenin Evreleri

Yürümenin evrelerini yüzdelerle ifade edecek olursak, ilk değme aynı ayak için yüzdenin 0 ve 100 bölümlerinde gerçekleşir. Basma döneminin başlangıcı olan topuğun yere ilk değdiği zaman %0 kabul edilirse, döngünün ilk %2'lik kısmına ilk değme evresi adı verilir. Yüklenme evresi ayağın yere tamamen bastığı evredir ve bu gerçekleştiğinde döngünün %10'u tamamlanır. Ağırlık merkezinin vücudun arkasından öne doğru kaydığı ve döngünün %10'undan %30'una kadar olan kısmına basma ortası evresi denir. Döngünün %45'ine gelindiğinde salınma geçecek alt ekstremiteye hız kazandırmak amacıyla kalça ve diz fleksiyon yapar. Topuğun yerden kalktığı ve yürüme döngüsünün %50'sinin bittiği dilime basma sonu evresi denir. Yürüme döngüsünün %50'lik kısmından %60'lık dilimine gelindiğinde ayak parmakları yerden tamamen kalkar, buna da salınım öncesi evresi adı verilir. Bundan sonra salınım dönemi başlar. Döngünün %70'lik kısmına kadar erken salınım, %85'lik kısmına kadar salınım ortası evreleri gerçekleşir. Döngünün %100'lük kısmına kadar olan salınım evresine de salınım sonu denir. Salınım ortası evresinde ayağa dorsifleksiyon yaptırılarak topuğun parmaklardan önce yere basması sağlanır. Bu yüzde hesabına göre, diğer alt ekstremitenin salınım öncesi evresi %10'luk, ilk değme evresi de %50'lik dilime karşılık gelir. Bu da her iki ayağın da yere temas ettiği iki "çift destek dönemi" olduğu anlamındadır. İlk çift destek dönemi ilk değmeden hemen sonra olur, ikincisi ise salınım öncesi evresinin hemen öncesindedir. Bu dönemlerde vücut ağırlığı bir ayaktan diğerine aktarılır. VAM bu iki çift destek döneminde de en alçak noktasındadır. Çift destek dönemlerinin her biri yürüme döngüsünün hemen hemen %10'luk bir bölümünü oluşturur (Şekil 4) (1,2,9,38,42,43,44,46).



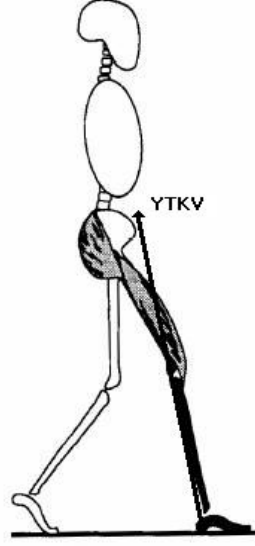
Şekil 4. Yürümenin çift destek ve tek destek dönemleri arasındaki ilişki.

İlk değme evresi: Ayağın yere değmesi (topuk vuruşu) ile başlar ve basma döneminin başlangıcıdır. Bu evrede, ayağı önce topuk yere degecek şekilde yere indirmek için kalça yaklaşık 35° fleksiyonda, diz tam ekstansiyonda, ayak bileği nötral pozisyonda ve ayak supinasyondadır. Topuk yere değdiği anda gövde ayağın gerisinde, VAM en alçak noktasında ve en yüksek hızındadır. YTKV kalçanın önünde olduğundan kalça stabilitesini korumak için m. gluteus maximus ve hamstring grubu kaslar kasılırlar. Diz üzerinde YTKV'nün yarattığı ekstansör moment, hamstring grubu kasların kasılmasıyla dengelenir. Ayak bileği dorsifleksör kasların kasılmasıyla nötral pozisyonda tutulur. Frontal düzlemden bakıldığında, m. gluteus medius pelvik düşmeyi kontrol etmek için hazırdır (Şekil 5) (1,2,3,8,9,38,44).



Şekil 5. İlk değme evresi.

Yüklenme evresi: Aynı zamanda ilk çift destek dönemi olan yüklenme evresinde diğer ayak yerden kaldırılırken vücut ağırlığı yüklenme evresindeki ayağa aktarılır. Kalça, gövde yavaşça öne ilerlerken ekstansiyona geçer. Gövdenin ileriye hareketi kalça ekstansörleri olan m. gluteus maximus ve hamstring grubu kasların kasılmasıyla kontrol edilir. Bu kasların kasılması, gövde kontrollü bir şekilde öne ilerlerken kalçanın ekstansiyonunu sağlar. Diz m. quadriceps femoris'in eksantrik kasılmasıyla kontrollü olarak 20°'ye kadar fleksiyon yapar. Ayak bileği de m. tibialis anterior ve az da olsa m. extensor hallucis longus ve m. extensor digitorum longus'un eksantrik kasılmalarının kontrolü altında 10° plantar fleksiyona gelir. YTKV'nün yarattığı kalçada, dizde fleksiyon ve ayak bileğinde plantar fleksiyon gibi dış momentlere karşılık bahsettiğimiz eksantrik kasılmalar olur. Bu kasılmaların amacı şok emilimi, ayağın tamamıyla yere basması ve vücut ağırlığının üstlenilmesidir. Bu evrede VAM yükselmeye başlar. Topukta dönme mekanizması ile tibia ayak üzerinde öne doğru ilerler bu da m. quadriceps'in gerilerek, benzer mekanizmayla femurun tibia üzerinde öne ilerlemesini sağlar. Ayrıca, ayağın tamamı yere değdiğinde topukta dönme biter ve ayak bileğinde dönme başlar. Böylece tüm alt ekstremité kontrollü bir şekilde öne ilerletilmiş olur. Yüklenme evresinin sonunda YTKV en yüksek büyüklüğe ulaşır (Şekil 6) (1,2,3,8,38,44).



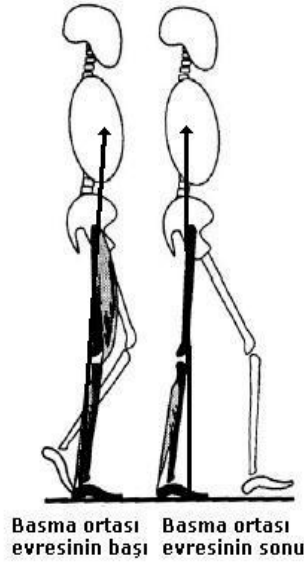
Şekil 6. Yüklenme evresi.

Basma ortası evresi: Tek basma döneminin başlangıcıdır. Bu evrede salınım dönemindeki bacak yerde sabit olan basan bacağın yanından geçerek gövdeyi öne doğru ilerletir. Bu evrede VAM'nin öne doğru hızı en aza iner, frontal düzlemde bakıldığında yüksekliği, pelvisin de basan ayak üzerine doğru kaymasıyla, en üst ve en dış yan noktaya, femur başına kadar ulaşır. Böylece vücut ağırlığı basan ayağa dengeli olarak binmiş olur. Bu evrenin başında kalçanın önünde olan YTKV arkaya doğru ilerleyerek, dereceli olarak fleksiyon momentinin ve kalça ekstansörlerine ihtiyacın azalmasına neden olur. Bu da m. gluteus maximus'un bir kalça ekstansöründen çok abdükör olarak çalışmasına yol açar. Salınım döneminde olan diğer ekstremitenin yarattığı yukarı momentle basma ortası evresindeki ekstremitenin maruz kaldığı YTKV'nün büyüklüğü azalır. Bu yukarı moment basma dönemindeki ekstremitede kalçanın sabitlenmesini destekler. Basma ortası evresinin başında YTKV dizin arkasındadır ama evrenin sonunda dizin önündedir. Evrenin başında diz ekstansiyon yaparak nötral pozisyonuna gelir. Bu da plantar fleksiyon diz ekstansiyondayken daha güçlü yapılabileceğinden mekanik anlamda oldukça verimlidir. M. quadriceps femoris basma ortası evresinin başında diz ekstansiyonunda etkilidir. Salınım dönemindeki karşı ekstremitenin basan ekstremitede m. quadriceps femoris'e olan ihtiyacı ortadan kaldırır ve kas aktivitesi olmadan dizin ekstansiyona gelmesini sağlar.

Basma ortası evresinin sonunda YTKV pasif stabilite sağlayacak şekilde dizin önündedir. Frontal düzlemde bakıldığında, YTKV basma dönemindeki ekstremitenin diz ekleminin medialinden varus etkisi yaratacak şekilde geçer. Diz eklemi üzerindeki bu varus etkisi dizin kapsüler yapılarıyla, özellikle de lig. collaterale laterale ile giderilir (1,2,3,8,27,38,44).

Tibia'nın basan ayak üzerinde öne ilerlemesini sağlayan topukta dönme mekanizması basma ortası evresinin başında m. soleus'un eksantrik kasılmasıyla kontrol edilir. M. gastrocnemius da buna yardım eder. Bu evrenin sonuna doğru, ekstremiten basan ayak üzerinde öne ilerledikçe YTKV ayak bileğinin önüne geçer ve dorsifleksiyon momenti yaratır. M. gastrocnemius'un yardımıyla m. soleus dorsifleksiyonu kontrol eder. Karşı ekstremiten vücut ağırlığını basan ayağa aktarırken basan ayaktaki plantar fleksör kasların etkisi oldukça önemlidir. Ayak hafif pronasyondadır (1,2,3,8,38,44).

Frontal düzlemde bakıldığında, kalçanın sabit tutulmasını sağlamak ve aşırı pelvik düşmeyi önlemek için m. gluteus medius aktiftir (Şekil 7) (1,2,3,8,38,44).



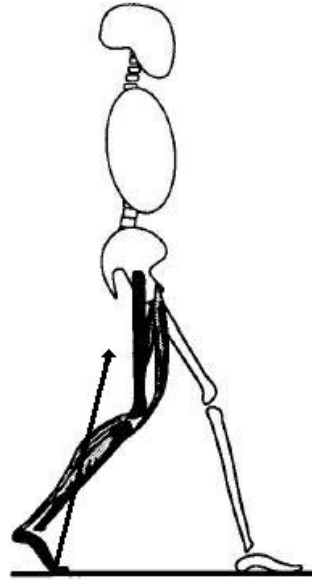
Şekil 7. Basma ortası evresi, başı ve sonu

Basma sonu evresi: Basma sonu evresinde artık tek basma dönemi bitmektedir. Bu evrede, vücudun öne doğru hareketi YTKV'nü ayak bileğinin daha da önüne taşır ve ayak bileğinde daha büyük bir dorsifleksiyon momentini meydana gelir. Bu yüzden, bu evre ayak bileği ekleminde en yüksek dorsifleksiyon miktarının olduğu evredir. Ayrıca plantar fleksör kasların en aktif olduğu evre de topuğun yerden kalktığı bu evredir. Ön ayakta dönme mekanizması ve plantar fleksör kasların etkinliğiyle topuk yerden kalkar. M. soleus ve m. gastrocnemius eksantrik kasılarak tibia'nın öne fazla ilerlemesini engeller ve taşınan birim ayak üzerinde ilerlerken topuğun metatarsal başlar üzerinde kalkmasını sağlarlar. Evrenin başında ekstansiyonda olan diz evrenin sonuna doğru fleksiyona gelir. Dizdeki eklem stabilitesi ve ileri hareket herhangi bir kas aktivitesi olmadan gerçekleşir. 5°'lik pelvik rotasyonla birlikte kalça ekstansiyonu düzgün bir ilerleme sağlar ve adım uzunluğunun artmasını kolaylaştırır. Ekstremitenin salınma geçecek olması ve YTKV'nün kalçanın arkasından geçmesi kalçanın pasif stabilitesini sağlar. M. tensor fascia lata bu vektöre karşılık olarak aktiftir. Basma sonu evresinin sonunda YTKV'nün büyüklüğü aynı yüklenme evresinde olduğu gibi ikinci kez vücut ağırlığından daha yüksek bir büyüklüğe ulaşır. Bu evrede VAM'nin yüksekliği ve yana kayması azalır, DAM'nin önüne geçer. Ayak supinasyondadır (Şekil 8) (1,2,3,8,17,38,44).



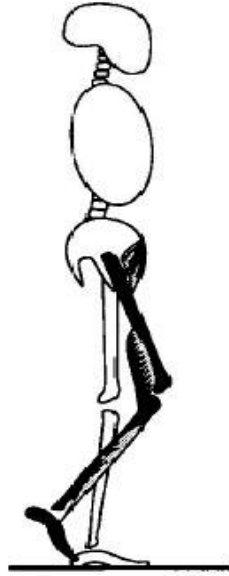
Şekil 8. Basma sonu evresi

Salınım öncesi evresi: Salınım öncesi evresi karşı ekstremitte yere değdiğinde başlar ve parmakların yerden ayrılmasıyla sonlanır. Bu evrede gövde ağırlığı ekstremitte üzerinden kalkar. Amaç bacağı salınım hazırlamaktır. Basma döneminin bitip salınım döneminin başladığı evredir, ayrıca ikinci çift destek dönemini oluşturur. Ayak yeri terk etmeden önce YTKV dizin arkasından geçer, ayak parmakları yerden kalkınca YTKV azalır ve kaybolur. Ayak bileği basma sonu evresindeki dorsifleksiyon durumundan hızlı bir şekilde 20°'lik plantar fleksiyona geçer. Bu evrede ayak bileği plantar fleksiyon açısından en yüksek açısal değere ulaşsa da ekstremitte üzerinde yüklenme olmadığından plantar fleksör kasların aktivitesi düşüktür. Salınım öncesi evrenin sonlarında ise YTKV azalıp kaybolduğundan plantar fleksör kaslar hareketsizdirler. Başlarda mevcut olan dorsifleksiyon momenti de metatarsophalangeal eklemlerin 60° ekstansiyonu ile hızlı bir şekilde azalır. Yerde hiperekstansiyonda bulunan parmaklar dizde 30°'lik pasif bir fleksiyon yaratırlar. Dizin arkasından geçen YTKV'nün etkisiyle diz hızlı bir şekilde, salınım döneminde ayağın yere değmeden aktarılması için gerekenin yarısından fazla olan 35°'lik bir açıyla fleksiyona gelir. Kalça, m. rectus femoris, m. sartorius, m. adductor longus'un ve YTKV'nün de etkisiyle fleksiyon yaparak nötral pozisyona gelir. M. adductor longus ayrıca karşı tarafa yük aktarılmasıyla oluşan pasif abdüksiyonu da azaltır (Şekil 9) (1,2,19,3,34,115).



Şekil 9. Salınım öncesi evresi

Erken salınım evresi: Salınım döneminin ilk evresi olan erken salınım ayağın yerden kaldırılmasıyla başlar, ayak diğer ekstremitenin hizasına geldiğinde biter. Amaç havadaki alt ekstremiteyi hızla ve yere temas ettirmeden öne ilerletmektir. Kalçada, dizde fleksiyon ve ayak bileğinde dorsifleksiyon bileşimiyle ayak yere değmeden öne aktarılır. İlk olarak pretibial kaslar ve m. extensor hallucis longus'un kasılmasıyla 20°'lik plantar fleksiyonda olan ayak bileği ve ayak yukarı kalkmaya başlar. Erken salınım evresinin sonunda, ayağın yere takılmaması için plantar fleksiyon açısı 5° ile 10° arasına kadar düşer. Başta 30° olan diz fleksiyonu da m. biceps femoris'in kısa başı, m. sartorius ve m. gracilis'in etkisiyle, ekstremitenin ilerletilmesi ve ayağın yere takılmaması için 60°'lik fleksiyona gelir. M. iliacus'un kasılması ve aynı zamanda m. gracilis ve m. sartorius'un da etkileriyle kalça da 20° fleksiyona gelir. Bu evrede ayak hafif pronasyondadır (Şekil 10) (1,2,3,8,38,44,46).



Şekil 10. Erken salınım evresi.

Salınım ortası evresi: Salınım ortası evresinde salınan bacak basma dönemindeki bacağın yanına gelir ve önüne geçer. Amaç ayağın yere değmeden öne aktarılmasıdır. Bu evrede ayak parmakları yerden 2,5 santimetre (cm) kadar bir yükseklikten öne aktarılırlar. Bu mesafe zemine takılma açısından güvensiz bir mesafe gibi görünmekle birlikte, yer çekimine karşı vücut parçalarının kaldırılması işini azalttığından enerji tutumluluğu

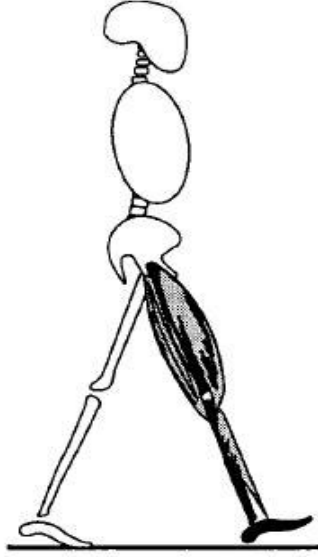
açısından önemlidir. Bu yakın geçiş düz olmayan zeminlerde takılma riskini arttırsa da, adım yüksekliğini azaltarak elde edilen enerji verimliliği göz önüne alındığında önemsizdir. Pretibial kasların aktivitesi ayağın yere takılmadan ilerletilebilmesi için devam eder. Ayak bileği artan dorsifleksiyonla nötral pozisyonuna gelmeye başlar. Moment etkisiyle oluşan pasif diz fleksiyonu ile diz fleksiyonu 30°'ye geriler. Böylece bir sonraki adım uzunluğu için gereken diz ekstansiyonunun yarısı kazanılmış olur. Tibia göreceli olarak dik bir pozisyonundadır. Dik olarak görülen tibia salınım ortası evresinin sonunu gösteren bir belirteçdir. Kalça fleksörleri az bir aktiviteyle 30°'lik fleksiyon açısını korumaya devam ederler. Salınım ortası evresinin başında m. gracilis, m. sartorius ve m. iliacus aktivitesi sona erer. Evrenin ortasında hamstring grubu kaslar uyluğu yavaşlatmak için devreye girerler. Pelvik rotasyon 0°'dir (Şekil 11) (1,2,3,8,38,44,46).



Şekil 11. Salınım ortası evresi.

Salınım sonu evresi: Salınım döneminin son evresi olan salınım sonu salınan ekstremitenine basan ekstremitenin önüne geçtiğinde başlar, ayağın yere değdiği ana kadar sürer. Bu evrede amaç ayağın yere basmaya hazırlanmasıdır. Ayak bileğinin dorsifleksiyonda tutulması, kalçanın fleksiyonu, dizin ekstansiyonu, salınan tarafta pelvisin öne rotasyonu ve aynı taraftaki kalçanın dışa rotasyonu ile en uzun adım uzunluğu elde edilmiş olur. Ayak bileğinin nötral pozisyonu ayağı topukta dönme

mekanizması için hazır hale getirir. M. quadriceps femoris konsantrik olarak kasılarak dizi tam ekstansiyona getirir. M. gluteus maximus ve hamstring grubu kasların uyluk bölgesinde frenleme yaratmak ve 30° olan kalça fleksiyonunun daha da artmasını önlemek için eksantrik kasılmaları oldukça önemlidir (Şekil 12) (1,2,3,8,38,44,46).



Şekil 12. Salınım sonu evresi

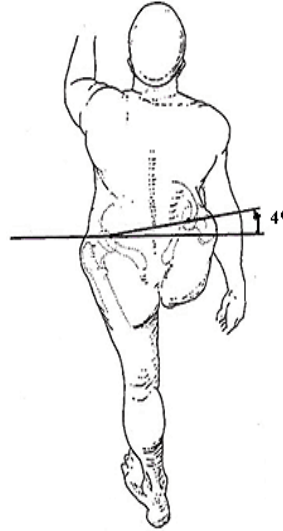
Vücut Ağırlık Merkezinin Yer Değiştirmesini Azaltan Etkenler

Farklı bir şekilde tanımlarsak, yürüme VAM'nin uzayda, en az enerji harcanmasını gerektirecek şekilde bir yerden bir yere taşınmasıdır. Yürüme sırasında VAM'nin yer değiştirmesini azaltan yedi hareket tanımlanmıştır. Bu hareketler sayesinde VAM'nin her düzlemdeki yer değişimleri en aza indirilerek ilerlemesi sağlanır ve ani yön değişiklikleri önlenir. Enerji tüketimi azaltılır. Yabancı araştırmacılar bu hareketlere Türkçede “etkileyen ve tayin eden şey” anlamına gelen “determinant” terimini vermişlerdir (1,2,3,38,47,48,49,50).

Yürüme sırasında VAM'nin yer değişimini azaltan bu hareketlerin temeli iki ilkeye dayanır: 1) VAM'ni normal yer değişim sınırlarının dışına taşıyan her hareket enerji tüketimini artırır ve 2) VAM normal yer değişim sınırlarının içinde olsa da

herhangi bir ters ya da düzensiz hareket enerji tüketimini arttırır. Ortalama boya sahip bir kişide VAM'nin yer değiştirmesini azaltan etkenler olmasaydı VAM'nin dikine yer değişimi 9,5 cm'yi bulacaktı. Oysa bu etkenler sayesinde VAM'nin dikine yer değişimi 4.4 cm ile sınırlı kalmaktadır (1,2,3,38,51,52,53).

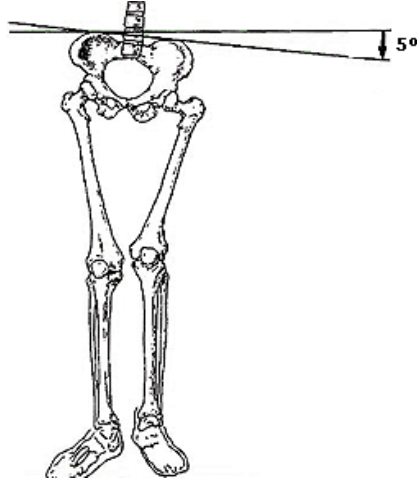
Pelvik rotasyon: Yürümede VAM'nin yer değiştirmesini azaltan etkenlerden ilki, pelvik rotasyondur. Transvers düzlemde bakıldığında, her adımda pelvis salınan ekstremitenin tarafında öne doğru hareket eder. Bu hareketin eksenini basma dönemindeki ekstremitenin ait kalça eklemidir. Ligamentöz kısıtlamalar ve kas aktivitesinin öne doğru olan momentle birleşimi sonucu, pelvis salınım dönemindeki ekstremitenin ilk değme evresinin öncesinde aynı tarafta 4° rotasyon yapar. Diğer ekstremitenin takip eden salınım döneminde de diğer tarafta öne doğru 4° rotasyon yapar. Böylece toplam pelvik rotasyon 8° olur. Pelvik rotasyon sayesinde VAM'nin çift destek dönemindeki alçalması azalır, kalça eklemi öne doğru ilerlediğinden adım uzunluğu artar (Şekil 13) (1,2,3,38,47,48,49,52).



Şekil 13. Pelvik rotasyon

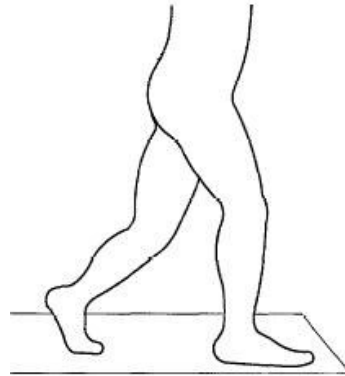
Pelvik düşme: Basma ortası evresinde, vücut yerdeki ayağın üzerinde ilerlerken VAM en yüksek noktasına ulaşır. Salınım dönemindeki pelvisin frontal düzlemde 5° alçalması, salınan taraftaki kalçanın basan taraftaki kalçadan aşağıda olmasını sağlar. Bu da VAM'nin yükselmesini ve vücut ağırlığını kaldırmak için gereken işi azaltır. Pelvik

düşmenin etkisi ile ayak yere yaklaşır. Ayağın yere takılmaması için diz ve ayak bileğinde fleksiyon yapılarak bu sorun giderilir (Şekil 14) (1,3,38, 47,48,49,52).



Şekil 14. Pelvik düşme

Basma döneminde diz fleksiyonu: Bu hareket yürümede iki nedenden ötürü önemlidir. Birincisi, basma döneminin başında bir şok emilimi sağlar. Ayağın yere temasıyla oluşan şokun azaltılması, momentin sürdürülmesini sağlar ve böylece yürümenin sona erdirilmesi ve yeniden başlatılması sırasında oluşacak enerji kaybını azaltır. İkinci olarak, basma dönemindeki diz fleksiyonu kalçanın da yüksekliğini azaltır. Böylece VAM'nin yükselmesi ve vücut ağırlığının kaldırılması için gereken enerji azalır (Şekil 15) (1,3,38,47,48,49,54).



Şekil 15. Basma döneminde diz fleksiyonu

Pelvisin lateral yer değişimi: VAM'ni dengede tutmak için pelvis basan bacağıın üzerine kaymalıdır. Ayrıca, bu hareket basma döneminde tibiayı da dik pozisyona sokar. Bu hareket vücudun dikine hareketi içinde net bir enerji kaybıdır ancak iki ayak üzerinde yürüyebilmek için gereklidir (1,3,38).

Ayak bileği plantar fleksiyonu: İlk değme evresinde başlayıp ayağın yere tam değdiği ana kadar oluşan ayak bileği plantar fleksiyonu VAM'nin alçalmasını azaltır. Basma dönemi sonunda oluşan plantar fleksiyon da aynı şekilde VAM'nin alçalmasını azaltır (1)

Ayak ve ayak bileği rotasyonu: Basma ortası evresinden sonra VAM alçalmaya başlarken ayak bileğinde oluşan plantar fleksiyon ve ayak supinasyonu bacak boyunun kısalmasını önleyerek VAM'nin alçalmasını azaltır (1).

Topuk kalkışı: Son yıllarda yapılan çalışmalarla, basma sonu evresinde olan topuk kalkışının göreceli olarak salınan bacağıın uzunluğunu arttırdığı ve böylece VAM'nin yüksekliğini azalttığı gösterilmiştir. Her ne kadar topuk kalkışı ayak ve ayak bileğinin ortak bir hareketi olsa da, basma sonu evresindeki topuk kalkışı VAM'nin yer değiştirmesini etkileyen en önemli etkidir (48,49).

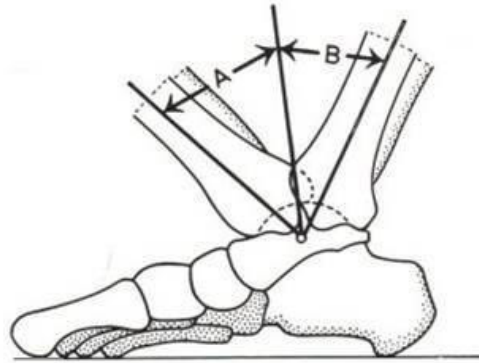
Basma Döneminde Ayak ve Ayak Bileğinin Hareketleri

Sagittal düzlemde ayak ve ayak bileğinin hareketleri üçe ayrılır. Bu hareketlere, sallanan sandalye ya da beşik ayağının hareketine benzetilmesinden dolayı İngilizce terminolojide "rocker" adı verilmiştir. Bu hareketlerin her biri iş ve enerjiden tasarruf sağlanmasını sağlayan etmenlerdir (1,2,3,38).

Topukta dönme: İlk değme evresiyle başlar. Vücut ağırlığının basma dönemindeki ayak üzerine düşmesiyle oluşan moment topuk dönmesi ile korunur. Topuk bir kaldıracın dayanak noktası gibi işlev görür ve vücut bu dayanak noktası üzerinde öne doğru ilerlemeye başlar. Topuk tümseği ayağın toplam uzunluğunun %25'ine eşit uzunlukta bir kaldıraç kolu yaratır. Çünkü ilk değme evresinde bu kaldıraç koluna etki eden YTKV topuktan geçmektedir. Bu vektörün ilk etkisi de tüm ayağı yere basmaya zorlamaktır. YTKV'nün etkisiyle oluşan bu dış momente karşı koymak için, pretibial

kasların (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. peroneus tertius) kontrollü eksantrik kasılmalarıyla bir iç moment yaratılır. Bu eksantrik kasılmayla frenleme ve şok emilimi gerçekleştirilir. Pretibial kaslar eksantrik kasılarak plantar fleksiyona gidişi yavaşlatırken, tibiayı da öne çekerler. Tibia öne ilerlediğinde m. quadriceps femoris eksantrik kasılarak femuru öne çeker ve diz fleksiyonunu kontrol eder. Böylece topukta dönme basan ekstremitenin tümünü iletir (1,2,3,7,38).

Ayak bileğinde dönme: Ayağın tamamı yere değdiğinde topukta dönme biter ve ayak bileğinde dönme başlar. Burada dayanak noktası ayak bileği eklemidir ve tibia bu dayanak noktası üzerinde öne hareket eder. YTKV ayak bileği eklemine önüne geçer ve plantar fleksorların karşı koyması gereken bir dorsifleksor moment yaratır. Bu karşı koyma öncelikle m. soleus'un eksantrik kasılması ve sonrasında m. gastrocnemius ve m. flexor hallucis longus'un da buna katılmasıyla gerçekleştirilir. Böylelikle tibia'nın öne gidişi kontrol edilir. Ayak bileğinde dönme de frenleyici ve şok emici bir mekanizmadır (Şekil 16) (1,2,3,38,55).



Şekil 16. Ayak bileğinde dönme mekanizması.

Ön ayakta dönme: Basma ortası evresinin sonuna doğru plantar fleksor kasların ortak hareketiyle tibiyanın öne ilerleyişi engellenir. Bu da dayanak noktasının metatars başlarına taşınmasını sağlar ve topuğu yerden kalkmaya zorlar. Ayak bileğinde dönme biter, ön ayakta dönme başlar. Plantar fleksor kaslar artık konsantrik kasılırlar ve bu da güçlü bir itici kuvvet yaratarak hızlanmayı sağlar. Metatars başları tüm vücudun üzerinde ilerlediği bir dönme eksenini olarak görev yaparlar (1,2,3,38).

Sürekli şekilde yürümede kuvvetlerin ve momentlerin toplamı sıfırdır. Topukta ve ayak bileğinde dönmenin yarattığı frenleme ve şok emilimi etkileri, ön ayakta dönmenin yarattığı hızlanma etkisiyle dengelenir (2).

Yürümede Kasların Etkinliği ve Koordinasyonu

YTKV'nün oluşturduğu dış momente karşılık olarak kaslar da üç şekilde kasılarak iç moment oluştururlar. Kaslar konsantrik olarak kasılarak hızlandırıcı, eksantrik kasılarak frenleyici ve şok emici, izometrik olarak kasılarak da sabitleyici görevler üstlenirler. Aynı kas yürüme sırasında farklı evrelerde farklı (konsantrik, eksantrik, izometrik) kasılarak değişik işlevler üstlenebilir. Alt ekstremitenin şekli ve kasların doğru kullanımı, kasların boylarını en az değiştirerek en verimli kasılmayı sağlar. Böylece en çok enerji gerektiren kasılma türü olan konsantrik kasılma azalır (1,2,40).

Basma döneminde, kaslar sadece dış momentin dinamik dengeyi ve eklem stabilitesini bozduğu anlarda kasılarak enerji harcarlar. Yürüme sırasında sagittal düzlemde oluşan dış momentler kalça ve dizde fleksiyon, ayak bileğinde dorsifleksiyon momentleridir. Frontal düzlemde ise kalça abdüksiyonu, addüksiyonu ve subtalar eklemden inversiyon, eversiyondur. Bu dış momentlerin etkili olduğu evreler haricinde eklem stabilizasyonu bağlarla pasif olarak ya da atalet etkisi ile sağlanır. Böylece dış momentler ile stabilizeyi sağlayan kas etkinliği, atalet ve pasif bağ gerilimi arasında sürekli bir denge oluşur (1,2,40,56).

Yürümenin farklı evrelerinde farklı şekilde kasılma, elastikiyet ve eklemler arasında enerji aktarma gibi özellikler sayesinde kasların etkinliği artar. Bir kas eksantrik, konsantrik ve izometrik kasılarak yürümenin farklı evrelerinde değişik görevler yapabilir. Kaslar pasif gerilme ile lastik gibi uzatılıp bırakıldığında, eski haline dönerken eklemden hareket oluştururlar (elastik geri tepme). Günlük hayatta sıçramak için çökerek, bir şey fırlatmak için de kolu arkaya doğru gererek bu özelliği kullanırız ve böylece daha az enerjiyle daha güçlü kasılma sağlarız. İki eklem üzerinde de etkinliği olan (biartiküler) kaslar yürümede enerji transfer eden kayışlar gibi işlev görürler. M.psoas, m.rectus femoris, m.triceps surae ve hamstring grubu kaslar bu sınıfa girerler. Bir eklemden hareket oluştururken diğer eklemden frenleyici etki gösterebilirler. Kasların bu özelliği sayesinde normal yürüme sırasında %20 civarında enerji tasarrufu yapılır. Yürüme sırasında kasların

asıl görevi enerji üretmekten çok segmentler arası enerji transferidir. Örnek olarak, hızlı yürümede m.rectus femoris salınım öncesi ve erken salınım evrelerinde konsantrik kasılarak kalçada fleksiyona neden olurken, distalde eksantrik kasılmayla patellar tutunuşu sayesinde diz fleksiyonunu kısıtlar. Böylece baldır bölgesinden uyluk bölgesine enerji aktarır. Aynı kastaki bu iki kasılma şeklinin sonucu hemen hemen izometrik bir kasılmadır (1,2,40,41,56,57,58,59).

Yürüme Evrelerine Göre Kas Etkinlikleri

İlk değme evresi: M.tibialis anterior, m.extensor digitorum longus ve m. extensor hallucis longus (dorsifleksör kaslar) ilk değme evresinin başından yüklenme evresine kadar eksantrik kasılarak ayak bileği ve subtalar eklemi nötral pozisyonda tutarak frenleyici görev yaparlar. M.peroneus tertius'un da, aynı lateral tendonu paylaştıkları ve kas lifleri birbirine karıştığı için m.extensor digitorum longus gibi etki ettiği düşünülmektedir (1,2,3,38,44).

M.quadriceps femoris ve hamstring grubu kaslar kasılarak dizin önünden geçen YTKV'nün yarattığı ekstansör momente karşı dizi nötral pozisyonda tutarlar (1,2,3,38,44,56,59).

Kalça ilk değme evresine 35°'lik bir fleksiyonla girdiğinden ve YTKV de kalçanın önünden geçerek bir fleksiyon momenti yarattığından, m.gluteus maximus ve hamstring grubu kaslar konsantrik kasılarak buna karşı koyarlar. Frontal düzlemde bakıldığında m.gluteus medius pelvisi stabilize etmeye hazır bir şekilde etkindir. Kalça abdükörleri, bu evreden itibaren basma ortası evresine kadar, pelvik düşmeyi 4°'de tutabilmek için etkindirler (1,2,3,38, 44,56,59).

M.erector spinae bu evrede kasılarak omurgada oluşan fleksör dış momenti dengeler ve gövdede medial-lateral stabilizasyon sağlarlar. Karın kasları da gövdenin stabilizasyonunda rol alırlar (1,44).

Yüklenme evresi: Dorsifleksör kaslar eksantrik kasılarak plantar fleksiyonu ayarlar ve şok emilimini sağlarlar. Bu kaslar bu evreden itibaren basma döneminin geri

kalan bölümünde ayak invertör ve evertörü olarak da görev yaparak medial-lateral stabiliteyi sağlarlar (1,2,3,38,44).

Diz de, m.quadriceps femoris'in şok emilimi amacıyla eksantrik kasılmasıyla fleksiyoona gelir (1,2,3,38,44,50,59).

Sadece kalça ekstansörü olarak tanımlanmasalar da, hamstring grubu kaslar pelvisin ve gövdenin öne fleksiyonunu sınırlayarak kalça ekstansörü olarak görev yaparlar. Hamstring grubu kasların görevi basma dönemi ilerledikçe m.gluteus maximus tarafından üstlenilir. M.gluteus maximus, m.adductor magnus ve hamstring grubu kaslar şok emilimi yaparlar. Vücut ağırlığı basan ayağın üzerine binerken kalça addüktörlerinin de medial-lateral stabiliteyi sağlama görevleri başlar. Kalça addüktörleri femurun iç rotasyonuna yardımcı olurlar (1,2,3,38,44,50,59).

Basma ortası evresi: Bu evrede, alt ekstremitte basan ayak üzerinde sallanan sandalye ayağı mekanizması ile ilerlerken YTKV'nün yarattığı giderek artan dorsifleksiyon momentine, m.soleus'un eksantrik kasılması ve m.gastrocnemius'un buna yardım etmesiyle karşı konur. Bu plantar fleksör kasların etkinliği ayak bileğindeki dorsifleksiyon oranını kontrol eder. Bu evrede, salınım öncesi evresinde olan diğer ekstremitte vücut ağırlığını basan ekstremitteye aktardığı için plantar fleksör kasların etkinliği çok önemlidir (1,2,3,17,38,44,58,59,60).

M. quadriceps femoris bu evrenin sadece başlangıcında diz ekstansörü olarak etkindir. Sonrasında, diğer salınan bacağın yarattığı ekstansiyon momenti sayesinde diz kas etkisine gerek olmadan ekstansiyona gelir ve m.quadriceps femoris'in kasılmasına gerek kalmaz. Frontal düzlemde bakıldığında, basma ortası evresinin sonunda diz ekleminin medialinde bulunan YTKV dizde varus momenti yaratır. Bu momente diz ekleminin kapsüler yapıları, özellikle de lig. collaterale laterale karşı koyar (1,2,3,38,44).

M.gluteus maximus evrenin başında etkinen kalça femur üzerinde dik bir hizaya geldiğinde pasif duruma geçer. Diğer salınım dönemindeki ekstremitenin yarattığı yukarı moment etkisiyle basan ekstremitenin maruz kaldığı YTKV'nün büyüklüğü azalır ve stabilitesi artar. Böylece, m.gluteus maximus'a bir ekstansör olarak ihtiyaç azaldığından bu kas daha çok bir kalça abdüktörü olarak etkindir (1,2,3,38,44,56).

Basma sonu evresi: Bu evrede, vücut ağırlığının daha öne düşmesi YTKV'nü ayak bileğinin daha da önüne taşıyarak daha büyük bir dorsifleksiyon momenti oluşmasını sağlar. Topuğun yerden kalkmasından dolayı plantar fleksör kasların en etkin olduğu evredir. M. soleus ve m. gastrocnemius konsantrik kasılarak tibianın öne gitmesini engellerler, topuğun metatarsların başları üzerinde yerden kalkmasını ve vücudun hızlanmasını sağlarlar (1,2,3,17,38,44,45,50,56,58,59).

Başta m. quadriceps femoris eksantrik kasılarak YTKV'nün dizin arkasında oluşturduğu fleksör dış momenti dengeler. Evrenin sonunda diz tam ekstansiyona gelir, eklem stabilitesi ve ileri hareket hiçbir kas etkinliğine gerek olmadan gerçekleşir (1,2,3,38,44,50,59).

M. gluteus maximus m. adductor magnus'la birlikte kasılarak kalçada ekstansiyon oluşturur ve vücudun öne itilmesini sağlar. Kalça addüktörleri bu evrenin sonunda kalça fleksörleri ile birlikte bacağı salınma hazırlamak üzere etkindirler. M. tensor fasciae latae kalçanın arkasından geçen YTKV'ne karşılık olarak etkindir (1,2,3,38,44,50,59).

Salınım öncesi evresi: Dorsifleksiyon durumundaki ayak bileği bu evrede hızla yaklaşık 20°'lik plantar fleksiyona gelir. Ayak bileği yürüme sırasındaki en yüksek dereceli plantar fleksiyonda olsa da ekstremiteye yüklenme olmadığı için plantar fleksörler etkin değildirler. Metatarsophalangeal eklemler 60°'lik ekstansiyona gelirken evrenin başında mevcut olan dorsifleksiyon momenti de hızla azalır (1,2,3,38,44).

Hiperekstansiyondaki parmaklar, vücut ağırlığının metatars başlarının önüne taşınması ve diğer ekstremiteye yüklenmeden dolayı diz pasif olarak fleksiyondadır. Ancak evrenin başında dizin aşırı fleksiyona gitmesini engellemek için m. quadriceps femoris kısa bir süre etkindir (1,2,3,38,44).

M. rectus femoris, m. sartorius, m. adductor longus'un kasılmaları ve YTKV'nün etkisiyle kalça nötral pozisyonuna doğru fleksiyona geçer. M. adductor longus ayrıca vücut ağırlığının diğer tarafa aktarılmasıyla oluşan pasif abdüksiyonu da frenler (1,2,3,38,44).

Erken salınım evresi: Salınım ortası evresinde ayağın yere takılmaması için dorsifleksör kaslar kasılarak ayak ve ayak bileğini kaldırır. Başta 20° civarında olan plantar fleksiyon evrenin sonunda 5° ila 10° arasında bir değere kadar iner (1,2,3,38,44,46).

Diz bu evreye 30° fleksiyonda girmiş olsa da, ekstremitenin ilerletilmesi ve ayağın yere takılmaması amacıyla m.biceps femoris'in kısa başı, m. sartorius ve m.gracilis'in etkinlikleriyle hızla 60°'ye çıkar (1,2,3,38,44,59,61).

Kalça m.iliiacus, m.sartorius ve m.gracilis'in etkinlikleriyle 20° fleksiyondadır (1,2,3,38,44,59).

Salınım ortası evresi: Ayağın yere değmeden ilerletilmesi için dorsifleksör kaslar kasılmaya devam ederler (1,2,3,38,44,46).

YTKV'nün etkisiyle diz pasif olarak 60°'den 30° fleksiyona gelir (1,2,3,38).

M.iliiacus kalça fleksiyonunu sürdürür. Evrenin başında m.gracilis, m.sartorius ve m.iliiacus'un etkinlikleri biter, hamstring grubu kaslar evrenin ortasından itibaren uyluğa frenleyici etkide bulunurlar. Pelvik rotasyon sıfır olduğu için m.gluteus medius etkin değildir (1,2,3,38,44).

Salınım sonu evresi: Ayak bileği dorsifleksör kasları kasılmaya devam ederler ama bu evrede amaç sadece salınan ayağın yere takılmaması değil, ayağın yere uygun teması ve ilk değme için uygun ayak pozisyonudur (1,2,3,38,44,46).

Evrenin ikinci yarısında, m.quadriceps femoris konsantrik olarak kasılarak dizi tam ekstansiyona getirip pelvik rotasyonun da yardımıyla adım uzunluğunun artmasını sağlar (1,2,3,38,44).

Kalçanın daha fazla fleksiyona gelmemesi ve uyluk bölgesinin frenlenmesinin başarılması için m.gluteus maximus ve hamstring grubu kaslar eksantrik olarak kasılırlar (1,2,3,17,38,44,46,59).

Yürümenin Sinirsel Kontrolü

Hareketin kontrolü hakkındaki çalışmaların çoğu hayvanlarda yapılmıştır. Ancak, özellikle kedilerle insanlar arasında birçok temel benzerlikler olduğu gösterilmiştir. Yürüme sırasındaki dönemlere bağlı refleksler buna iyi bir örnektir. Yürüme düzeninin bozulması refleks cevaplara neden olur ancak motor cevaplar ve biyomekanik koşullar yürüme döngüsünün farklı zamanlarında değişkenlik gösterdiği için bu cevaplar kalıplaşmış sayılamazlar. Kedide olduğu gibi insanda da yürümenin çeşitli evrelerinde aynı uyaranlara farklı cevaplar oluştuğu gösterilmiştir (62,63,64,65).

İnsanın hareket etmesi merkezi sinir sisteminin omurilik, beyin sapı, serebral korteks gibi çeşitli düzeylerince hiyerarşik olarak kontrol edilir. Son dönemde yapılan çalışmalar omurilik üzerine yoğunlaşmıştır. Bunun nedeni omurgasızlar ve daha aşağı omurgalılarda gösterilmiş olan Merkezi Örüntü Oluşturucu (MÖO)'lardır (2,45,53,61,62,63,64,66,67,68,69,70,71,72).

Omurilik en alt düzeydir. Omuriliğin hareketin verimli düzenlenmesi için MÖO adı verilen temel kontrol birimleri içerdiği, bu birimlerin yürümenin otomatik kontrolü ve beklenmeyen düzensizliklere cevap için bacaklarda bulunan periferik reseptörlerden geribildirim aldığı düşünülmektedir (2,61,63,64,66,67,68,72).

Omurilik kas liflerini harekete geçiren motor nöronlar içerir. Devreler oluşturan internöronlar aracılığıyla motor nöronlar birbirlerini uyarabilirler. Yürüme sırasında alt ekstremitenin kasları ilgili motor nöron grubunun uyarısıyla tipik bir örüntü içerisinde kasılırlar. Bir çok türde yürüme sırasındaki kas kasılmalarının döngüsel örüntüsünün omurilikteki internöronal devreler yani MÖO'lar tarafından gerçekleştirildiği gösterilmiştir (2,63,64,65,66,70,72).

İnsanların doğumdan önce, henüz beyin ve inen yolaklar olgunlaşmadan adım atma davranışı sergilediği ultrasonla görülebilmektedir. Yenidoğan bebekler de koltuk altlarından tutulup yere bastırıldıklarında adımlama hareketleri yapmaktadırlar. Tam olmayan omurilik kesisi olan hastalarda başka birinin adım hareketleri yaptırmasıyla etkinleştirilen periferik afferentlere beyin etkisinden izole edilmiş lumbal omurilik bölgesinin ritmik, yürümeye benzer cevap verdiği görülmüştür. Ayrıca uzun süreli tam

omurilik kesisi olan hastalarda ikinci lumbar segmente elektrik uyarısı verilerek ekstremitelerde ritmik, birbirini izleyen basma ve salınım dönemleri oluşturulmuştur. Tüm bunlar, varlığı gösterilemese de insan omuriliğinde de MÖO'ların bulunduğu inanılmasını sağlamaktadır (45,53,64,65,66,71,73).

MÖO'ların en az iki karşılıklı inhibitör bölüm (yarı merkez) içerdiği düşünülmektedir. Bu yarı merkezlerden biri bacadaki tüm eklemlerde fleksiyonu uyarırken, diğeri de ekstremitenin tümünde ekstansiyonu uyarır. Özellikle salınım dönemi içerisinde, fleksör yarı merkez aktifken ekstansör yarı merkeze ket vurur. Basma döneminde de tam tersi geçerlidir. MÖO evrelere göre fleksör ve ekstansör kasları etkinleştiren bir osilatör birim sayılabilir. Efferent ve afferent yollar aracılığıyla bu osilatör birim ekstremitelerle bağlantıdadır. Agonist ve antagonist kasların harekete geçmesinin zamanlaması omurilik düzeyinde düzenlenir, böylece inen sinyallerin zamanlamasının iyi ayarlanmış olması gerekmez (2,63,64,70,71,72).

İnsanda MÖO oldukça karmaşık bir işi başarmak zorundadır. Yürüme sırasında ekstansör ve fleksör kaslar çeşitli evrelerde farklı düzeylerde kasılırlar. Bu yüzden, insanda yürüme sırasındaki bu karmaşık kas kasılmalarını kontrol edebilmek için omuriliğin farklı seviyelerinde birçok MÖO merkezleri olmalıdır (45,64).

Omurilikle olan geribildirim sistemi sayesinde kas içiği, maruz kaldığı yük değişse de, kasa gelen uyarılar düzensiz olsa da kas kasılmalarını yumuşatan bir söndürme işlevi görür. Kas içcikleri gerilmeye oldukça duyarlıdır ve bu yüzden yürüme döngüsünün evrelerinde aktiftirler. Kas içciklerinin grup 1a duyuşal afferent lifleri omurilikteki motor nöronlara bağlanarak monosinaptik refleks mekanizması oluşturur. Örneğin, m.soleus'un gerilme refleksi basma ortası evresinde ayak bileği için yararlıyken, salınım döneminde ayak bileği dorsifleksiyondayken yararsızdır. Tersine, salınım döneminde de hamstring grubu kasların gerilme refleksi yararlıdır. Salınım sonu döneminde hamstring grubu kaslar, diz ekstansiyonu ve kalça fleksiyonu sonucu ani bir şekilde gerilirler. Bu da hamstring grubu kasların gerilme refleksine bağlı olarak kasılmasını sağlar. Böylece otomatik olarak frenleme mekanizması çalışır. İnsanda yapılan çalışmalarda gerilme refleksinin, eğer kasın bir evredeki katkısı anlamlıysa kolaylaştırıldığı, kasın katkısı gerekmiyorsa refleks cevapların oldukça düşük olduğu gösterilmiştir (2,45,61,64,67,72,74,75).

Bir ekstremite yerçekimine karşı koymak durumunda kaldığında çeşitli refleksler ekstansör kasların etkinliğini artırırken, salınım dönemine girmemek için fleksör kasların etkinliğine de ket vururlar. Basma döneminde, ekstansör bacak kaslarındaki Golgi tendon organları ve ayak tabanında bulunan mekanoreseptörler MÖÖ'nun fleksör yarı merkezine ket vururlar. Salınımın başlatılabilmesi için basma dönemindeki ekstremite üzerindeki yükün azalması ve yükle ilgili afferent uyarının belli bir eşğin altına düşmesi gereklidir. Veya tam tersi, yeterli yük aktarımı oluşana kadar basan ekstremite desteğini sürdürmelidir (2,45,64,67,76).

Ayak tabanından gelen duysal sinyaller ve eklemlerin etrafından kaynaklanan durum duyuları ayak basıncının ve bir yüzey üzerinde yürüme sırasında adımların hızının kontrolünde önemli rol oynarlar. Örneğin, ayak öne itildiği sırada ayak tabanı bir engelle temas ederse, gövdenin fleksiyonu geçici olarak durur, ayak daha yükseğe kaldırılarak engel aşılır (63,67,71,74,76).

Ayrıca m. quadriceps femoris ve hamstring grubu kaslar üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda, uyluktaki kasların gövdeye göreceli olarak ayağın hızı hakkında durum duyusu kaynağı oldukları gösterilmiştir (2,45,46,61,74).

MÖÖ'nun fleksör yarı merkezi basma dönemi sonunda oluşan iki duysal uyarı ile etkinleşir. Ekstremitedeki yük aktarımı sona ermişse ve yük sinyalleri zayıfladıysa fleksör yarı merkeze ket vurma sona erer. İkinci olarak basma sonu evresindeki ekstremitenin pozisyonuyla ilişkili olarak MÖÖ'nun fleksör yarı merkezine kuvvetli uyarıcı sinyaller gelir. Kediler üzerinde yapılan çalışmalarda kalça ekstansiyonunun belirli bir dereceye gelmesinin salınım döneminin başlamasını sağladığı gösterilmiştir. Tersine, kalça fleksiyona getirildiğinde yürüme durmuştur. Basma döneminin süresi ve ilgili ekstansör kas etkinliğinin, hem kalça pozisyonuna hem de basan ekstremite üzerindeki yüke bağlı olduğu insan bebeklerde de gösterilmiştir. Ayrıca, yetişkinlerde de ekstremite üzerindeki yük miktarı basma döneminden salınım dönemine geçiş zamanlamasını etkiler. İnsan yürürken basma ortası evresindeki ayağı bir çukura girer ve ekstremite aniden yüksüz kalırsa, kalça pozisyonu hakkındaki geri bildirim ekstremitede fleksiyonu önler (62,63,64,66,67).

İnsanda beyin sapı ve kortekste bulunan yüksek merkezlerin omurilik reflekslerinde değişiklikler oluşturabildikleri bilinmektedir. Yürüme yüksek derecede bilinçli kontrol gerektirir (2,64,66).

İkinci düzey beyin sapıdır. Beyin sapı motor kontrolle ilgili olarak, erekt postür için gereken aksiyal vücut tonusunun korunmasını ve bu tonusun farklı yönlerde sürekli değişimini yani dengeyi sağlar. Bunu başarabilmek için beyin sapı vestibüler sistemden sürekli geribildirim alır (2,61).

Korteks motor kontroldeki en üst düzeydir ve istemli hareketlerden sorumludur. Normal yürüme için düzgün çalışması şarttır. Motor korteks primer motor alan, premotor alan ve yardımcı motor alan olmak üzere üç bölümde incelenir. İnsanlarda kortikospinal uyarıyı azaltmak amacıyla motor kortekste inhibitör devreler motor eşiğın altında yapılan transkraniyal manyetik stimülasyonla etkinleştirildiğinde, yürüme sırasındaki plantar fleksör ve dorsifleksör kas etkinliğinin düştüğü görülmüştür (2,9,57,66,74,77,78).

Primer motor alan motor hareketleri başlatabilir, ancak özel bir hareket yaptıran kas gruplarının kasılma düzeninin sağlanması için premotor ve yardımcı motor alanlar da gereklidir (2,9,61,74,77,78).

Premotor alan primer motor alanın hemen önünde yer alır. Bu alanın uyarılması çoğu kez kas gruplarının karışık kasılmalarına neden olur. Bacakların ileri geri hareketleri bu alanın uyarımıyla gerçekleşir. Premotor alanın primer motor alana doğrudan bağlantıları vardır. Ayrıca, primer motor alanla bazal gangliyonlar aracılığıyla ve yine talamus üzerinden de bağlantı kurar. Premotor alan karmaşık hareket dizilerinin eşgüdüm ve tasarımı için önemlidir (2,9,61,74,77,78).

Yardımcı motor alan premotor alanın üzerinde ve önünde bulunur. Bu alanın yol açtığı kasılmalar genellikle çift taraflıdır. Ellerin ve ayakların motor kontrolü için primer ve premotor alanlarla uyumlu çalışır. Bu alandaki etkinliğin, yürürken ayakta durmaya göre daha yoğun olduğu insanda gösterilmiştir (2,9,68,74,77,78).

Motor sinyaller korteksten omuriliğe tractus pyramidalis (tractus corticospinalis) ile doğrudan, bazal gangliyonlar, beyincik ve beyin sapındaki çeşitli çekirdeklerin dâhil olduğu bir çok ek yollarla dolaylı olarak iletilir (2,9,61,77,78).

Bazal gangliyonlar yoğunluk ve yönüyle ilgili olarak, kas hareketlerinin karmaşık düzeninin kontrolüne yardım ederler. Kortekse yardımcı olmada en önemli iki görevleri, öğrenilmiş bilinç dışı hareketleri uygulamak ve çoklu, benzer ve ardışık hareketlerin planlanmasıdır. Bazal gangliyonlar ve beyin sapı sisteminin hareket ve postür kontrolünün otomatik nöral süreçleriyle ilgili olduğu zannedilmektedir (2,9,68,77,78).

Beyinciğin asıl görevi, motor aktivitelerin zamanlanması ve bir hareketten diğerine hızlı geçme işini ayarlamadır. Yürürken iki ekstremitenin arasında koordinasyon sağlanmasında rol oynar. Bu yüzden agonist ve antagonist kas gruplarının karşılıklı ilişkisinde özellikle etkindir. Beyinciğin insanlarda basma dönemi ve yürümeyi başlatmada etkili olduğu, kontrol ettiği ve ayarladığı bilinmektedir. Beyincik hasarı olan kişilerde yürüme sırasında alt ekstremitelerdeki eklemlerin birbirlerine göre anormal oranlarda hareket ettikleri, salınım döneminde diz fleksiyonunun zamanlamasında gecikmeler olduğu, kalça, diz ve ayak bileği ekleminde uygun ayarlamaları yapmakta güçlük çektikleri, eklem hareketlerini kısıtladıkları gösterilmiştir. Bu bilgilere dayanarak beyinciğin görevinin yürüme sırasında alt ekstremitenin eklemlerinin birbirlerine göre hareketlerini kontrol etmek olduğu söylenebilir (2,9,63,68,77,78,79).

Beyincik ve bazal gangliyonların motor hareketlere tam katkıları kesin olarak bilinmese de, her ikisi de akıcı ve pürüzsüz hareket ve postür için gereklidir (2,66,74,79).

Sonuç olarak, insanda da yürümenin temel ritmi temelde diğer memelilerdekine benzer MÖÖ'lerle yönetilir, diğer nöral yapılar ve duysal girdilerle önemli ölçüde modüle edilir. Farklılık, dört ayaklılık yerine iki ayaklılıktan doğar, inen yolaklardan işlev (özellikle denge) talebi çok daha yüksektir. Yeni doğan hayvanların çoğu hemen doğrulup yürümeye başlarken bu özellik insanda yoktur. İnsanda supraspinal bağımlılık çok daha belirgindir ve bu omurilik zedelenmesinde dezavantaj yaratır (61,66,68).

Çocuklarda Yürüme Özellikleri ve Yürümenin Olgunlaşması

Normal yetişkinler yürüme işini belirgin bir çaba harcamadan ve çok düşünmeden yerine getirirler. Bu, öğrenilen ve çocuklukta ustalaşılan bir süreçtir. Küçük bir çocuk ilk tereddütlü adımını attığında, biyomekanik stratejisi düşme riskini azaltmaktır. Sonra, bireyoluş boyunca dayanıklılık artar, postural kısıtlamalar azalır ve mediolateral denge gelişir. Gelişim en uygun nöral ağı seçimi ile ilerler, böylece kas etkinliğindeki değişkenlik, antagonist kasların bir eklem üzerinde eşzamanlı kasılmaları azalır ve yetişkin örüntü ortaya çıkar (38,53,69).

Erken gelişim dönemi: İnsan hayatının ilk birkaç yılı en hızlı büyüme ve gelişmenin olduğu dönemdir. Merkezi ve periferik sinir sistemlerinin geliştiği bu dönem içerisinde, yürümenin gelişimi de motor gelişimin tipik örüntüsü içerisinde yukarıdan aşağıya, proksimalden distale ve kaba hareketlerden ince hareketlere doğru gelişir. Yürüme için önkoşul olan baş kontrolü 2 aylıkken gelişmeye başlar. 4 ile 6 ay arasında çocuklar kollarıyla destekleyerek yüzükoyun durup kendilerini yuvarlayabilirler. Yuvarlanma yüzükoyun durarak başlar, sonrasında sırt üstü yatarken de yapılmaya başlanır. Aynı dönemde kolların desteğiyle bağımsız olarak oturmaya da başlar. 9 aylık olduğunda hareketlilikteki belirgin artış, emekleme, elleri ve dizlerinden destek alarak ayağa kalkma olarak devam eder. Oturma, emekleme ve ayağa kalkmanın başarılması destekli ve bağımsız yürüme için çocuğun ustalaşması gereken önkoşullardır (9,38,53,80,81).

Destekli yürüme: 8–10 aylık olduğunda çocuklar çevredeki eşyalara tutunarak yürümeye başlarlar. Oldukça değişkenlik gösterse de bu destekli yürüme dönemi ortalama iki ay kadar sürer. Bu dönem destek almak için kolların kullanıldığı ve bağımsız yürümeye öncülük eden bir ara dönem olarak nitelendirilebilir (38,82).

Bağımsız yürümeyle karşılaştırıldığında destekli yürümede yürüme döngüsünün ve basma döneminin süresi daha uzun, başarılı adım sayısı ve yürüme hızı daha düşüktür. Destekli yürümede ortalama olarak hız 39 cm/s, adım uzunluğu 44 cm ve basma dönemi de döngünün %65'i olarak tespit edilmiştir (1,38,81).

Normal erişkinlerle kıyaslandığında, destekli yürüyen çocuklar daha çok kalça fleksiyonu yaparlar. Kalça ekstansiyonu da oldukça değişkenlik gösterir ve pek düzgün değildir. Basma dönemindeki diz fleksiyon oranları da yetişkinlerden çok farklılık gösterir. İlk değme evresinde yetişkinlerde 1° olan diz fleksiyonu destekli yürüyen çocuklarda 21° olarak ölçülmüştür. Salınım döneminde ise yetişkinlerle aynı özellikleri göstermektedirler (9,38,81,82,83).

Yetişkinlerde ilk değmede topuk vuruşunu ayak bileğinde plantar fleksiyon takip ederken, destekli yürüyen çocuklarda topuk vuruşunun tutarsız olduğu ve dorsifleksiyon ile devam ettiği görülür. Destekli yürümede açık, düzgün bir topuk vuruşu yoktur. Çocuk topuğuyla, ayağının ortası veya parmaklarıyla yere ilk değmeyi yapabilir. Salınım sonu evresinde tam diz ekstansiyonu olmaması ve ayak bileği dorsifleksiyonu bu farklılığın olası nedeni olarak düşünülmektedir (38,66,80,81,84).

Destekli yürüme dönemindeki çocukta yetişkine göre artmış kalça fleksiyonu, düşük diz ekstansiyonu, artmış ayak bileği dorsifleksiyonu, düşük yürüme hızı, kas etkinliğinde artmış değişkenlik ve daha az hareket düzensizliği görülür (38,82).

Bağımsız yürüme: Destekli yürüme döneminden sonra çocuk olgunlaşmamış bir yürüme örüntüsüyle bağımsız yürüme dönemine geçer. Bu dönem de olgun yürüme ile destekli yürüme arasındaki bir geçiş dönemidir. Tutarsız yürüme örüntüsü, karşılıklı kol salınımının olmaması, artmış adım genişliği, kalça fleksiyonu, çift adım uzunluğu ve dakikadaki adım sayısı bu dönemi yetişkin yürümesinden ayırır (1,2,38,53,80,81,82,83,84).

Bağımsız yürümede, ilk değme evresinde diz yetişkinlerde olduğu gibi çok az bir fleksiyondadır ve yüklenme evresinde yetişkininkine benzer diz fleksiyonu oluşur. Çoğu çocukta 2 yaş civarında diz fleksiyonu sağlanır (1,38,82).

İlk değme evresindeki tutarlı topuk vuruşu, ortalama olarak 18,5 aylıkken ve ilk yürümenin başladığı tarihten 22,5 hafta sonra görülür. Ortalama olarak 19,5 aylıkken ve bağımsız yürümenin başlangıcından 27 hafta sonra basma dönemindeki ayak ve diz düzeni gelişmeye başlar. İlk değme evresindeki ayak bileği dorsifleksiyonunda, destekli

yürümeyle kıyaslandığında oldukça belirgin bir düşme vardır. 4 yaş civarında adım genişliği daralır ve kol salınımı belirir (1,38,85).

Yetişkinlerle kıyaslandığında topuk ve metatars başlarının maruz kaldığı basınç da daha düşüktür. Bu, çocuklarda yürüme hızının daha düşük olması, çocuk ayağının yumuşak yapısı ve daha düşük vücut ağırlığıyla açıklanabilir (84).

Çocuk destekli yürümeden bağımsız yürümeye geçtiğinde yürüme hızı da artış gösterir. Ancak, çocuklar yürüme hızlarını ayarlama konusunda yetersizdirler. Bağımsız yürümede ortalama yürüme hızı 64 cm/s bulunmuştur. Bağımsız yürüten çocukta yürüme hızındaki belirgin artışın nedeni, destekli yürümedekine göre dakikadaki adım sayısının artmasıdır. Kas iskelet sisteminin gelişmesiyle boy uzunluğu artar ve buna bağlı olarak bacak ve adım uzunluğu da artar. Böylece bağımsız yürüme olgunlaştıkça, dakikadaki adım sayısı azalırken adım uzunluğu artar. Bu da daha hızlı yürümeyle sonuçlanır. 7 yaşındaki bir çocuğun dakikadaki adım sayısının yetişkine göre %26 fazla olduğu tespit edilmiştir (38,53,80,86).

Ortalama 4 yaşına kadar çocuk yürüyüşü yetişkin yürüyüşünden belirgin farklılıklar gösterir. Dakikadaki adım sayısı, adım uzunluğu ve yürüme hızı yeterli gelişim tamamlandığında normal erişkin değerlerine ulaşır (1,80,81).

Yaşlılarda Yürüme Özellikleri

Yaşlılarda yürümedeki değişimler ya doğal yaşlanma süreci ya da altta yatan bir patolojiye bağlı olarak oluşur. Kas kuvvetinin azalması, kas atrofisi, eklemlerdeki dejeneratif bozukluklar, nöromusküler koordinasyon problemleri, görme yetisindeki kayıplar ve postüral değişiklikler yürümede değişime neden olan etmenlerdir. Yaşlılardaki yürüyüş ayrıca sinerji disfonksiyonu ve santral sinir sistemindeki bozukluklardan da etkilenmektedir (1,42,87,88).

Yürümede yaşa bağlı değişiklikler altıncı veya yedinci dekatta başlar ve genellikle 62 yaşın üzerinde ortaya çıkar. Bu yaşa kadar her dekatta yürüme hızı ve adım uzunluğu erkeklerde %16,1, kadınlarda %12,4 oranında azalırken bu yaştan sonra değişim dekat başına %1 ile %2 arasında olmaktadır (1,42,88).

Yaşlılar üzerinde yapılan yürüme analizleri sonucunda, normal fizyolojik değerlere göre adım uzunluğu daha kısa bulunmuştur. Yürüme hızı, yürüme sırasındaki diz ekstansiyon ve fleksiyon açısı, kalça fleksiyon ve ekstansiyon açısı, kalça ve diz rotasyonları, ayak plantar fleksiyonu, yere basma açısı, vertikal salınım ve başın vertikal hareketi daha az, yana doğru baş hareketi, adım genişliği daha fazla ve çift destek dönemi daha uzun bulunmuştur. Diz ve kalça momentleri arasındaki dinamik denge indeksi yaşlılarda düşüktür. Yürüyüş sırasında daha az kuvvetli itme ve daha düz ayakla yere basma görülür. Tüm bu farklılıklar ve kas kasılmasını arttıran postüral değişiklikler nedeniyle yaşlılar yürüme sırasında daha fazla enerji tüketirler (1,42,46,87,88,89).

YÜRÜME ANALİZİ

Tarihçe

İnsan hareketinin bilimsel değerlendirilmesi MÖ 4. yüzyıla kadar uzanır. MÖ 384–322 yılları arası yaşamış olan Aristo “De Motu Animalium (Hayvanların Hareketi Hakkında)” adlı eserinde kasların hareketini tanımlamış ve eklem hareketlerini kas kasılmasının yaptırdığını bulmuştur. Bu yüzden kineziyolojinin kurucusu olarak da bilinir (1,90,91,92,93,94,95).

Beş yüzyıl kadar sonra Galen (MS 131–201) kas kasılmasını sinirlerin yönettiğini öne sürmüştür. “De Motu Musculorum (Kasların Hareketi Hakkında)” adlı eserinde motor ve duyuşal sinirleri, agonist ve antagonist kasları ayırt etmiş, tonusu tarif etmiştir (1,90,91,92,93,95).

Galen’den sonra 15. yüzyıla kadar kineziyoloji ve anatomi gibi alanlarda kayda değer bir gelişme olmamıştır. Sanatçı, mühendis ve bilim adamı Leonardo da Vinci (1452–1519) insanda ayakta dururken, yukarı ve aşağı eğimli yüzeylerde yürürken, oturma pozisyonundan ayağa kalkarken, zıplarken ve normal yürüme sırasındaki vücut mekaniklerini tanımlamıştır (90,91,93,95).

Galile de (1564–1642) moment ve yerçekimi konularında çalışmalar yapmıştır. Galile’nin öğrencisinin öğrencisi olan ve Galile ile bizzat tanışmış olan Borelli (1608–1679) Rönesans döneminde biyomekanik alanında çok önemli çalışmalara imza atmıştır.

Kaldıraç, kuvvet, moment gibi mekanik ilkeleri insan hareketi çalışmalarında kullanmıştır. Ayrıca Newton'un hareket kanunlarını yayınlamasından daha önce insan vücudunun bazı eklemlerinde denge için gereken kuvvetleri hesaplamıştır. En büyük eseri, ölümünden kısa süre sonra yayınlanan "De Motu Animalium (Hayvanların Hareketi Hakkında)"dır. Günümüzde Amerika Biyomekanik Derneği en büyük ödülü genellikle biyomekanikğin kurucusu olarak tanımlanan Borelli adına vermektedir (1,4,90,91,92,93,95,96).

Newton'un (1643–1727) ortaya koyduğu ve Newton hareket kanunları olarak bilinen eylemsizlik ilkesi, kuvvetin kütle ile ivmenin çarpımına eşit olduğunu ifade eden kanun ($F=m*a$) ve etki ile tepkinin eşitliği fiziğin en önemli kanunlarından. Ve bunlar yürüme analizinde kullanılan yöntemler için temel oluşturmaktadır (4,91,93,95).

Borelli'nin ardından "yürüme yüzyılı" olarak da adlandırılan 19. yüzyılın ikinci yarısına kadar biyomekanik alanında pek fazla gelişme olmamıştır. Hareketi sinematografi yöntemi kullanarak inceleme fikri ilk olarak Fransız gökbilimci Janssen tarafından uygulanmıştır. Janssen 1878 yılında seri fotoğraflar çekerek Venüs gezegeninin geçişi üzerine çalışmıştır. Ancak bu yöntem bilimsel olarak ilk defa Marey tarafından kullanılmıştır. Marey (1830–1903) yer tepkime kuvvetini hareket ile ilişkilendiren, insan hareketini sayıya döken ilk kişi ve modern hareket analizinin öncüsüdür (1,3,4,6,44,90,91,93,95,97).

Almanya'da Heinrich (1795–1878) Wilhelm (1804-1891) ve Eduard (1806-1871) Weber kardeşler kasılma esnasında bir kasın boyundaki kısalmayı incelemişler ve asıl olarak kemiklerin mekanik kaldıraç olarak görev yapması üzerine çalışmışlardır. Ayrıca insanda hareket analizi için vücut parametrelerini hesap etmişlerdir (4,90,91,95,97).

Eadward Muybridge (1830–1904) hem film endüstrisi hem de biyomekanik için çok önemli işlere imza atmıştır. Döneminin en başarılı fotoğrafçılarından olan Muybridge 1872 yılında Kaliforniya valisi Leland Stanford tarafından tırıs giden bir atın dört ayağının da yerden kesilip kesilmediği iddiasını karara bağlamak için fotoğraf çekmeye çağırılmıştır. Birçok özel kamera ile yaptığı çekimlerde atın dört ayağının da aynı anda havada olduğu bir anı fotoğraflamayı başarmıştır. Daha sonra Pennsylvania Üniversitesinde hareket analizi çalışmalarını sürdürmüş, özel kameralar kullanarak

hayvanlar ve insanın çeşitli hareketleri üzerine çok sayıda çalışmalar yapmış, kitaplar yazmıştır (1,3,4,91,93,95,97,98,99).

Braüne (1831–1892) ve Fischer (1861–1917) bunu daha da ileriye götürerek 1891’de fotoğraf görüntülerini sayısal değişkenlere dönüştürmeyi başarmışlardır. Bu amaçla, deneğin üzerine yapıştırılmış aralıklı olarak ışık veren Geisler tüpleri ve üç boyutlu görüntü elde etmek için dört eşzamanlı kamera kullanarak, denek hareket ederken seri fotoğraflar çekmiş ve bu fotoğraflar üzerinde her tüpün yer değişimini tek tek ölçerek hareketin grafiklerini kaydetmeyi başarmışlardır. Dondurulmuş kadvralar üzerinde yer çekimi merkeziyle ilgili çok önemli deneysel çalışmalar da yapmışlardır (1,4,5,6,90,91,95,97,100).

1930’larda Eberhardt (1906–1993) ve Inman (1905–1980) fotoğraf makinesinin objektifinin önünde dönen ve eşit zaman aralıklarında noktalar gösteren delikli bir disk kullanarak bu deneyleri daha ayrıntılı olarak tekrarlamışlardır (1,4,91,101).

Verne Inman ve Jacquelin Perry 1950’lerde başlayan çalışmalarıyla bugün bildiğimiz anlamda bilimsel yürüme analizini klinik kullanıma sokan kişilerdir (1,4,91,101,102).

1980’lerden sonra başlayan teknolojidaki hızlı gelişim sayesinde klinik kullanıma yönelik yürüme analiz sistemleri geliştirilmiş, satışa sunulmuş ve dünyanın pek çok ülkesinde kullanıma girerek yaygınlaşmıştır (1,93).

Yürüme Analizinin Tanımı

Yürüme analizi yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanmasıdır. Yürüme patolojilerinde sorunu sayısal olarak yorumlamak, kaydedip daha sonra yeniden değerlendirmek ve yapılan tedavinin etkinliğini nesnel biçimde ortaya koyabilmek için yürüme analizi sistemleri gereklidir. Yürüme analizi laboratuvarlarında kişinin yürüyüşü gözle, videoya kaydederek, uygun noktalara bağlanan verici ve yansıtıcılarla hareket verilerini toplayarak, yere monte edilmiş kuvvet platformu ya da yer tepkime kuvvetini ölçebilen özel patikler, ayakkabılar giydirilerek ayak basınçları ölçülerek, dinamik EMG ve enerji ölçümleri yapılarak değerlendirilir. Bu yöntemlerle

yapılan tüm ölçümler özel olarak geliştirilmiş yazılımlar aracılığıyla sayısal verilere dönüştürülür ve kişinin klinik durumu ile birlikte değerlendirilerek yorumlanır ve raporlanır (1,2,8,42,44).

Yürüme Analizinin Önemi ve Kullanım Amaçları

Yürüme esnasında milisaniyeler içinde oluşan tüm hareketlerin çıplak gözle değerlendirilmesi mümkün değildir. İnsan gözü saniyede en çok 16 kare görüntü yakalayabilir. Fakat yürüme esnasındaki olaylar 1/16 saniyeden daha kısa bir sürede gerçekleşmektedir. İkinci olarak, farklı eklemlerde birçok hareket meydana gelmesine rağmen göz ile sadece bir noktadaki hareketi iyi bir şekilde takip edebiliriz. Ayrıca yürüme sadece eklem hareketlerinden oluşmayıp gözle değerlendirilemeyecek kuvvet, moment ve kas aktivitelerini de içerir (1,2,36,42).

Yürüme doğru bir şekilde değerlendirebilmek, doğru tanı koymak, başarılı bir tedavi planlamak ve takibini yapabilmek için yürümenin tüm bileşenlerini eksiksiz kaydedecek, sayısal veriye dönüştürecek, kıyaslamaya ve tekrar incelemeye, tedavi girişimleri sonrası veya zaman içinde oluşan değişiklikleri değerlendirmeye olanak sağlayacak sistemler gereklidir (1,2,36,42).

Yürüme analizinin başlıca kullanım amaçları; tedavi planı belirlemek, tedavinin etkilerini değerlendirmek, patolojik mekanizmaları kompensatuar mekanizmalardan ayırmak, kalıcı veri elde etmek, bilimsel araştırma yapmak, tedavi yöntemleri geliştirmek, farklı tedavileri kıyaslamak, ortez ve protezlerin etkinliğini araştırmak, yeni protez tasarımları geliştirmek ve eğitimidir (1,2,36,42).

Yürüme Analizi Laboratuvarında Kullanılan Değerlendirme Yöntemleri

Gözleme dayalı analiz: Yürüyüşün hiçbir alet kullanılmadan sadece göz ile incelenmesi esasına dayanır. Yürüme değerlendirirken her ekleme ayrı ayrı bakmak gereklidir. Hemen hemen hiçbir hesaplama yapılamaması, kayıt imkanının olmaması, gözün yürümenin tüm bileşenlerini fark edememesi, gözlemin tamamen yapanın deneyim ve bilgisine dayanması bu yöntemin dezavantajlarıdır (1,2,42).

Video analizi: Yürüyüşün herhangi bir veri depolama cihazına kaydedilerek daha sonra izlenmesi esasına dayanır. Kaydedici cihazın saniyedeki görüntü yakalama kapasitesi ne kadar yüksekse o kadar kaliteli görüntü elde edilmesine olanak sağlar. Görüntü üzerindeki sabit noktalar kullanılarak adım uzunluğu, yürüyüş hızı ve adım sayısı hesaplanabilir. Ancak tam bir değerlendirme yapmak için sadece video kaydı yeterli değildir. Elektromiyografik, kinematik ve kinetik ölçümlere de ihtiyaç vardır (1,2,3,5,42).

Kinematik analiz: Hareketi oluşturan kuvvetleri dikkate almadan yalnızca hareketin incelenmesine kinematik analiz denir. Gövdenin, pelvisin, bacakların ve ayakların her üç düzlemdeki pozisyonu, eklem açıları, doğrusal ve açısal hız ve ivmeleri ölçülür, sayısal veri olarak kaydedilir. Yürüme döngüsü boyunca sürekli değişen eklem açılarını kaydedebilmek için alt ekstremitenin belirli noktalarına işaret cihazları (marker) yerleştirilir. Bu cihazlardan gelen sinyaller özel kameralar ya da ultrasonik alıcılar ile izlenir ve bilgisayara aktarılır. Bilgisayar sinyalin yer değiştirmesini yani eklem açısındaki değişikliği hesaplar ve yarattığı animasyonlarla izlemeye de olanak sağlar. Yürüme döngüsü boyunca üç boyutlu olarak eklem açılarının hesaplanabilmesinin yanı sıra bir zaman biriminden diğer zaman birimine olan yer değişiminden hız, hız değişiminden ise ivme hesaplanabilir (1,43,103).

Ayak şalterleri, ayak tabanına yerleştirilen ve ayağın hangi kısmının ne zaman yerle temas ettiğinin hesaplanmasına yarayan küçük cihazlardır. İki metal ağ arasında içinde bir delik olan plastik sünger katmanından oluşur. Ayak şalterleri kablolarla ya da kablosuz olarak bilgisayara bağlanabilirler. İki şalter kullanarak ve şalterlerden biri topuk altına diğeri birinci ve/veya beşinci metatars başlarının altına yerleştirilerek topuk vuruşu, taban değme, topuk kalkışı ve parmak kalkışı zamanları kaydedilir. Şalter sayısı topuğa, başparmak altına, birinci ve beşinci metatars başlarının altına birer adet olmak üzere dört adet de olabilir. Böylece basma ve salınım evrelerinin süreleri hesaplanır. İki ayağa da şalter yerleştirilerek tek basma ve çift basma evreleri de hesaplanabilir (1,43,103).

Genelde 6 – 10 metre boyunda metal plaka veya ağdan oluşan yürüme yolları ayak şalterlerinde olduğu gibi ayakaltına yerleştirilen kablo uçlarının devreyi tamamlaması ilkesiyle çalışırlar. Adım genişliği, adım uzunluğu, dakikadaki adım sayısı ve hızı ölçmek için kullanılırlar (1,43).

Elektrogonyometreler yürüme sırasında eklem açılarının doğrudan ölçümünde kullanılırlar. Elektrogonyometrenin iki ucu ölçülecek olan eklem iki ucuna bağlanır, değişen elektriksel direnç bir devre yardımı ile ölçülür ve açısal değişiklikler hesaplanır. Diz ve ayak bileğinde nispeten güvenilir ölçümler yapılabilmesine rağmen kalçada, karmaşık eklem hareketi olan bölgelerde, yaşa bağlı deformateleri olanlarda yetersiz bulunmuştur (1,2,3,5,42,43).

Dinamik elektromiyografi: Hareket sırasında, iskelet kaslarının aktiviteleri en iyi elektromiyografi (EMG) yöntemi ile incelenebilir. EMG kayıtları yüzeyel ya da tel elektrotlar kullanılarak yapılır. Kullanılacak elektrot tipi incelenecek kasa göre belirlenir. Yüzeyel kaslar için yüzeyel, derin kaslar için tel elektrotlar kullanılır. Yüzeyel elektrotlar incelenecek her kas için iki tane olacak şekilde kas üzerindeki deriye yapıştırılır. Biri aktif diğeri referans olan elektrotların arasındaki voltaj farkı EMG sinyali olarak kaydedilir. Yüzeyel elektrotlarla kaydedilen sinyal yüzeyel kas veya kas gruplarındaki aksiyon potansiyellerinin bir toplamıdır, dolayısıyla derin kaslar hakkında yeterli bilgi vermez. Bu potansiyel yüzeyel elektrotlara fasya, yağ ve deriden geçerek ulaştığından sinyalin voltajı küçüktür. Bu nedenle sinyalin bir yükselticiden geçmesi gerekir. Tel elektrotlar küçük veya derin kasları değerlendirmek için kullanılır. Tel elektrotların içinde bulunduğu özel iğne kasa sokulup geri çekilerek teller kas içerisinde bırakılır. Tellerin ucundaki kancalar kas fasiküllerini yakalar. Bu yöntemle kaydedilen sinyal iki tel elektrot arasındaki potansiyel farkıdır. Tel elektrot kullanmanın avantajları, yakın kaslardan gelen aktivitenin birbirine karışmasının önlenmesi ve çok küçük bir alandan ölçüm yapılabilmesidir. Ancak tellerin kas içine sokulması işlemi acı vericidir, kas tonusunda artışa ve spazma neden olabilir (1,2,3,4,38,42,44).

Elektrotlarla kaydedilen kasılma verileri bir kablo ya da anten aracılığıyla toplayıcı bilgisayardan ekrana yansıtılır. Dinamik EMG yürüme sırasında hangi kasın yürümenin hangi evresinde kasıldığını belirleyebileceğimiz tek yöntemdir. Ancak kas patolojileri hakkında karar vermek ve kompensatuar mekanizmalardan ayırt edebilmek için dinamik EMG kinetik ve kinematik verilerle birlikte kullanılmalıdır (1,2,3,4,38,42).

Ayak basınçlarının ölçümü: Ayak tabanındaki gerçek kuvvet dağılımının belirlenmesinde kullanılır. Ayaktaki tüm yükün değil, her cm^2 'ye düşen basıncın ölçülmesidir. SI birim sistemine göre basınç birimi olarak Pascal (Pa) kullanılmaktadır. 1

metrekareye uygulanan 1 Newton kuvvete Pascal denir, diğ er bir deyiş le 1 Pa = 1 N/m²'dir. Ayak basınç ları ölçümünde bu değ erler genellikle kilopascal (kPa) ya da megapascal (mPa) boyutlarına ulaş ır (1,2,33,34,36,42,43).

Ölçüm yöntemleri dört ana grupta toplanabilir. Bunlar; doğ rudan gözlem teknikleri, direkt basınç haritalaması, kuvvet platformları ve/veya basınç hücresi ve ayakkabı iç i basınçölç er gibi yöntemlerdir. En basit yöntem cam bir plaka üzerine basım yaptırılarak ayağ ın yere temas eden yüzeylerinin gözle incelenmesidir. Direkt basınç haritalaması yönteminde kiş i, üzerine mürekkep sürölmüş ve kâğıt konmuş yüzeyi tırtıklı ince bir lastik tabakaya bastırılarak kâğıttaki renk değ iş imlerine göre değ erlendirme yapılır. Pedobarografi (lastik yüzeyli basınç plakası) yönteminde normal yürüme sırasında bu plakanın üzerine basılmakta ve veriler alttan kamera ile ölçülerek bilgisayara aktarılmakta ve basıncın büyüklüğüne göre bilgisayar ekranında çeş itli renkler meydana gelmektedir. Bu renklere göre ayaktaki basınç dağılımı tespit edilmektedir. Basınç hücresi sistemleri ise santimetrekaresinde bir ila dört adet bağımsız basınç ölç en hücre bulunan platformlardır. Bu yöntemin avantajı yürüme fazlarında topukta, ayağ ın tümünde veya ayağ ın ön kısmında oluş an basınç değ iş ikliklerinin kaydedilebilmesi ve ayrıntılı grafikler çıkarılabilesidir. Ayakkabı iç i basınçölç erler ile hasta yürürken ayak tabanındaki basınç değ iş imleri kaydedilebilir. Ayrıca bir diğ er yöntem de kiş inin günlük yaşamındaki basma alış kanlıklarını en iyi gösteren ve kolaylıkla her yerde yapılabilen bir muayene olan hastanın ayakkabısının gözle incelenmesidir (1,2,36,42,43,104).

Enerji ölçümleri: Yürümede enerji hızlanma, frenleme ve ş ok emilimi için harcanır. Normal yürüme enerji tüketimi açısından çok hesaplı bir süreçtir. Ancak normal yürümenin bozulması enerji tüketimini belirgin olarak arttırır (1,2,6).

Yürüme sırasında harcanan enerjiyi hesaplamanın en kesin yolu tüm vücut kalorimetri'sidir. Bu yöntemin ilkesi kiş inin kapalı bir ortamda yürütölüp vücut ısısının ölçülmesidir. Ancak bu ölçüm sistemi pek uygulanabilir olmadığından enerji tüketimi solunum havasındaki oksijen (O₂) tüketimi esas alınarak hesaplanır (1,2,6).

Yürüme bandında egzersiz öncesi ve egzersiz sırasındaki nabız sayısı ve yürüme hızına dayanarak yapılan hesaplama yöntemlerden biridir. Ancak hata payı çok yüksektir. O₂ tüketimi veya karbondioksit (CO₂) üretimi ölçümü ile doğ rudan metabolik hesaplama

yönteminde klasik olarak kişinin burnu kapatılır, ağzına takılan bir maskeden ekspiryum havası Douglas torbası denen plastik bir torbada toplanır. Torbadaki gazın hacmi ölçülüp içindeki O₂ ve CO₂ miktarı hesaplanır. Isı, hava basıncı ve nem düzeltmeleri yapıldıktan sonra O₂ tüketimi hesaplanır. Yürüyen kişide soluk havasını bu şekilde toplamak çok zor olduğundan son yıllarda gelişen teknolojinin sayesinde hastanın yürümesine hatta spor yapmasına imkân veren taşınabilir enerji ölçüm cihazları geliştirilmiştir. Yürüme analizi sırasında enerji tüketimi hesaplanırken tercih edilen yöntem O₂ tüketimi ile CO₂ üretiminin her soluk havasında ardışık olarak ölçülmesidir (1,2,6).

Değerlendirmede kullanılan ölçütler şunlardır:

Oksijen tüketimi (O₂ kullanma hızı) kilogram başına dakikada tüketilen O₂ miktarının mililitre cinsinden hesaplanmasıdır. Rahat yürüme hızında insan maksimum O₂ tüketim kapasitesinin %40'ı kadar O₂ tüketir. Yürüme güçlüğü olan insanlar sağlıklı insanların rahat yürüme hızına ulaşmak için O₂ tüketimini çok arttırmak zorunda kalırlar (1,6,2).

Oksijen maliyeti kilogram başına metrede tüketilen O₂ miktarının mililitre cinsinden hesaplanmasıdır. O₂ tüketiminin yürüme hızına bölünmesiyle elde edilir. Enerjinin tutumlu kullanımını en iyi gösteren değer O₂ maliyetidir. Yürüme güçlüğü olan bir insanın O₂ maliyeti aynı yolu yürüyen sağlıklı insana göre daha yüksektir (1,2,6).

Kinetik analiz: Hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmesidir. Bunlar yer tepkimesi kuvvetleri, eklem momentleri ve eklem güçleridir. Kinetik analiz sırasında ölçülebilen tek veri YTKV'dür. YTKV yerde sabit duran basınca duyarlı plakalar olan kuvvet platformları ya da ayakkabı içine yerleştirilmiş kuvvet platformu benzeri cihazlarla ölçülür. Ölçümlerle elde edilen veri, bilgisayar ortamında link segment denilen bir biyomekanik modelleme ve ters dinamik denilen bir hesaplama yöntemi ile hesaplanarak kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki moment ve güçler bulunur. Link segment modelinde vücudun uyluk, baldır, ayak gibi her bölümünün bağımsız kütlesi ve hareketi olduğu varsayılır. Ters dinamik hesaplaması yapılabilmesi için kişinin YTKV ve momentlerinin verileri yanı sıra kinematik (bölümlerin pozisyon, hız ve hızlanma verileri) ve antropometrik verileri de gereklidir. Bu veriler ışığında kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine etki eden kuvvetler (dış momentler) ve buna göre iç momentler ve güçler

hesaplanır. Hesaplanan moment bütün kasların aktivitelerini tek tek yansıtmaz, kasılan agonist ve antagonist kasların aktivitelerinin toplam değerini (net moment) gösterir. Çünkü bir eklemden hareket oluşturmak için tek bir kas değil, birçok kas kasılır (1,2).

Kuvvet platformu ile YTKV ölçüm ilkesi, laboratuarda 6–8 metrelik yürüme mesafesinin tam ortasına gelecek şekilde zemine yerleştirilmiş olan kuvvet platformuna kişinin basarak geçmesidir. Platformun her iki yanına, önüne, arkasına ve içine yerleştirilmiş dönüştürücülerle kuvvet platformu yüzeyine binen yükün her üç düzlemdeki bileşenleri ölçülür ve bilgisayara aktarılır. Böylece laboratuarda yürüyen kişinin basma evresinde maruz kaldığı YTKV'leri hesaplanır. Tek platform kullanılırsa kişinin sağ ve sol ayaklarının ayrı ayrı basmasını sağlamak gerekir. İki platform kullanılan sistemlerde ise platformların yerleşimi uygun şekilde düzenlenerek tek geçişte iki ayağın verileri de toplanabilir. Ancak kuvvet platformlarıyla ölçüm yapmanın zorlukları da vardır. Kişi platformun yerini bilmediğinde üzerine basmadan geçebilir, platformun yerini bilirse üzerine basmaya çalışacağından normal yürümesi bozulabilir. Bu nedenlerden ayakkabı ya da patik içerisine yerleştirilen kuvvet platformu benzeri cihazların avantajları vardır. Kuvvet platformu yürüme sırasında sadece bir adımdaki YTKV'lerini ölçer. Ayakkabı ya da patik içerisine yerleştirilen kuvvet platformu benzeri cihazlarla yürüme sırasında birçok adım ölçülebilir, platforma isabet ettirme sorunu olmaz, basmadan geçme riski ortadan kalkar. Yürüme biçimi çok değişken olan hastalarda da rahatlıkla kullanılabilirler (1,2,3,6,36,44,103,105,106,115).

Kinetik analiz, normal yürümeden sapmanın sebebi hakkında doğrudan bilgi elde edilmesini sağladığı için en yararlı analiz yöntemidir (2).

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmamıza, araştırmanın amacı ve yöntemi anlatılarak bilgilendirilen ve gönüllü olan Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi öğrencisi, 18–23 yaş grubunda 15 kadın ve 15 erkek, toplam 30 kişi katıldı. Erkek öğrencilerin yaş ortalaması 20,1, kadın öğrencilerin yaş ortalaması 19,5 idi. Deneklerimizin tümüne hangi alt ve üst ekstremitelerini baskın olarak kullandıkları sözlü olarak soruldu ve tümünün sağ ekstremitelerini baskın olarak kullandıkları tespit edildi.

Çalışmaya katılan öğrencilerin herhangi bir fiziki ve ortopedik özrü, geçmişlerinde travma, operasyon, romatizmal hastalık öyküsü ve herhangi bir nörolojik bozukluklarının olmamasına dikkat edildi. Gönüllülerin yaş, boy ve kilo ortalamaları tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Ölçümlere katılan öğrencilerin yaş, boy ve vücut ağırlığı ile ilgili verileri

Cinsiyet	Yaş (yıl \pm sd)	Boy (cm \pm sd)	Kilo (kg \pm sd)
Erkek	20,1 \pm 1,4	174 \pm 6,3	69 \pm 9,1
Kadın	19,5 \pm 0,8	163 \pm 5,9	54 \pm 5,6

GEREÇLER

Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi

Çeşitli koşullarda yapılan yürümlerdeki yer tepkime kuvvetlerini ölçebilmek için Anabilim Dalımızdaki “Hareket Analiz Laboratuvarı”nda bulunan “Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi”ni kullandık (Resim 2). Ölçüm sonuçlarını görüntülemek ve sayısal veriye dökmek için cihazla uyumlu olan “Wingait” isimli program kullanıldı.



Resim 2. Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi

Ölçüm yaptığımız sistemi oluşturan parçalar şunlardır;

- Avrupa ayak ölçülerine göre 36, 40 ve 44 numara olmak üzere üç çift ölçüm patiği.

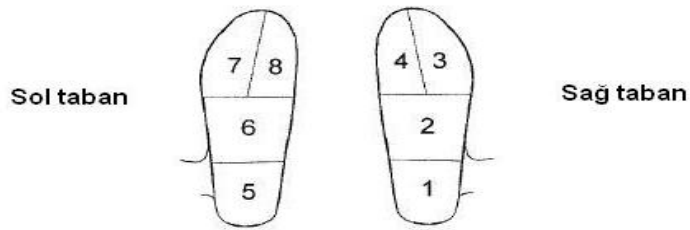
- Bir kablo adaptörü.
- Patikleri kablo adaptörüne bağlamak için, patiklere bağlanacak uçlarının içerisinde mikroişlemci bulunan iki bağlantı kablosu.
- Mikroişlemcilerin bulunduğu uçlardaki plastik koruyucuları sabitlemek için iki adet 40 cm uzunluğunda velcro şerit.
- Ana üniteyi oluşturan “Analog-Dijital dönüştürücü” (CMS 70P).
- Ana üniteye bağlı bir kişisel bilgisayar.

Her bir patiğin tabanında dört adet kuvvet algılayıcı bulunur. Bu dört kuvvet algılayıcısı da, toplam sinyalleri analog çıkış sinyalini oluşturan 105 adet ayrı sinyal algılayıcıdan oluşur. Algılayıcılar, adaptörün kablosunun patiğe bağlanan ucunda bulunan ve kablo adaptörüne seri olarak bağlı 8 bitlik mikroişlemcileri harekete geçirirler (107).

Analog çıkış sinyalleri ölçüm noktalarına uygulanan kuvvetle doğru orantılıdır (107).

Kablo adaptörü 185 gr ağırlığında, 70 mm genişliğinde, 44 mm yüksekliğinde, 115 mm derinliği olan bir kutu şeklindedir. Adaptörü ana üniteye bağlayan kablo 4,40 m uzunluğundadır. Adaptörün örnekleme hızı 60 Hz'dir ve her bir ayaktaki alan başına en fazla 1000 N yüke kadar duyarlıdır. Kablo adaptörü ana ünite üzerindeki analog girişlerden birine bir kablo ve 26 kutuplu konnektörle bağlanır (107).

Bilgisayar ekranında, kullandığımız Wingait programında sağ tabana ait dört bölge 1–4 sayılarıyla, sol tabana ait bölgeler ise 5–8 sayılarıyla ifade edilir. Programdaki görüntüde, 1. ve 5. bölgeler kırmızı, 2. ve 6. alanlar sarı, 3. ve 7. alanlar yeşil, 4. ve 8. alanlar mavi renkli çizgilerle belirtilir (Şekil 17).



Şekil 17. Ayak tabanındaki ölçüm bölgelerini ifade eden sayılar

Wingait yürüme analiz programı: Yürüme analizi için, farklı parçalarla, üç boyutlu kinematik ve kinetik ölçümlerde kullanılabilir. Program kullanılarak proje bilgileri, hasta bilgileri girilir, ölçüm sırasında ekranda hareket izlenebilir, ölçüm kaydedilip analizin gerçekleştirileceği bölge seçilebilir ve bu analiz sonuçları rapor olarak alınabilir (Ek 1–2).

Çalışmamızda normal yürümenin yanı sıra, günlük yaşamda sık karşılaşılan merdiven, kaldırım, kapı eşiği gibi farklı yürüme zeminleriyle karşılaşıldığında maruz kalınan yer tepkime kuvvetlerini ölçmek ve birbirleriyle karşılaştırmak istedik. Bunun için bölümümüzdeki Hareket Analiz Laboratuvarımızda kullanabileceğimiz bir ahşap kapı eşiği modeli, dört basamaklı ahşap bir merdiven, ahşap kaldırım taşı modeli ve 0 cm yüksekliğinde bir engel olarak düşündüğümüz yapışkan bant kullandık.

Merdiven modeli imar yönetmeliğine uygun olarak, her biri 16 cm yüksekliğinde, 30 cm derinliğinde ve 50 cm genişliğinde olan dört basamaktan oluşturuldu. Merdiven basamakları yer tepkime kuvvetlerini doğru bir değerde ölçebilmek için vücut ağırlığı altında esnemeyecek şekilde tasarlandı ve buna uygun malzemeden yapıldı (Resim 3) (108).



Resim 3. Dört basamaktan oluşan merdiven modelimiz

Kaldırım taşı modeli ölçüleri için Edirne'deki yaya trafiğinin yoğun olduğu sokak ve caddelerdeki kaldırımlardan yirmi farklı yerde yükseklik ölçümü yapıldı. Kaldırım taşı modelinin yüksekliği bu ölçümlerin ortalaması olan 14,62 cm olarak ayarlandı. Genişlik

40 cm, derinlik 30 cm yapılarak bir kişinin rahatça üzerinde durmasına yetecek alan yaratıldı. Yine kaldırım taşı modelinde de vücut ağırlığı altında esnemeyecek malzeme ve tasarım kullanıldı.

İmar yönetmeliğine göre, kaldırımların kenarının cadde kotundan en fazla 14 cm yüksekte olması gerekir. Ancak kaldırım taşı modelinde yönetmeliğe bağlı kalmamamızın sebebi; ülkemizde sık yapılan özensiz yol ve kaldırım çalışmaları, bu çalışmalarda aynı kaldırımda dahi farklı yerlerde farklı yükseklikler olmasıdır. Bu yüzden, günlük yaşamda çok sık kullandığımız kaldırımların yüksekliklerini kendimiz ölçerek elde ettiğimiz ortalama değere göre bir model tasarladık (Resim 4) (108).



Resim 4. Kaldırım taşı modeli

Günümüzde imar yönetmeliğine göre, binalardaki kapılarda sadece zorunlu hallerde kullanımına izin verilen kapı eşikleri, günlük hayatımızda sık karşılaştığımız engellerden birisidir. İmar yönetmeliğindeki standart ölçülere uyarak 2 cm yüksekliğinde, 10 cm derinliğinde ve 40 cm genişliğinde bir ahşap eşik yaptırıldı (Resim 5) (108).



Resim 5. Ahşap kapı eşiği modeli

Yapışkan bant engelini değişik düşüncelerin doğrultusunda çalışmamıza ekledik. Bunda kaldırım çizgilerine basmama takıntısının insanlarda nadir olmaması, yürünen zemin üzerine dökülmüş, akan bir maddeye basmak istenilmemesi gibi koşullar etkili oldu. Bu koşullarda normal yürümeye göre yer tepkime kuvvetlerinde bir değişme olup olmadığını inceleyebilmek için 0 cm yüksekliğinde, 2,5 cm derinliğinde, 55 cm genişliğinde renkli yapışkan bant kullandık (Resim 6).



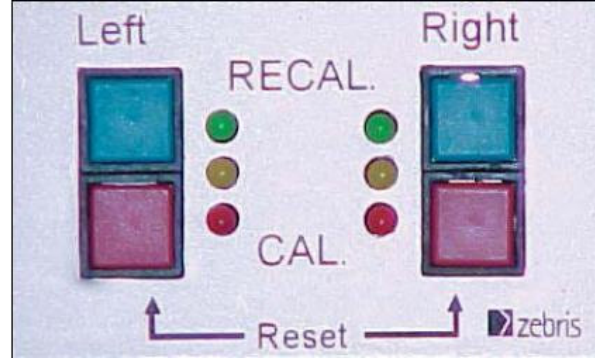
Resim 6. Yürüme parkuru ve üzerindeki yapışkan bant

Düz zeminde (engelsiz) yürüyüş için laboratuvarımızda bulunan 4 m uzunluğundaki parkur kullanıldı.

YÖNTEMLER

Ölçümler günün aynı saatlerinde ($14^{00} - 16^{00}$) yapıldı ve ölçüm sırasında oda ısısının normal değerlerde olmasına dikkat edildi ($19-21\text{ C}^{\circ}$). Erkek ve kadın gönüllüler ayrı ayrı ölçüldü. Patiklerin deneklere giydirilmesi, kablo adaptörünün bele takılması, kabloların velcro şeritlerle sabitlenmesi ve ölçüm aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. Deneklerin ölçüm esnasında yürümelerini kısıtlamayacak, rahat hareket imkânı sağlayacak kıyafetler giymeleri sağlandı. Ölçüme geçmeden önce deneklere yürüme parkuru, merdiven ve engeller uygulamalı olarak gösterildi. Patiklerle yürümeye alışmaları için ölçüme geçmeden önce serbestçe yürütüldü. Hareketler her testte 3 kez tekrarlatılarak en doğal bulunamı değerlendirilmeye alındı.

Ölçümlere başlamadan önce her denekte cihazın kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi. Kalibrasyon, kablo adaptörü denegin beline takıldığında üst yüzünde kalan iki kırmızı ve iki mavi düğme ile her birinden iki adet olmak üzere yeşil, sarı, kırmızı altı LED lambası kullanılarak yapıldı. Cihaz deneye bağlı ve çalışıyor iken her iki kırmızı düğmeye de aynı anda basılarak sıfırlandı (reset). Düğmelere basıldıktan sonra tüm LED lambaları dokuz kez yanıp söndü. Her iki patiğin de cihaza bağlı olup olmadığı, mikroişlemcilerin çalışıp çalışmadığı yeşil ve kırmızı lambaların yanık kalması, sarı lambaların sönmesi ile denetlendi. Sonrasında cihazın kalibrasyon işlemine geçildi. Denek bunun için bir ayağını yukarı kaldırdı. Bu ayağın kalibrasyonu, o ayağa ait kırmızı düğmeye basılarak yapıldı. Ardından yeşil lambanın yanmasıyla patik ölçüme hazır hale getirildi . Bu işlem her iki ayak için de ayrı ayrı yapıldı (Resim 7).



Resim 7. Kablo Adaptörünün kalibrasyon yapılan üst yüzü

Yer Tepkime Kuvvetlerinin Ölçüm Yöntemleri

Deneklerin kişisel bilgileri alındı. Boy ve kiloları ölçülerek not edildi. Ayak ölçüsüne uygun patik seçilip giydirildikten sonra kablo adaptörü, üzerinde bulunan ayarlı kemer ile deneğin beline göre ayarlanarak sabitlendi. Kablo adaptörünün, içerisinde mikroişlemci bulunan koruyucu kapaklı uçları, patiklerin dış taraflarında bulunan bağlantı uçlarıyla birleştirildi. Cihaz bağlanırken, yürümeyi etkilememesi ve mikroişlemcilerin sarsılmaması için kablolar ve mikroişlemci kutusu velcro bantlarla kişiyi rahatsız etmeyecek şekilde sıkılarak ayak bileği ve uyluk üst kısmında sabitlendi. Bilgisayarda ölçüm için gereken “Wingait” programı çalıştırıldı ve gereken ayarlar yapıldı. Kalibrasyon işlemi yapıldıktan sonra, denekler başlangıç pozisyonu olarak kolları iki yanda serbest duracak şekilde parkurun bir ucunda dik pozisyonda durduruldu. Doğal yürümeyi elde edebilmek için kablo adaptörünü ana üniteye bağlayan kablo yardımcı bir kişi tarafından tutuldu.

Düz zeminde (engelsiz) yürüme ölçüm yöntemi: Cihazın bağlanması ve kalibrasyon işleminin ardından deneklerin 4 metrelik parkurda günlük yaşamlarındaki gibi rahat yürümeleri sağlandı ve bunlar kaydedildi. Yürüme üç kez tekrarlandı ve en iyi bulunan değerlendirmeye alındı.

0 cm’lik engel geçme ölçüm yöntemi: Deneklerden 4 metrelik parkurda doğal yürüme ama zeminde yürüme yönüne 90° açıyla dik olarak yapışık renkli banda basmamaları istendi. Yürüme esnasında engeli geçen ayak gözle tespit edildi ve

değerlendirmede kolaylık sağlaması amacıyla not edildi. Yürüme üç kez tekrarlanarak kaydedildi ve en iyi bulunan ölçüm değerlendirmeye alındı.

Kapı eşiği engelini geçme ölçüm yöntemi: Yürüme yönüne 90° açıyla dik olacak ve parkurun orta bölümüne gelecek şekilde tahta kapı eşiği yere konuldu ve deneklerden doğal yürüyerek, üstüne basmadan eşiği geçmeleri istendi. Yürüme esnasında engeli geçen ayak gözle tespit edildi ve değerlendirmede kolaylık sağlaması amacıyla not edildi. Yürüme üç kez tekrarlanarak kaydedildi ve en iyi bulunan ölçüm değerlendirmeye alındı.

Kaldırım taşı modelinin üzerine çıkma ölçüm yöntemi: Kaldırım taşı modelinin geniş kenarı deneğin yürüme yönüne 90° dik olacak şekilde ve denekten 2 m uzağa yerleştirildi. Denekle kaldırım taşı modeli arasında mesafe bırakılmak üzere deneğin yürüyerek gelip modelin üzerine çıkmasıydı. Hareket üç kez tekrarlandı ve kaydedildi. Her ölçümde deneğin kaldırım modeli üzerine ilk bastığı ayağı gözle tespit edildi ve değerlendirmede kolaylık sağlaması amacıyla not edildi.

Merdiven çıkma ölçüm yöntemi: Deneğin dört basamaktan oluşan merdivenin ilk basamağının bir adım önünde durması sağlandı. Merdiven çıkmaya hangi ayakla başlayacağı deneğin tercihine bırakıldı. Denek her adımda bir basamak çıkarak dördüncü basamağa ulaştığında ölçüm sona erdi. Merdiven çıkma her seferinde aynı yerden başlanarak ve aynı yerde bitirilerek üç kez tekrarlandı ve kaydedildi.

Merdiven inme ölçüm yöntemi: Denek merdivenin dördüncü basamağında aşağıya dönük olarak durarak başlangıç pozisyonunu aldı. Hangi ayağıyla inmeye başlayacağı deneğin tercihine bırakıldı. Komutumuzla birlikte her adımında bir basamak inerek zemine ulaştı. Merdiven inme dördüncü basamaktan başlayıp zeminde bitecek şekilde üç kez tekrarlandı ve kaydedildi.

Değerlendirme

Her iki ayaktan gelen yer tepkime kuvveti ölçümleri program sayesinde sayısal veriye dönüştürülür ve grafiğe dökülerek değerlendirme kolaylaştırılır. Program ekranında, değerlendireceğimiz ayağa ait dört bölgeden elde edilen yer tepkime kuvvetlerinin maksimum kuvvetleri ve bu kuvvete ulaşılan zamanlarını ayrı ayrı

işaretleyerek sayısal veri elde edildi. Maksimum yer tepkime kuvvetleri deneğin kilosuna bölünerek kilogram başına o bölgede maruz kalınan kuvvet hesaplandı. Hesaplamaların ardından veri ayrı bir dosya olarak listelenip kaydedildi. Tüm sonuçların ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı ve tüm veri tablolar halinde sunuldu. Bu tablolarda erkeklerde ve kadınlarda yer tepkime kuvvetlerinin düz zeminde yürüme, 0 cm engel geçme, eşik geçme, kaldırım çıkma, merdiven çıkma ve merdiven inme gibi durumlara göre ortalamaları, standart sapmaları gösterildi.

İstatistiksel analiz: İstatistiksel analiz T.Ü. Çeviri ve İstatistik bürosunda AXA507C775506FAN3 seri numaralı STATISTICA AXA programı ile yapıldı. Tanımlayıcı ölçüler olarak aritmetik ortalama ve standart sapma kullanıldı. Gruplar arası kıyaslamalarda bağımsız gruplarda t testi, tek yönlü varyans analizi, varyans analizi sonucunda anlamlı fark bulunanlar için varyansları homojen olanlara Bonferroni t testi, homojen olmayanlara ise Dunnett T3 testi, grupların kendi içlerinde kıyaslamalar için bağımlı gruplarda t testi uygulandı. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

“FMAX”, deneğin ayağı yere temas ettiği süre içerisinde, ayağın maruz kaldığı yer tepkime kuvvetinin en yüksek değeridir. Tablolardaki “FMAX” başlıklı değerler, sonrasında gelen rakamla belirtilen ayak bölgesinde deneğin maruz kaldığı maksimum kuvvetin deneğin ağırlığına bölünmesiyle bulunmuştur. Birimi Newton/kilogram (N/kg) dır . “TMAX” ayağın yere ilk teması ile maksimum kuvvete maruz kalma anına kadar geçen süredir. “TMAX” ve sonrasındaki rakamlarla belirtilen değerler aynı rakamla belirtilen ayak bölgesinde “FMAX” değerine ulaşılma sresidir. Birimi milisaniye (ms)’dir.

Deneklere ait tüm ölçüm sonuçları listelendikten sonra, bilgisayarda program yardımıyla gereken işlemler yapılarak erkeklere ve kadınlara ait verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları bulunmuştur.

DÜZ ZEMİNDE YÜRÜME VE ENGEL GEÇME SIRASINDA ELDE EDİLEN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Deneklerin Tümünde Düz Zeminde Yürüme ve Engel Geçme Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Tüm deneklerin, 0 cm engel geçme ve kapı eşiği engelini geçme sırasında engeli geçen ayaklarına ait verileri ile düz yürüme sırasında elde edilen verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 2–4).

Tablo 2. Tüm deneklerde 0 cm engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	Düz Yürüme (n=40) (X±SS)	0 cm geçme (n=40) (X±SS)		
FMAX1	5,11 ± 0,9	5,48 ± 1,01	-1,802	0,079
TMAX1	0,19 ± 0,04	0,14 ± 0,05	4,776	0,000
FMAX2	0,99 ± 0,36	1,16 ± 0,54	-1,587	0,121
TMAX2	0,42 ± 0,13	0,35 ± 0,12	2,656	0,011
FMAX3	2,94 ± 0,9	2,79 ± 1,12	0,748	0,459
TMAX3	0,59 ± 0,07	0,59 ± 0,08	-0,295	0,770
FMAX4	2,6 ± 0,88	2,52 ± 0,95	0,598	0,553
TMAX4	0,61 ± 0,06	0,61 ± 0,08	-0,329	0,744

Tablo 3. Tüm deneklerde, kapı eşiği engelini geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	Düz Yürüme (n=40) (X±SS)	Eşik geçme (n=40) (X±SS)		
FMAX1	5,11 ± 0,9	5,73 ± 0,98	-2,829	0,007
TMAX1	0,19 ± 0,04	0,14 ± 0,04	6,163	0,000
FMAX2	0,99 ± 0,36	1,18 ± 0,55	-1,843	0,073
TMAX2	0,42 ± 0,13	0,35 ± 0,14	2,365	0,023
FMAX3	2,94 ± 0,9	2,74 ± 0,99	0,995	0,326
TMAX3	0,59 ± 0,07	0,6 ± 0,08	-0,670	0,507
FMAX4	2,6 ± 0,88	2,65 ± 0,96	-0,17	0,987
TMAX4	0,61 ± 0,06	0,62 ± 0,07	-0,789	0,435

Tablo 4. Tüm deneklerde 0 cm ve kapı eşiği engellerini geçen ayaklara ait verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	0 cm geçme (n=40) (X±SS)	Eşik geçme (n=40) (X±SS)		
FMAX1	5,48 ± 1,01	5,73 ± 0,98	-1,495	0,143
TMAX1	0,14 ± 0,05	0,14 ± 0,04	0,550	0,585
FMAX2	1,16 ± 0,54	1,18 ± 0,55	-0,217	0,829
TMAX2	0,35 ± 0,12	0,35 ± 0,14	0,147	0,884
FMAX3	2,79 ± 1,12	2,74 ± 0,99	0,254	0,801
TMAX3	0,59 ± 0,08	0,6 ± 0,08	-0,396	0,694
FMAX4	2,52 ± 0,95	2,65 ± 0,96	-0,599	0,553
TMAX4	0,61 ± 0,08	0,62 ± 0,07	-0,513	0,611

Kadınlarda Düz Zeminde Yürüme ve Engel Geçme Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Kadınların, 0 cm engel geçme ve kapı eşiği engelini geçme sırasında engeli geçen ayaklarına ait verileri ile düz yürüme sırasında elde edilen verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 5–7).

Tablo 5. Kadınlarda 0 cm engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	Düz Yürüme (n=30) (X±SS)	0 cm geçme (n=30) (X±SS)		
FMAX1	5,03 ± 0,94	5,59 ± 0,99	-2,504	0,018
TMAX1	0,19 ± 0,04	0,15 ± 0,06	3,769	0,001
FMAX2	0,9 ± 0,34	1,14 ± 0,47	-2,200	0,036
TMAX2	0,45 ± 0,11	0,37 ± 0,12	3,067	0,05
FMAX3	3,04 ± 0,91	3,08 ± 1,05	-0,189	0,851
TMAX3	0,6 ± 0,06	0,6 ± 0,07	0,325	0,748
FMAX4	2,47 ± 0,82	2,54 ± 0,97	-0,298	0,768
TMAX4	0,61 ± 0,07	0,61 ± 0,07	-0,383	0,705

Tablo 6. Kadınlarda kapı eşiği engelini geçme sırasında, engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	Düz Yürüme (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)	Eşik geçme (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,03 ± 0,94	5,9 ± 0,92	-3,710	0,001
TMAX1	0,19 ± 0,04	0,15 ± 0,04	4,776	0,000
FMAX2	0,9 ± 0,34	1,16 ± 0,37	-2,602	0,014
TMAX2	0,45 ± 0,11	0,37 ± 0,14	2,438	0,021
FMAX3	3,04 ± 0,91	2,95 ± 0,95	0,384	0,704
TMAX3	0,6 ± 0,06	0,61 ± 0,07	-0,683	0,500
FMAX4	2,47 ± 0,82	2,74 ± 0,97	-1,262	0,217
TMAX4	0,61 ± 0,07	0,62 ± 0,07	-0,711	0,483

Tablo 7. Kadınlarda 0 cm ve kapı eşiği engellerini geçen ayaklara ait verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	0 cm geçme (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)	Eşik geçme (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,59 ± 0,99	5,9 ± 0,92	-1,6	0,118
TMAX1	0,15 ± 0,06	0,15 ± 0,04	0,327	0,746
FMAX2	1,14 ± 0,47	1,16 ± 0,37	-0,221	0,827
TMAX2	0,37 ± 0,12	0,37 ± 0,14	0,061	0,952
FMAX3	3,08 ± 1,05	2,95 ± 0,95	0,542	0,592
TMAX3	0,6 ± 0,07	0,61 ± 0,07	-0,963	0,344
FMAX4	2,54 ± 0,97	2,74 ± 0,97	-0,841	0,407
TMAX4	0,61 ± 0,07	0,62 ± 0,07	-0,439	0,664

Erkeklerde Düz Zeminde Yürüme ve Engel Geçme Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Erkeklerin, 0 cm engel geçme ve kapı eşiği engelini geçme sırasında engeli geçen ayaklarına ait verileri ile düz yürüme sırasında elde edilen verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 8–10).

Tablo 8. Erkeklerde 0 cm engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	Düz Yürüme (n=10) ($\bar{X} \pm SS$)	0 cm geçme (n=10) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,35 ± 0,77	5,16 ± 1,06	-0,407	0,693
TMAX1	0,16 ± 0,03	0,12 ± 0,04	4,277	0,002
FMAX2	1,29 ± 0,25	1,2 ± 0,72	0,406	0,694
TMAX2	0,32 ± 0,12	0,3 ± 0,11	0,260	0,801
FMAX3	2,64 ± 0,85	1,91 ± 0,83	1,674	0,129
TMAX3	0,56 ± 0,08	0,59 ± 0,11	-0,652	0,531
FMAX4	3,16 ± 0,92	2,45 ± 0,97	1,596	0,145
TMAX4	0,61 ± 0,06	0,61 ± 0,1	0,023	0,982

Tablo 9. Erkeklerde kapı eşiği engelini geçme sırasında, engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	Düz Yürüme (n=10) ($\bar{X} \pm SS$)	Eşik geçme (n=10) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,35 ± 0,77	5,21 ± 1,01	0,312	0,762
TMAX1	0,16 ± 0,03	0,11 ± 0,03	5,378	0,000
FMAX2	1,29 ± 0,25	1,23 ± 0,93	0,256	0,804
TMAX2	0,32 ± 0,12	0,29 ± 0,11	0,445	0,667
FMAX3	2,64 ± 0,85	2,1 ± 0,89	1,380	0,201
TMAX3	0,56 ± 0,08	0,57 ± 0,12	-0,242	0,815
FMAX4	3,16 ± 0,92	2,37 ± 0,9	2,452	0,037
TMAX4	0,61 ± 0,06	0,62 ± 0,08	-0,332	0,748

Tablo 10. Erkeklerde 0 cm ve kapı eşiği engellerini geçen ayaklara ait verilerin karşılaştırılması

Değişken	Test		t	p
	0 cm geçme (n=10) ($\bar{X} \pm SS$)	Eşik geçme (n=10) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,16 ± 1,06	5,21 ± 1,01	-0,142	0,890
TMAX1	0,12 ± 0,04	0,11 ± 0,03	0,771	0,460
FMAX2	1,2 ± 0,72	1,23 ± 0,93	-0,082	0,937
TMAX2	0,3 ± 0,11	0,29 ± 0,11	0,205	0,842
FMAX3	1,91 ± 0,83	2,1 ± 0,89	-0,611	0,556
TMAX3	0,59 ± 0,11	0,57 ± 0,12	0,438	0,672
FMAX4	2,45 ± 0,97	2,37 ± 0,9	0,261	0,800
TMAX4	0,61 ± 0,1	0,62 ± 0,08	-0,267	0,795

TÜM TESTLERİN CİNSİYETE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Düz zeminde yürüme, 0 cm engel geçme, eşik geçme, kaldırım çıkma, merdiven çıkma ve inme sırasında, kadın ve erkeklerde elde edilen verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 11–16).

Tablo 11. Kadın ve erkeklerde düz zeminde yürüme sırasında ölçülen YTK değerleri

Değişken	Düz zeminde yürüme		t	p
	Kadın (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)	Erkek (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,03 ± 0,94	5,23 ± 1,01	-0,776	0,441
TMAX1	0,19 ± 0,04	0,16 ± 0,03	3,479	0,001
FMAX2	0,9 ± 0,34	1,31 ± 0,42	-4,136	0,000
TMAX2	0,45 ± 0,11	0,34 ± 0,14	3,602	0,001
FMAX3	3,04 ± 0,91	2,61 ± 0,72	2,027	0,047
TMAX3	0,6 ± 0,06	0,58 ± 0,08	1,237	0,221
FMAX4	2,47 ± 0,82	2,7 ± 0,85	-1,048	0,299
TMAX4	0,61 ± 0,07	0,61 ± 0,06	-0,398	0,692

Tablo 12. Kadın ve erkeklerde 0 cm.lik engel geçme sırasında ölçülen YTK değerleri

Değişken	0 cm'lik engel geçme		t	p
	Kadın (n=18) ($\bar{X} \pm SS$)	Erkek (n=22) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,23 ± 0,77	5,69 ± 1,15	-1,423	0,163
TMAX1	0,16 ± 0,05	0,13 ± 0,05	1,537	0,133
FMAX2	1,05 ± 0,46	1,24 ± 0,59	-1,099	0,279
TMAX2	0,37 ± 0,12	0,34 ± 0,12	0,694	0,492
FMAX3	3,33 ± 1,18	2,35 ± 0,86	3,025	0,004
TMAX3	0,59 ± 0,06	0,6 ± 0,09	-0,360	0,721
FMAX4	2,43 ± 0,86	2,6 ± 1,04	-0,566	0,575
TMAX4	0,6 ± 0,06	0,62 ± 0,08	-0,852	0,400

Tablo 13. Kadın ve erkeklerde kapı eşiği geçme sırasında ölçülen YTK değerleri

Değişken	Kapı eşiği geçme		t	p
	Kadın (n=19) ($\bar{X} \pm SS$)	Erkek (n=21) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,63 \pm 0,95	5,82 \pm 1,02	-0,610	0,545
TMAX1	0,15 \pm 0,04	0,13 \pm 0,04	1,982	0,055
FMAX2	1,06 \pm 0,33	1,29 \pm 0,68	-1,388	0,176
TMAX2	0,38 \pm 0,13	0,32 \pm 0,14	1,566	0,126
FMAX3	3,18 \pm 0,1	2,34 \pm 0,83	2,895	0,006
TMAX3	0,61 \pm 0,06	0,59 \pm 0,1	0,754	0,456
FMAX4	2,56 \pm 1,03	2,72 \pm 0,9	-0,512	0,612
TMAX4	0,6 \pm 0,07	0,63 \pm 0,06	-1,415	0,165

Tablo 14. Kadın ve erkeklerde kaldırırma çıkma sırasında ölçülen YTK değerleri

Değişken	Kaldırırma çıkma		t	p
	Kadın (n=16) ($\bar{X} \pm SS$)	Erkek (n=17) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,17 \pm 1,12	4,81 \pm 1,56	0,772	0,446
TMAX1	0,14 \pm 0,03	0,25 \pm 0,11	-4,024	0,001
FMAX2	1,38 \pm 0,5	1,28 \pm 0,55	0,519	0,607
TMAX2	0,61 \pm 0,13	0,48 \pm 0,2	2,172	0,038
FMAX3	3,05 \pm 0,64	2,34 \pm 0,95	2,511	0,017
TMAX3	0,75 \pm 0,13	0,81 \pm 0,18	-1,164	0,253
FMAX4	2,44 \pm 1,02	2,31 \pm 0,75	0,405	0,688
TMAX4	0,78 \pm 0,15	0,85 \pm 0,19	-1,291	0,206

Tablo 15. Kadın ve erkeklerde merdiven çıkma sırasında ölçülen YTK değerleri

Değişken	Merdiven çıkma		t	p
	Kadın (n=60) ($\bar{X} \pm SS$)	Erkek (n=60) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	4,46 \pm 1,19	4,02 \pm 1,59	1,737	0,085
TMAX1	0,21 \pm 0,1	0,21 \pm 0,13	-0,214	0,831
FMAX2	1,4 \pm 0,43	1,47 \pm 0,8	-0,613	0,542
TMAX2	0,66 \pm 0,16	0,52 \pm 0,19	4,309	0,000
FMAX3	3,28 \pm 0,8	2,67 \pm 0,84	4,107	0,000
TMAX3	0,79 \pm 0,15	0,74 \pm 0,1	1,837	0,069
FMAX4	2,23 \pm 0,98	1,82 \pm 0,8	2,509	0,013
TMAX4	0,78 \pm 0,16	0,7 \pm 0,18	2,735	0,007

Tablo 16. Kadın ve erkeklerde merdiven inme sırasında ölçülen YTK değerleri

Değişken	Merdiven inme		t	p
	Kadın (n=60) ($\bar{X} \pm SS$)	Erkek (n=60) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	3,49 ± 1,16	2,94 ± 1,51	2,227	0,028
TMAX1	0,18 ± 0,08	0,17 ± 0,1	0,576	0,566
FMAX2	1,33 ± 0,47	1,35 ± 0,74	-0,134	0,894
TMAX2	0,21 ± 0,16	0,16 ± 0,1	2,084	0,040
FMAX3	2,64 ± 0,75	2,3 ± 0,89	2,228	0,028
TMAX3	0,43 ± 0,27	0,4 ± 0,29	0,566	0,572
FMAX4	2,32 ± 0,66	2,68 ± 0,95	-2,417	0,017
TMAX4	0,51 ± 0,24	0,54 ± 0,21	-0,871	0,385

TÜM TESTLERİN SAĞ VE SOL AYAKLARA GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Deneklerin Tümünde Düz Zeminde Yürüme, Engel Geçme, Merdiven Çıkma ve İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Sağ ve Sol Ayaklara Göre Değerlendirilmesi

Düz zeminde yürüme, 0 cm engel geçme, eşik geçme, kaldırım çıkma, merdiven çıkma ve inme sırasında, tüm deneklerin sağ ve sol ayaklarına ait verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 17–22).

Tablo 17. Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri

Değişken	Düz zeminde yürüme		t	p
	Sağ (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=30) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,42 ± 0,94	4,84 ± 0,93	2,400	0,020
TMAX1	0,18 ± 0,03	0,18 ± 0,05	0,579	0,565
FMAX2	1,17 ± 0,46	1,04 ± 0,4	1,202	0,234
TMAX2	0,39 ± 0,13	0,4 ± 0,15	-0,361	0,719
FMAX3	2,94 ± 0,96	2,72 ± 0,7	1,036	0,305
TMAX3	0,58 ± 0,07	0,6 ± 0,07	-1,087	0,282
FMAX4	2,9 ± 0,82	2,27 ± 0,74	3,161	0,003
TMAX4	0,6 ± 0,07	0,61 ± 0,06	-0,547	0,587

Tablo 18. Deneklerin tümünde 0 cm engel geçme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Engeli ilk geçen ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	0 cm'lik engel geçme		t	p
	Sağ (n=22) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=18) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,67 ± 1,08	5,26 ± 0,89	1,290	0,205
TMAX1	0,14 ± 0,06	0,14 ± 0,05	-0,113	0,911
FMAX2	1,21 ± 0,44	1,09 ± 0,64	0,700	0,488
TMAX2	0,36 ± 0,12	0,34 ± 0,12	0,694	0,492
FMAX3	3,19 ± 0,98	2,3 ± 1,09	2,731	0,010
TMAX3	0,59 ± 0,07	0,6 ± 0,09	-0,069	0,945
FMAX4	2,6 ± 0,93	2,43 ± 1,01	0,572	0,570
TMAX4	0,61 ± 0,07	0,62 ± 0,09	-0,325	0,747

Tablo 19. Deneklerin tümünde kapı eşiği geçme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Engeli ilk geçen ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Kapı eşiği geçme		t	p
	Sağ (n=22) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=18) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	6,04 ± 0,94	5,36 ± 0,91	2,305	0,027
TMAX1	0,15 ± 0,04	0,13 ± 0,04	1,589	0,120
FMAX2	1,14 ± 0,39	1,23 ± 0,71	-0,475	0,638
TMAX2	0,37 ± 0,15	0,32 ± 0,13	1,055	0,298
FMAX3	2,96 ± 0,96	2,47 ± 0,99	1,560	0,127
TMAX3	0,61 ± 0,08	0,59 ± 0,1	0,734	0,468
FMAX4	2,94 ± 0,81	2,28 ± 1,02	2,287	0,028
TMAX4	0,62 ± 0,07	0,62 ± 0,06	-0,300	0,766

Tablo 20. Deneklerin tümünde kaldırırma çıkma sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Kaldırırma ilk çıkan ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Kaldırırma çıkma		t	p
	Sağ (n=16) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=17) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,39 ± 1,33	4,6 ± 1,3	1,734	0,093
TMAX1	0,21 ± 0,11	0,19 ± 0,1	0,645	0,524
FMAX2	1,53 ± 0,53	1,13 ± 0,44	2,356	0,025
TMAX2	0,54 ± 0,17	0,55 ± 0,2	-0,273	0,786
FMAX3	2,72 ± 1,04	2,65 ± 0,73	0,214	0,832
TMAX3	0,77 ± 0,14	0,79 ± 0,18	-0,341	0,735
FMAX4	2,64 ± 1,01	2,12 ± 0,68	1,752	0,090
TMAX4	0,8 ± 0,14	0,83 ± 0,2	-0,429	0,671

Tablo 21. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Tüm basamaklardaki ortalama değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Merdiven çıkma		t	p
	Sağ (n=60) (X±SS)	Sol (n=60) (X±SS)		
FMAX1	4,5 ± 1,47	3,99 ± 1,33	1,986	0,049
TMAX1	0,23 ± 0,13	0,19 ± 0,09	2,137	0,035
FMAX2	1,46 ± 0,69	1,41 ± 0,59	0,461	0,646
TMAX2	0,64 ± 0,18	0,55 ± 0,19	2,502	0,014
FMAX3	3,07 ± 0,89	2,88 ± 0,85	1,242	0,217
TMAX3	0,78 ± 0,14	0,75 ± 0,12	1,316	0,191
FMAX4	2,34 ± 1,02	1,72 ± 0,69	3,875	0,000
TMAX4	0,73 ± 0,2	0,75 ± 0,14	-0,697	0,487

Tablo 22. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Tüm basamaklardaki ortalama değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Merdiven inme		t	p
	Sağ (n=60) (X±SS)	Sol (n=60) (X±SS)		
FMAX1	3,23 ± 1,46	3,2 ± 1,29	0,143	0,886
TMAX1	0,187 ± 0,09	0,17 ± 0,09	1,033	0,303
FMAX2	1,49 ± 0,66	1,22 ± 0,54	2,297	0,023
TMAX2	0,18 ± 0,12	0,19 ± 0,15	-0,637	0,526
FMAX3	2,75 ± 0,83	2,19 ± 0,76	3,842	0,000
TMAX3	0,41 ± 0,27	0,43 ± 0,28	0,890	0,695
FMAX4	2,85 ± 0,83	2,15 ± 0,68	0,451	0,000
TMAX4	0,51 ± 0,23	0,54 ± 0,22	0,370	0,589

Kadınlarda Düz Zeminde Yürüme, Engel Geçme, Merdiven Çıkma ve İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Sağ ve Sol Ayaklara Göre Değerlendirilmesi

Düz zeminde yürüme, 0 cm engel geçme, eşik geçme, kaldırım çıkma, merdiven çıkma ve inme sırasında, kadınların sağ ve sol ayaklarına ait verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 23–28).

Tablo 23. Kadınlarda düz zeminde yürüme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri

Değişken	Düz zeminde yürüme		t	p
	Sağ (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,31 ± 0,96	4,75 ± 0,86	1,675	0,105
TMAX1	0,2 ± 0,03	0,19 ± 0,05	0,178	0,860
FMAX2	0,99 ± 0,41	0,82 ± 0,24	1,373	0,181
TMAX2	0,46 ± 0,1	0,45 ± 0,13	0,186	0,854
FMAX3	3,22 ± 0,99	2,86 ± 0,8	1,099	0,281
TMAX3	0,6 ± 0,06	0,61 ± 0,06	-0,372	0,713
FMAX4	2,79 ± 0,79	2,16 ± 0,73	2,261	0,032
TMAX4	0,6 ± 0,07	0,61 ± 0,06	-0,494	0,625

Tablo 24. Kadınlarda 0 cm.lik engel geçme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Engeli ilk geçen ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	0 cm'lik engel geçme		t	p
	Sağ (n=11) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=7) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,21 ± 0,87	5,27 ± 0,66	-0,141	0,890
TMAX1	0,14 ± 0,05	0,18 ± 0,06	-1,228	0,237
FMAX2	1,11 ± 0,38	0,97 ± 0,58	0,620	0,544
TMAX2	0,35 ± 0,11	0,4 ± 0,13	-0,928	0,367
FMAX3	3,71 ± 0,95	2,72 ± 1,32	1,876	0,079
TMAX3	0,58 ± 0,06	0,6 ± 0,07	-0,709	0,488
FMAX4	2,5 ± 0,62	2,32 ± 1,2	0,369	0,722
TMAX4	0,59 ± 0,06	0,62 ± 0,07	-0,856	0,405

Tablo 25. Kadınlarda kapı eşiği geçme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Engeli ilk geçen ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Kapı eşiği geçme		t	p
	Sağ (n=14) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=5) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,77 ± 0,97	5,24 ± 0,87	1,062	0,303
TMAX1	0,15 ± 0,04	0,15 ± 0,04	-0,084	0,934
FMAX2	0,98 ± 0,29	1,29 ± 0,35	-1,995	0,062
TMAX2	0,37 ± 0,14	0,42 ± 0,14	-0,763	0,456
FMAX3	3,04 ± 1,11	3,57 ± 0,41	-1,535	0,143
TMAX3	0,61 ± 0,07	0,62 ± 0,03	-0,580	0,570
FMAX4	2,99 ± 0,81	1,37 ± 0,43	4,229	0,001
TMAX4	0,6 ± 0,08	0,62 ± 0,05	-0,694	0,497

Tablo 26. Kadınlarda kaldırma çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Kaldırma ilk çıkan ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Kaldırma çıkma		t	p
	Sağ (n=8) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=8) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,86 ± 0,92	4,49 ± 0,88	3,033	0,009
TMAX1	0,15 ± 0,04	0,13 ± 0,02	1,163	0,264
FMAX2	1,55 ± 0,51	1,2 ± 0,44	1,493	0,158
TMAX2	0,6 ± 0,12	0,62 ± 0,14	-0,218	0,830
FMAX3	3,32 ± 0,67	2,78 ± 0,51	1,815	0,091
TMAX3	0,73 ± 0,13	0,77 ± 0,14	-0,548	0,592
FMAX4	2,8 ± 1,11	2,07 ± 0,83	1,497	0,157
TMAX4	0,77 ± 0,14	0,78 ± 0,16	-0,084	0,934

Tablo 27. Kadınlarda merdiven çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Tüm basamaklardaki ortalama değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Merdiven çıkma		t	p
	Sağ (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	4,28 ± 1	4,07 ± 0,91	0,610	0,547
TMAX1	0,23 ± 0,01	0,23 ± 0,11	0,188	0,852
FMAX2	1,32 ± 0,37	1,41 ± 0,43	-0,601	0,553
TMAX2	0,72 ± 0,12	0,67 ± 0,17	0,903	0,374
FMAX3	3,57 ± 0,92	3,1 ± 0,5	1,734	0,094
TMAX3	0,82 ± 0,16	0,81 ± 0,14	0,189	0,852
FMAX4	2,54 ± 1,12	1,86 ± 0,72	1,995	0,056
TMAX4	0,84 ± 0,17	0,82 ± 0,14	0,242	0,810

Tablo 28. Kadınlarda merdiven inme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Tüm basamaklardaki ortalama değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Merdiven inme		t	p
	Sağ (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	3,22 ± 0,83	2,99 ± 0,44	0,646	0,523
TMAX1	0,2 ± 0,09	0,2 ± 0,11	-0,009	0,993
FMAX2	1,4 ± 0,54	1,37 ± 0,44	0,150	0,882
TMAX2	0,14 ± 0,06	0,2 ± 0,17	-1,174	0,257
FMAX3	2,92 ± 0,63	2,41 ± 0,65	2,189	0,037
TMAX3	0,37 ± 0,28	0,4 ± 0,27	-0,333	0,741
FMAX4	2,7 ± 0,66	2,1 ± 0,57	2,384	0,024
TMAX4	0,53 ± 0,21	0,5 ± 0,26	0,285	0,778

Erkeklerde Düz Zeminde Yürüme, Engel Geçme, Merdiven Çıkma ve İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Sağ ve Sol Ayaklara Göre Değerlendirilmesi

Düz zeminde yürüme, 0 cm engel geçme, eşik geçme, kaldırım çıkma, merdiven çıkma ve inme sırasında, erkeklerin sağ ve sol ayaklarına ait verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 29–34).

Tablo 29. Erkeklerde düz zeminde yürüme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri

Değişken	Düz zeminde yürüme		t	p
	Sağ (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	5,53 ± 0,93	4,93 ± 1,02	1,681	0,104
TMAX1	0,17 ± 0,03	0,16 ± 0,04	0,759	0,454
FMAX2	1,36 ± 0,43	1,26 ± 0,42	0,634	0,531
TMAX2	0,32 ± 0,12	0,36 ± 0,16	-0,663	0,513
FMAX3	2,66 ± 0,87	2,57 ± 0,57	0,324	0,749
TMAX3	0,56 ± 0,07	0,59 ± 0,08	-1,100	0,281
FMAX4	3,02 ± 0,85	2,38 ± 0,75	2,183	0,038
TMAX4	0,61 ± 0,06	0,61 ± 0,07	-0,260	0,797

Tablo 30. Erkeklerde 0 cm.lik engel geçme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Engeli ilk geçen ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	0 cm'lik engel geçme		t	p
	Sağ (n=11) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=11) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	6,12 ± 1,12	5,25 ± 1,05	1,889	0,074
TMAX1	0,14 ± 0,06	0,12 ± 0,04	0,735	0,471
FMAX2	1,31 ± 0,49	1,17 ± 0,69	0,567	0,577
TMAX2	0,38 ± 0,13	0,3 ± 0,1	1,628	0,119
FMAX3	2,67 ± 0,72	2,03 ± 0,89	1,856	0,078
TMAX3	0,61 ± 0,08	0,59 ± 0,1	0,394	0,698
FMAX4	2,7 ± 1,18	2,5 ± 0,92	0,464	0,648
TMAX4	0,63 ± 0,07	0,61 ± 0,1	0,294	0,772

Tablo 31. Erkeklerde kapı eşiği geçme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Engeli ilk geçen ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Kapı eşiği geçme		t	p
	Sağ (n=8) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=13) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	6,5 ± 0,72	5,4 ± 0,95	2,806	0,011
TMAX1	0,14 ± 0,05	0,12 ± 0,03	1,438	0,167
FMAX2	1,43 ± 0,39	1,2 ± 0,82	0,745	0,465
TMAX2	0,37 ± 0,17	0,28 ± 0,1	1,420	0,172
FMAX3	2,82 ± 0,68	2,05 ± 0,8	2,266	0,035
TMAX3	0,61 ± 0,08	0,58 ± 0,11	0,769	0,451
FMAX4	2,86 ± 0,85	2,6 ± 0,96	0,531	0,602
TMAX4	0,65 ± 0,06	0,62 ± 0,07	0,974	0,342

Tablo 32. Erkeklerde kaldırırma çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Kaldırırma ilk çıkan ayak değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Kaldırırma çıkma		t	p
	Sağ (n=8) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=9) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	4,93 ± 1,57	4,7 ± 1,63	0,300	0,768
TMAX1	0,27 ± 0,12	0,24 ± 0,11	0,615	0,548
FMAX2	1,51 ± 0,58	1,08 ± 0,46	1,717	0,107
TMAX2	0,47 ± 0,18	0,49 ± 0,23	-0,273	0,789
FMAX3	2,12 ± 1,02	2,53 ± 0,9	-0,901	0,382
TMAX3	0,81 ± 0,14	0,81 ± 0,22	0,010	0,992
FMAX4	2,48 ± 0,94	2,16 ± 0,55	0,849	0,409
TMAX4	0,83 ± 0,15	0,87 ± 0,23	-0,425	0,677

Tablo 33. Erkeklerde merdiven çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Tüm basamaklardaki ortalama değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Merdiven çıkma		t	p
	Sağ (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	4,02 ± 1,59	3,39 ± 1,44	1,124	0,271
TMAX1	0,18 ± 0,06	0,19 ± 0,09	-0,179	0,859
FMAX2	1,55 ± 0,78	1,35 ± 0,69	0,737	0,467
TMAX2	0,54 ± 0,16	0,51 ± 0,22	0,399	0,693
FMAX3	2,86 ± 0,86	3,06 ± 0,53	-0,802	0,429
TMAX3	0,73 ± 0,09	0,73 ± 0,13	0,149	0,883
FMAX4	1,91 ± 0,87	1,34 ± 0,45	2,268	0,034
TMAX4	0,61 ± 0,2	0,74 ± 0,13	-2,013	0,054

Tablo 34. Erkeklerde, merdiven inme sırasında, sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri (Tüm basamaklardaki ortalama değerlendirmeye alınmıştır)

Değişken	Merdiven inme		t	p
	Sağ (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)	Sol (n=15) ($\bar{X} \pm SS$)		
FMAX1	3,42 ± 1,53	3,01 ± 1,7	0,694	0,493
TMAX1	0,15 ± 0,05	0,15 ± 0,05	0,454	0,653
FMAX2	1,62 ± 0,74	1,19 ± 0,51	1,857	0,075
TMAX2	0,15 ± 0,08	0,16 ± 0,12	-0,347	0,731
FMAX3	2,42 ± 0,83	2,18 ± 0,71	0,826	0,416
TMAX3	0,39 ± 0,28	0,37 ± 0,3	0,213	0,833
FMAX4	3,14 ± 0,84	2,42 ± 0,78	2,416	0,022
TMAX4	0,58 ± 0,16	0,62 ± 0,09	-0,983	0,334

MERDİVEN İNME VE ÇIKMANIN BASAMAKLARA GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Deneklerin Tümünde Merdiven İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Basamaklara Göre Değerlendirilmesi

Tüm deneklerde merdiven inme sırasında kaydedilen verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları basamaklara göre tablolarda belirtilmiştir. Merdiven inerken 1. basamak çıkma sırasındaki 3., 2. basamak 2., 3. basamak 1. ve 1. basamak da zemin olarak değerlendirilmiştir. (Tablo 35).

Tablo 35. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında tüm basamaklarda elde edilen YTK değerleri

Değişken	Basamaklar				t	p
	1	2	3	4		
FMAX1 (n=30) (X±SS)	3,75±1,44	3,42±1,34	2,87±1,18	2,82±1,35	3,407	0,020*
TMAX1 (n=30) (X±SS)	0,19±0,06	0,18±0,07	0,16±0,06	0,2±0,14	1,010	0,391
FMAX2 (n=30) (X±SS)	1,07±0,53	1,3±0,66	1,42±0,49	1,58±0,67	3,905	0,011†
TMAX2 (n=30) (X±SS)	0,29±0,17	0,15±0,1	0,15±0,11	0,15±0,09	9,554	0,000
FMAX3 (n=30) (X±SS)	2,42±0,89	2,3±0,87	2,6±0,85	2,56±0,75	0,818	0,487
TMAX3 (n=30) (X±SS)	0,58±0,21	0,47±0,27	0,38±0,28	0,25±0,24	9,025	0,000
FMAX4 (n=30) (X±SS)	2,45±0,86	2,65±0,92	2,45±0,73	2,5±0,83	0,426	0,734
TMAX4 (n=30) (X±SS)	0,65±0,09	0,6±0,15	0,51±0,22	0,52±0,23	14,863	0,000

*: Basamak 1 ile Basamak 4 arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$).

† : Basamak 1 ile Basamak 4 arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$).

Deneklerin Tümünde Merdiven Çıkma Sırasında Elde Edilen Verilerin Basamaklara Göre Değerlendirilmesi

Tüm deneklerde merdiven çıkma sırasında kaydedilen verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları basamaklara göre tablolarda belirtilmiştir (Tablo 36).

Tablo 36. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında tüm basamaklarda elde edilen YTK değerleri

Değişken	Basamaklar				t	p
	1	2	3	4		
FMAX1 (n=30) (X±SS)	5,25±1,15	4,25±1,32	3,77±1,23	3,68±1,43	9,301	0,000‡
TMAX1 (n=30) (X±SS)	0,18±0,08	0,22±0,11	0,22±0,12	0,22±0,14	0,879	0,454
FMAX2 (n=30) (X±SS)	1,44±0,62	1,56±0,77	1,41±0,61	1,32±0,57	0,710	0,548
TMAX2 (n=30) (X±SS)	0,54±0,15	0,6±0,22	0,61±0,18	0,62±0,21	1,034	0,380
FMAX3 (n=30) (X±SS)	2,85±0,82	3,2±0,85	3,01±0,82	2,83±0,99	1,126	0,341
TMAX3 (n=30) (X±SS)	0,72±0,08	0,78±0,13	0,76±0,13	0,81±0,15	2,724	0,047§
FMAX4 (n=30) (X±SS)	2,24±1,03	1,89±0,72	1,97±1,07	2,01±0,81	0,787	0,503
TMAX4 (n=30) (X±SS)	0,74±0,08	0,75±0,16	0,73±0,2	0,75±0,22	0,102	0,959

‡: Basamak 1 ile Basamak 2, Basamak 3, Basamak 4 arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$).

§: Basamak 1 ile Basamak 4 arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$).

Merdivenin Birinci Basamağına Çıkma İle Kaldırma Çıkma Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Kaldırım yüksekliği ve merdivenin birinci basamağı arasında çok az bir fark olduğundan ama yapılan hareketlerin benzer olmasından dolayı her iki teste ait veriler deneklerin tümünde ve cinsiyetlere göre ayrılarak karşılaştırıldı. Elde edilen verilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablolarda belirtilmiştir (Tablo 37–39).

Tablo 37. Tüm deneklerde kaldırırma çıkma ve merdivenin 1. basamağına çıkma sırasında elde edilen YTK değerleri

Değişken	Test		t	p
	Kaldırırma çıkma (n=30) (X±SS)	Merdivenin 1. basamağına çıkma (n=30) (X±SS)		
FMAX1	5,03 ± 1,23	5,25 ± 1,15	-0,720	0,477
TMAX1	0,21 ± 0,1	0,18 ± 0,08	1,027	0,313
FMAX2	1,37 ± 0,5	1,44 ± 0,62	-0,491	0,627
TMAX2	0,57 ± 0,17	0,54 ± 0,15	0,637	0,529
FMAX3	2,7 ± 0,9	2,85 ± 0,82	-0,784	0,439
TMAX3	0,79 ± 0,16	0,72 ± 0,08	2,333	0,027
FMAX4	2,37 ± 0,91	2,24 ± 1,03	0,467	0,644
TMAX4	0,83 ± 0,18	0,74 ± 0,08	2,523	0,017

Tablo 38. Kadınlarda kaldırırma çıkma ve merdivenin 1. basamağına çıkma sırasında elde edilen YTK değerleri

Değişken	Test		t	p
	Kaldırırma çıkma (n=15) (X±SS)	Merdivenin 1. basamağına çıkma (n=15) (X±SS)		
FMAX1	5,16 ± 1,16	5,43 ± 1,25	-0,706	0,492
TMAX1	0,14 ± 0,03	0,16 ± 0,05	-1,666	0,118
FMAX2	1,42 ± 0,48	1,51 ± 0,48	-0,554	0,589
TMAX2	0,61 ± 0,13	0,6 ± 0,07	0,394	0,699
FMAX3	3,03 ± 0,66	3,2 ± 0,55	-0,712	0,488
TMAX3	0,75 ± 0,13	0,7 ± 0,08	1,475	0,162
FMAX4	2,4 ± 1,05	2,45 ± 1,21	-0,094	0,926
TMAX4	0,79 ± 0,15	0,72 ± 0,08	1,719	0,108

Tablo 39. Erkeklerde kaldırırma çıkma ve merdivenin 1. basamağına çıkma sırasında elde edilen YTK değerleri

Değişken	Test		t	p
	Kaldırırma çıkma (n=15) (X±SS)	Merdivenin 1. basamağına çıkma (n=15) (X±SS)		
FMAX1	4,91 ± 1,32	5,06 ± 1,05	-0,335	0,743
TMAX1	0,27 ± 0,11	0,2 ± 0,09	1,688	0,114
FMAX2	1,31 ± 0,53	1,36 ± 0,74	-0,209	0,838
TMAX2	0,52 ± 0,19	0,49 ± 0,18	0,493	0,629
FMAX3	2,37 ± 1	2,5 ± 0,91	-0,431	0,673
TMAX3	0,83 ± 0,19	0,74 ± 0,07	1,785	0,096
FMAX4	2,34 ± 0,79	2,03 ± 0,79	1,047	0,313
TMAX4	0,87 ± 0,2	0,76 ± 0,08	1,840	0,087

TARTIŞMA

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

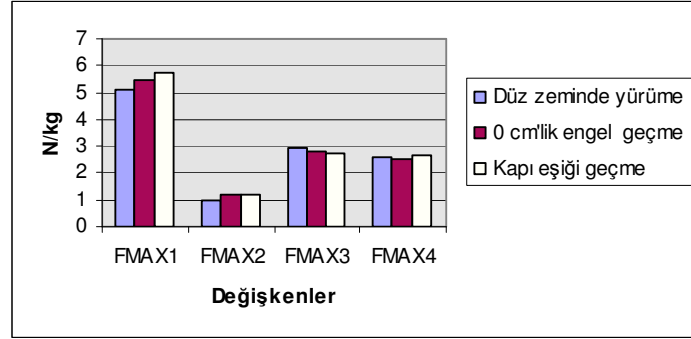
Yapılan tüm testlerde, herhangi bir cinsiyet ya da ayak ayırımı gözetmeksizin ayağın maruz kaldığı yer tepkime kuvvetlerine baktığımızda, en fazla YTK' ne ayak ön bölgesinin (ön-iç ve ön-dış bölgelerin toplamı), ikinci olarak topuk bölgesinin ve en az da ayak orta bölgesinin maruz kaldığını görmekteyiz. Bu bulgularımız literatürdeki bulgularla uyumludur (109,110,111,112).

DÜZ ZEMİNDE YÜRÜME VE ENGEL GEÇME SIRASINDA ELDE EDİLEN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

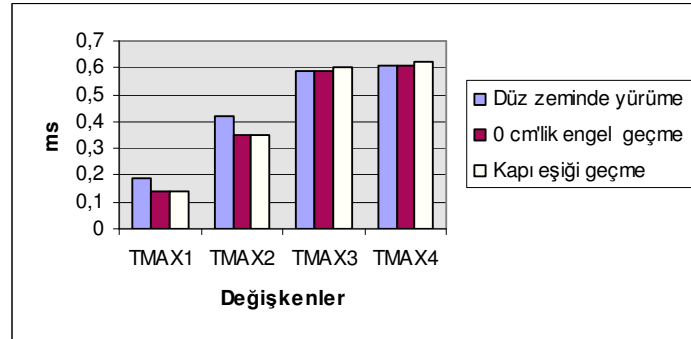
Deneklerin Tümünde Düz Zeminde Yürüme ve Engel Geçme Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Düz zeminde yürüme, 0 cm'lik engel geçme ve kapı eşiği geçme sırasında deneklerin tümünde elde edilen verileri birbirleriyle karşılaştırdığımızda, genel olarak

yürüyüş yolu üzerinde bir engel olduğunda ve bu engelin yüksekliği ve genişliği arttığında, engeli geçen ayağın özellikle yüklenme evresinde, düz zeminde yürümeye göre daha fazla maksimum YTK' ne, daha kısa sürede maruz kaldığını görmekteyiz (Grafik 1,2).



Grafik 1. Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri



Grafik 2. Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan maksimum YTK'lerine ortalama ulaşılma süreleri

Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme ile 0 cm'lik engeli geçmeyi karşılaştırdığımızda, engeli geçen ayakta yüklenme ve basma ortası evrelerinde maksimum YTK' ne anlamlı bir şekilde daha kısa sürede ulaşıldığını görmekteyiz. Kapı eşiği engelini geçme düz zeminde yürüme ile karşılaştırıldığında, 0 cm'lik engeli geçmede olduğu gibi, engeli geçen ayakta yüklenme ve basma ortası evrelerinde maksimum YTK' ne anlamlı bir şekilde daha kısa sürede ulaşılmaktadır. Ancak farklı olarak, engeli geçen

ayağın, yüklenme evresinde düz zeminde yürümeye göre anlamlı bir şekilde daha fazla maksimum YTK' ne maruz kaldığı da görülmektedir. 0 cm' lik engeli geçme ile kapı eşiği engelini geçme arasında ise herhangi bir anlamlı fark bulunamamıştır.

Üç testin karşılaştırılması sonucunda, engel geçme sırasında şok emilimi ve vücut ağırlığının üstlenilmesi işinin düz zeminde yürümeye göre daha fazla enerji harcanması gerektirdiğini düşünebiliriz. Bulgularımıza göre, engelin yüksekliğinin ve genişliğinin artması engeli geçen ekstremitenin ilk değme ve yüklenme evrelerinde maruz kaldığı YTK'ni de anlamlı bir şekilde arttırmaktadır. Yani, engel geçme sırasında daha kısa sürede, daha yüksek YTK' ne maruz kalınmaktadır. Chou ve ark., Chen ve ark. ve Begg ve ark. da düşüncemize paralel şekilde engel geçme sırasında engeli geçen ekstremitede daha yüksek eklem hareket değerleri ve momentleri görüldüğünü belirtmişlerdir (113,114,115).

Begg ve ark. engel yüksekliğinin artmasının engeli geçen ekstremitenin yüklenme evresinde maksimum YTK' ne ulaşılma süresini kısalttığını ancak YTK değerinde bir değişikliğe yol açmadığını tespit etmişlerdir. Basma ortası ve basma sonu evrelerinde ise herhangi bir farklılığa neden olmadığını belirtmişlerdir. Bu tespitleri yüklenme evresinde daha yüksek maksimum YTK'ne maruz kalma hariç bizimkilerle uyumludur. Begg ve ark.'nın belirttiğine göre, engeli ilk geçen ekstremitede VAM'ni vertikal yönde daha yükseğe taşıyacak kuvvet üretmelidir ki, sonrasında geçecek olan diğer ekstremitede engele takılmadan geçebilsin. Chen ve ark. engeli ilk geçen ekstremitenin sonrasında geçecek diğer ekstremitenin engele takılmaması için gerekli stabiliteyi sağlaması gerektiğini belirtmişler ve engeli geçen ekstremitede engel geçilirken kalça abdükör ve iç rotator momentlerin VAM'ni yükseltecek şekilde eğilim gösterdiğini belirtmişlerdir. Armand ve ark.'da kalça eklemindeki rotasyonun engeli geçen salınım dönemindeki ekstremitenin stabil bir şekilde ilk değme yapabilmesi için kritik olduğu görüşünü ortaya atmışlardır. Bu görüşler çalışmamızda engeli geçen ekstremitenin özellikle yüklenme evresinde daha yüksek YTK'ne maruz kalmasını açıklamaktadır (114,115,116).

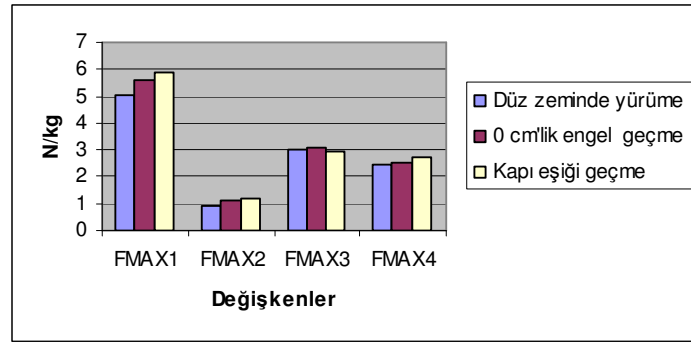
Begg ve ark. deneklerin engel geçerken ve düz zeminde yürürken adım uzunluklarını normale göre arttırdıklarını da gözlemlemişlerdir. Düz zeminde buldukları bu farkı da deneklerin kuvvet platformlarını 0 cm'lik engeller olarak algılamalarına

bağlamışlardır. Chen ve ark. da, çalışmamızdaki gibi yere yapışkan bant yapıştırarak yaptıkları ölçümlerde adım uzunluğunun arttığını gözlemlemişlerdir (115,117).

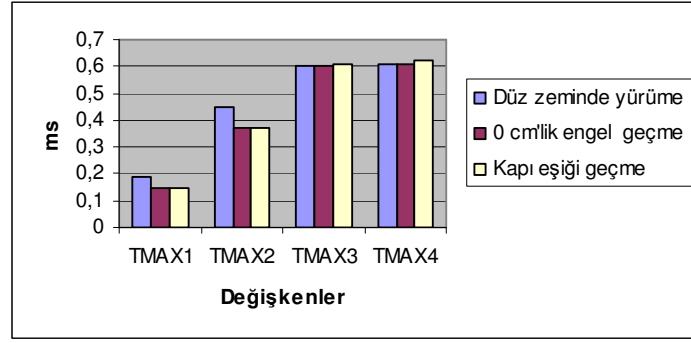
Genel olarak adım uzunluğunu arttırmanın engel geçilirken takılmamak ve sonradan geçecek diğer ekstremitenin de takılmadan geçebilmesini sağlayacak bir strateji olduğu kabul edilmektedir. Bu stratejinin de engeli geçen ekstremitede düz zeminde yürümeye göre daha yüksek eklem hareketlerine ve momentlere, dolayısıyla daha yüksek maksimum YTK'ne maruz kalmaya neden olacağını düşünmekteyiz (113,114,115,118).

Kadınlarda Düz Zeminde Yürüme ve Engel Geçme Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Kadın deneklerin düz zeminde yürüme ve engel geçme testleri sonucunda elde ettiğimiz verilerine baktığımızda, anlamlı bir şekilde, engeli geçen ayakta yüklenme ve basma ortası evrelerinde düz zeminde yürümeye göre daha fazla maksimum YTK'ne, daha kısa sürede ulaşıldığını görmekteyiz. 0 cm'lik engeli geçme ile kapı eşiği geçme sırasında ölçülen değerler arasında ise anlamlı bir fark çıkmamıştır (Grafik 3,4).



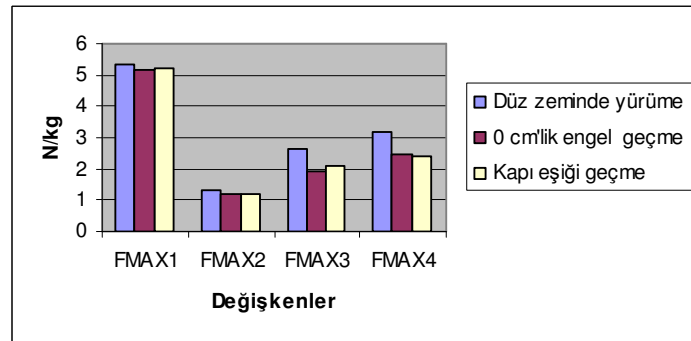
Grafik 3. Kadınlarda düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri



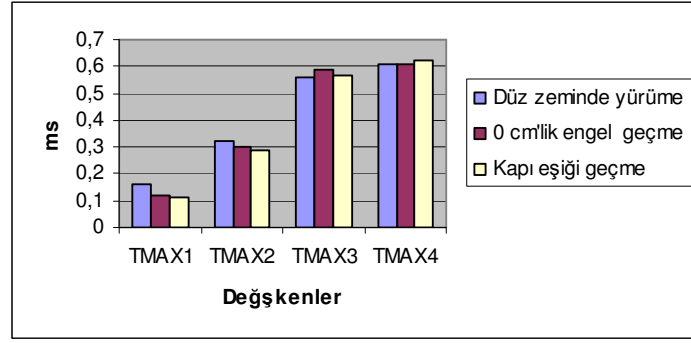
Grafik 4. Kadınlarda düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan maksimum YTK'lerine ortalama ulaşılma süreleri

Erkeklerde Düz Zeminde Yürüme ve Engel Geçme Sırasında Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi

Düz zeminde yürüme ile engel geçme testlerini karşılaştırdığımızda, erkek denekler de, kadınlarda olduğu gibi, engeli geçtikten sonraki yüklenme evresinde maksimum YTK'ne anlamlı bir şekilde daha kısa sürede ulaşmışlardır. Ancak, erkekler kapı eşiğini geçtikten sonraki salınım öncesi evrede düz zeminde yürümeye göre anlamlı bir şekilde daha az maksimum YTK'ne maruz kalmışlardır. Her iki engeli geçme karşılaştırıldığında, erkeklerde de anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır (Grafik 5,6).



Grafik 5. Erkeklerde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri



Grafik 6. Erkeklerde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan maksimum YTK'lerine ortalama ulaşılma süreleri

Bu veriler doğrultusunda, kadınların engeli geçen ekstremitelerinin sonradan geçecek diğer ekstremitenin engele takılmadan geçebilmesini sağlamak için erkeklere göre yüklenme ve basma ortası evrelerinde daha yüksek eklem hareketleri ve momentleri ürettiklerini söyleyebiliriz. Ancak, zemine uygulanan bu yüksek kuvvetlerin kadınlar için, özellikle kaygan zeminlerde engeli geçtikten sonra kaymayı kolaylaştıracağı da düşünülebilir. Özellikle ilk değme evresinin kayma ve düşmeler için kritik evre olduğu literatürde belirtilmiştir (118,119).

Erkeklerin engeli geçtikten sonraki salınım öncesi evrede daha fazla maksimum YTK'ne maruz kalmalarının engeli geçerken alt ekstremitede üretilen daha yüksek kinetik enerjinin sonucunda oluştuğunu düşünüyoruz.

TÜM TESTLERİN CİNSİYETE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Düz zeminde yürüme sırasında, vücut ağırlığının basan ekstremité üzerine aktarıldığı yüklenme evresinde kadınlar ile erkekler arasında maruz kalınan YTK'nde anlamlı bir fark olmamasına rağmen, kadınlar bu bölgede maksimum YTK'ne anlamlı bir şekilde daha geç ulaşmaktadırlar. Ancak anlamlı olmamasına rağmen kadınların bu evrede maruz kaldıkları YTK değerleri erkeklerden daha düşüktür. Elde ettiğimiz bu veriler, yürümenin yüklenme evresinde basan ayakta gerçekleşen şok emilimi ve vücut ağırlığının üstlenilmesi işini, kadınların erkeklerden daha iyi ve kontrollü yaptıklarını düşündürmektedir.

Cho ve ark. çalışmalarında, yürümenin ilk değme evresinde kadınların diz ekleminde daha az fleksiyon ve şok etkisi oluştuğunu, bunun da diz fleksörlerinin daha az kasılmasını gerektirdiğini ortaya koymuşlardır. Yüklenme evresinde ise, diz ekstansörü kasların kadınlarda erkeklere göre anlamlı bir şekilde daha az güç ürettiklerini tespit etmişlerdir. Bu bulgular kadınların ilk değme ve yüklenme evrelerinde şok emilimini daha iyi yaptıkları ve vücut ağırlıklarını öne daha iyi aktardıkları düşüncemizi destekler niteliktedir. Ayrıca, yürüme döngüsü boyunca kadınların erkeklere göre daha fazla kalça fleksiyonu, adduksiyonu ve içe rotasyonu yaptıklarını tespit etmişlerdir. Hurd ve ark. da benzer bulgularla ilk değme evresinde kadın atletlerin erkek atletlerden daha fazla kalça fleksiyonu yaptıklarını tespit etmişlerdir (120,121).

Kadınların kalça ekleminde belirgin bir şekilde yüksek bulunan hareket dereceleri, bu hareketlerde etkili olan kaslarda güç üretimi ve şok emiliminin de daha yüksek olduğu anlamını taşır.

İlk değme ve yüklenme evrelerinde alt ekstremitedeki kaslar çeşitli şekillerde kasılarak şok emilimi yaparlar ve vücut ağırlığının basan ayağa kontrollü bir şekilde aktarılmasını sağlarlar. Bunlar içerisinde, hamstring grubu kasların her iki evrede de özellikle kalça ve diz eklemlerinin stabilitesinde ve şok emiliminde etkin oldukları literatürde sıklıkla bildirilmiştir.

De Mont ve ark. EMG yöntemiyle yaptıkları çalışmada, yürüme sırasında kadınlar ve erkeklerde m. gastrocnemius ve hamstring grubu kasların preaktivasyon zamanlarını ölçmüşler ve sonuç olarak kadınlarda hamstring kasların medial grubunun preaktivasyonunu daha yüksek bulmuşlardır. Bu sonuç, erkeklere göre kadınlardaki artmış diz valgus pozisyonunun kompanse edilmesine bağlanabilir. Ancak, kadınlarda medial hamstring grubu kasların aktivasyonunun daha erken olması, teorik olarak ilk değme evresinde maruz kalınan YTK'ne karşı şok emilimi ve eklem stabilizasyonuna daha iyi ve erken hazırlanılmasını sağlayacağından düşüncemizi desteklemektedir (122).

Yapılan başka çalışmalarda zıplama sonrası yere basma öncesi kadınlarda özellikle diz ekleminin stabilizasyonunu ve şok emilimini sağlayan m. quadriceps femoris'in aktivasyonunun da daha erken gerçekleştiği ve maksimum kas gerimine de daha geç ulaştığı gösterilmiştir. Ayrıca, Decker ve ark. yukarıdan atlama sırasında kadınların diz

ekstansör kaslarının erkeklerinkine göre daha yüksek güç üretip, daha fazla şok emilimi yaptıklarını tespit etmişlerdir. Bu bulgular da kadınlarda maksimum YTK değerine daha geç ulaşılmasını destekler niteliktedir (121,123).

Kadınlar basan ayaklarının orta bölgesinde de erkeklere göre anlamlı bir şekilde daha az YTK'ne maruz kalmakta ve bu bölgede de maksimum YTK değerine erkeklerden daha geç ulaşmaktadırlar. Yürümenin basma ortası evresinde en yüksek YTK'ne maruz kalan ayak orta bölgesinde, kadınların daha düşük maksimum YTK'ne daha uzun sürede maruz kalmaları da şok emilimi ve vücudun öne doğru hareket ettirilmesi işini bu evrede de erkeklerden daha iyi yaptıklarını düşündürmektedir. Rosenbaum ve ark. da çalışmalarında erkeklerin ayak orta bölgesinde ölçülen basınç değerinin kadınlarda ölçülenden daha yüksek çıktığını bildirmişlerdir (36).

Basan ayağın ön bölgesinin en yüksek YTK'ne maruz kaldığı evre basma sonu evresidir. Yürümenin bu evresinde, topuk ve ayak ortası bölgelerinden farklı olarak kadınlar basan ayaklarının ön-dış bölgesinde erkeklere göre anlamlı bir şekilde daha fazla YTK'ne maruz kalmaktadırlar. Ayağın ön-iç bölgesinde ise anlamlı bir fark yoktur ama bu bölgede kadınların değerleri erkeklerden daha düşüktür. Ancak, her iki cins için de bu bölgelerde maksimum YTK'ne ulaşılma süreleri hemen hemen aynıdır.

Bu bulgu, kadınların basma sonu evresinde topuğu yerden kaldırmak ve vücut ağırlığını öne taşımak için erkeklerden daha fazla güç ürettiklerini düşündürmektedir. Bu da, kadınlarda basan ayağa ait plantar fleksör kasların daha fazla itici güç ürettikleri anlamına gelir. Kerrigan ve ark.'nın bulguları bu düşüncemizi desteklerken, Cho ve ark.'nın ve Jacob'un bulguları tam aksi yöndedirler. Kerrigan ve ark. salınım öncesi evrede kadınların ayak bileği plantar fleksör kaslarının daha fazla itici güç ürettiğini ve daha büyük bir diz fleksiyon momenti oluşturduklarını tespit etmişlerdir. Cho ve ark. çalışmalarında kadınların salınım öncesi evrede daha az plantar fleksör tork ürettiklerini ölçerek düşüncemize aksi yönde bir tespit yapmışlardır. Jacob kadavralar üzerinde yaptığı çalışmada ayağın ön-iç tarafının daha fazla yüke maruz kaldığını bulmuştur ancak herhangi bir cinsiyet farkı belirtmemiştir. Decker ve ark. da yukarıdan atlama sırasında kadınların ayak bileği plantar fleksör kaslarının erkeklerinkine göre daha yüksek güç üretip, daha fazla şok emilimi yaptıklarını tespit etmişlerdir (110,120,123,124).

Kadınların erkeklere göre daha küçük beden ölçülerine bağlı olarak daha küçük ayak ölçülerine sahip oldukları düşünülerek, kadınların vücut ağırlığını ayağın ön bölgesi üzerinde kaldırmak için erkeklere göre daha kısa bir kaldıraç koluna sahip oldukları öngörülebilmektedir. Bu mekanik dezavantaj yüzünden, kadınların basma sonu evresinde erkeklerden daha yüksek plantar fleksör kas aktivitesine sahip olabileceklerini düşünmekteyiz.

Kadın ile erkek alt ekstremiteleri arasında anatomik farklar olduğu bilinmektedir. Kadınlar daha geniş bir pelvis sahiptir ve kadınlarda pelvis genişliğinin femur uzunluğuna oranı da daha yüksektir. Ayrıca, yürüme sırasında kadınlar basan ekstremitelerinde erkeklere göre daha fazla kalça fleksiyonu, iç rotasyonu ve adduksiyonu yapmaktadırlar. Bu farklılıklar kadınlarda erkeklere göre alt ekstremitelerdeki valgus açısını arttıran etkenlerdir (120,121,125,126,127,128,129).

Teorik olarak, artmış valgus pozisyonunun bacakta, özellikle diz üzerinde lateral gerimi arttırabileceği ve adım genişliğini azaltabileceği düşünülebilir. Ancak bu bulgular, kadınların basma sonu ve salınım öncesi evrelerinde neden özellikle ayağın ön-dış bölgesine daha çok yüklendiklerini açıklamak için yeterli değildir.

Kadın ve erkeklerin 0 cm'lik engeli geçen ayağa ait verilerini karşılaştırdığımızda, tek anlamlı farkın ayağın ön-dış bölgesinde olduğunu görmekteyiz. Kadınlar, aynı düz yürümede olduğu gibi bu testte de basma sonu ve salınım öncesi evrelerinde ayaklarının ön-dış bölgelerinde daha fazla YTK'ne maruz kalmaktadırlar. Anlamlı bir fark olmasa da, bu testte de kadınların ilk değme, yüklenme ve basma ortası dönemlerinde maruz kaldıkları YTK değerleri daha küçük ve maksimum YTK'ne ulaşma süreleri de daha uzundur. Ancak, sadece ön-dış bölge anlamlı olarak farklı olsa da, toplamda da basma sonu ve salınım öncesi evrelerinde ayağın ön bölümüne yüklenme erkeklerden daha fazla görülmüştür.

Eşik geçme testinde de 0 cm'lik engeli geçmede olduğu gibi sonuçlar ortaya çıkmıştır. Kadınların önceki iki testte olduğu gibi bu testte de basma sonu evresinde ayaklarının ön-dış bölgelerinde erkeklere göre anlamlı bir şekilde daha fazla YTK'ne maruz kaldıkları görülmüştür.

Her iki engeli geçmede de ayağın aynı bölgesinde ortaya çıkan bu anlamlı farklarda, düz zeminde yürüme sırasında cinsiyetler arasında aynı bölgede bu farkın ortaya çıkmasını sağlayan etkenlerin rolü olduğunu düşünmekteyiz.

Kaldırım modeli üzerine çıkma sırasında elde edilen veriler sonucunda, erkeklerin topuk bölgesinde maruz kalınan maksimum YTK'ne kadınların neredeyse iki katına yakın bir zamanda, anlamlı bir şekilde daha geç ulaştıklarını görmekteyiz. Bunun tam tersine kadınlar da ayaklarının orta bölgesinde maksimum YTK'ne erkeklere göre anlamlı bir şekilde daha geç ulaşmaktadırlar. Yine bu testte de, kadınlar ayaklarının ön-dış bölgesinde, erkeklere göre anlamlı bir şekilde daha fazla maksimum YTK'ne maruz kalmaktadırlar.

Normal yürüme ve merdiven çıkmadan farklı olarak, kaldırım çıkma sırasında yürüme devam etmeyip durduğundan bu testte elde ettiğimiz veriler bize daha çok zeminden daha yüksek bir yere çıkarken atılan ilk adımda maruz kalınan YTK'leri hakkında fikir vermektedir. Bu düşünce doğrultusunda baktığımızda, erkeklerin kaldırım çıkarken yüklenme evresinde kadınlara göre vücut ağırlıklarını öne aktarmada ve frenlemede daha kontrollü ve iyi olduklarını, ayağın zemine tamamen temas ettiği basma ortası evresinde ise kadınların erkeklere göre daha kontrollü ve iyi olduklarını görmekteyiz. Kaldırım ikinci çıkan ayağın salınımı esnasında, yani basan ayağın basma sonu evresinde, kadınların bu testte de anlamlı bir şekilde ayaklarının ön-dış bölgelerinde daha fazla maksimum YTK'ne maruz kaldıklarını görmekteyiz. Sparrow ve ark. düz zeminde yürümenin sona erdirilmesi sırasında ayağın ön kısmının maruz kaldığı basıncın arttığını bildirmişlerdir (130).

Kaldırım çıkma sırasında da yürüme sonlandırıldığından aynı sonuç beklenebilir. Ancak, ayak ön-dış bölgesindeki bu farkın kadınların ayak bileği plantar fleksör kaslarının erkeklere göre daha fazla itici güç üretmelerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz (123,124).

Merdiven çıkma sırasında, kadınlarla erkekler arasında özellikle basma ortası evresiyle birlikte anlamlı farklar ortaya çıkmaktadır. Kadınlar ayak orta bölgesinde anlamlı bir fark olmasa da daha az maksimum YTK'ne maruz kalırken, bu maksimum YTK değerine anlamlı bir şekilde daha geç ulaşmaktadırlar. Ayak ön kısmında, hem ön-

dış hem de ön-iç bölgelerde kadınlar erkeklerden anlamlı bir şekilde daha fazla maksimum YTK'ne maruz kalmışlar, ancak bu maksimum kuvvete ayağın ön-iç bölgesinde anlamlı bir şekilde daha geç ulaşmışlardır.

Genel olarak, merdiven çıkma sırasında sadece topuk bölgesindeki fark anlamlı olmasa da, kadınlar ayaklarının tüm bölgelerinde maksimum YTK'ne erkeklerden daha uzun sürede ulaşmışlardır. Merdiven çıkmanın düz zeminde yürümeye göre kayma, sendeleme ve düşme gibi tehlikeler açısından daha riskli olduğunu düşünürsek, kadınlar erkeklerden daha kontrollü bir merdiven çıkma stratejisi izlemişlerdir. Daha önceki testlerde olduğu gibi merdiven çıkmada da kadınlar ayaklarının ön-dış bölgesine erkeklerden daha fazla itici güç uygulamışlardır. Ancak diğer testlerden farklı olarak, merdiven çıkma sırasında ayaklarının ön-iç bölgesinde de daha fazla itici güç uygulamışlardır. Merdiven çıkma sırasında, düz zeminde yürümeden farklı olarak vücut ileriye taşınmanın yanında yukarıya da taşınır. Dolayısıyla, merdiven çıkarken kalça ve diz ekstansiyon momentlerinin ve plantar fleksör kasların aktivitesinin düz zeminde yürümeye göre artması da doğaldır (118).

Kadınların basma sonu evresinde ayak bileği plantar fleksör kaslarının erkeklere göre daha fazla itici güç ürettiği düşüncesinde olduğumuzdan ve merdiven çıkmanın düz zeminde yürümekten daha fazla itici güç gerektirmesinden dolayı bu farkın ortaya çıktığını düşünmekteyiz (123,124,131,132,133,134,135,136).

Merdiven inme sırasında, vücut merdiven çıkmanın aksine öne ve aşağıya doğru ilerlemektedir. Düz zeminde yürümenin aksine kadınlar merdiven inme sırasında yüklenme evresinde anlamlı bir şekilde erkeklerden daha yüksek maksimum YTK'ne maruz kalmışlardır. Basma ortası evresinde, kadınlar erkeklerle hemen hemen aynı maksimum YTK'ne maruz kalmalarına rağmen bu maksimum YTK değerine ulaşma süreleri anlamlı olarak erkeklerden daha uzundur. Merdiven inerken de diğer testlerde olduğu gibi kadınların ayaklarının ön-iç bölgesinde maruz kaldıkları maksimum YTK erkeklerden anlamlı bir şekilde daha yüksektir. Ancak farklı olarak, merdiven inerken erkekler ayaklarının ön-dış bölgesinde anlamlı olarak kadınlardan daha yüksek bir maksimum YTK'ne maruz kalmışlardır. Bu farklı sonuçlar, merdiven inerken salınım öncesi evrede erkeklerin ayaklarının ön-iç bölgesine, kadınlarınsa diğer testlerde de

olduğu gibi ayaklarının ön-dış bölgesine daha çok yüklendiklerini düşündürmektedir (118).

Merdiven inerken yüklenme evresinde yüksek YTK değerleri ölçülmesi düz yürümeye göre vücudun hızla aşağıya doğru hareketine bağlanabilir. Kadınların bu evrelerde erkeklerden daha yüksek YTK'ne maruz kalmaları, düz zeminde yürümenin tam aksine merdiven inme sırasında şok emilimi ve vücut ağırlığının üstlenilmesi işini erkeklerden daha kötü ve kontrolsüz yaptıklarını düşündürmektedir. Basma ortası evresinde kadınların maksimum YTK'ne daha geç ulaşmaları kadınların yüklenme evresinde erkeklerden daha kötü yaptıkları şok emilimi işini kompanse ettiklerini düşündürmektedir (118).

TÜM TESTLERİN SAĞ VE SOL AYAKLARA GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Deneklerin Tümünde Düz Zeminde Yürüme, Engel Geçme, Merdiven Çıkma ve İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Sağ ve Sol Ayaklara Göre Değerlendirilmesi

Tüm testlerde elde edilen verileri incelediğimizde, yürümenin çeşitli evrelerinde sağ ayağın sol ayağa göre anlamlı şekilde hep daha yüksek YTK'ne maruz kaldığını görmekteyiz.

Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme sırasında yüklenme ve basma sonu evrelerinde FMAX1 ve FMAX4, 0 cm engel geçme sırasında basma sonu evresinde FMAX3, kapı eşiğı geçme sırasında yüklenme ve basma sonu evrelerinde FMAX1 ve FMAX4, kaldırım modeline çıkma sırasında basma ortası evresinde FMAX2 sağ ayakta sol ayağa göre anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur.

Merdiven çıkarken tüm evrelerde FMAX1, FMAX2 ve FMAX4 sağ ayakta sol ayağa göre daha yüksek, TMAX1 ise daha uzun bulunmuştur. Merdiven inerken yüklenme ve basma sonu evrelerinde FMAX1, FMAX3 ve FMAX4 değerleri sağ ayakta anlamlı şekilde daha yüksek, TMAX2 değeri ise daha uzun bulunmuştur.

Yürüyüş simetrisi her iki ekstremitede ölçülen parametreler arasında herhangi bir istatistiksel fark olmamasıdır. Ancak, yaptığımız tüm testlerde her iki ekstremiteye ait YTK değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulduğumuzdan, bu tanımlamaya göre çalışmamızdaki deneklerin yürüyüşü asimetriktir (137).

Yürümenin asimetrisi ve bunun vücudun baskın kullanılan tarafıyla ilişkisi hakkında literatürde birçok çalışma bulunmaktadır. Sağ ya da sol ekstremitenin baskın olarak kullanılması yürüme sırasında iki ekstremitenin arasında ortaya çıkan farkların nedeni olarak düşünülmüş ve bunu destekler çalışmalar da yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda ortaya çıkan genel görüş, insanların mobilizasyon için baskın taraflarını, postural stabilizasyon için ise diğer taraflarını ağırlıklı olarak kullandıkları yönündedir (137,138,139,140,141).

Sağlıklı kişilerde yapılan kinetik ve kinematik analizlerde sağ ve sol ekstremiteler arasında farklar bulunduğu sık olarak bildirilmiştir. Deneklerimizin tümünde sağ ekstremitenin baskın tarafıdır. Yürüme sırasında genel olarak bir ekstremitenin destek ve vücut ağırlığının taşınmasından, baskın olanın ise vücudun ilettilmesinden sorumlu olduğu görüşüne dayanarak elde ettiğimiz sonuçları değerlendirdiğimizde; düz zeminde yürüme sırasında yüklenme ve basma sonu evrelerinde sağ ekstremitenin soldan daha yüksek YTK'ne maruz kalmasını sağ ekstremitenin vücudun ilettilmesinden, sol ekstremitenin ise stabiliteden sorumlu olmasına bağlayabiliriz. İlerlemeyi asıl olarak sağlayan sağ ekstremitenin daha yüksek enerji ve moment ürettiğinden daha yüksek YTK'ne maruz kalmaktadır. Postural stabilizasyona asıl katkıda bulunan sol ekstremitenin ise sağ tarafa göre göreceli olarak daha az enerji ve moment üretmekte ya da daha iyi şok emilimi gerçekleştirmekte, dolayısıyla daha düşük YTK'ne maruz kalmaktadır (137,138,139,140,141).

Zverev, Grouios ve Sadeghi ve ark.'larının yürümede asimetri ve baskın ekstremitenin ile ilgili yapılmış çalışmalardan derledikleri çalışmalarında bu görüşümüzü destekleyen geçmişte yapılmış birçok çalışmadan bahsedilmektedir. Sadeghi ve Grouios derlemelerinde baskın ekstremitenin daha güçlü plantar fleksiyon gerçekleştirdiğinden bahsetmişlerdir. Bu da çalışmamızda düz zeminde yürüme sırasında FMAX4 değerinin sağda daha yüksek çıkmasını destekleyen bir tespittir (137,138,140).

0 cm ve kapı eşiği engelini geçmede de aynı düz zeminde yürümede olduğu gibi bir sonuç ortaya çıkmıştır. Bu sonuçların da düz zeminde yürüme sırasında elde edilenlerle aynı nedenlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Kaldırırma çıkma sırasında önceki testlerden farklı olarak sağ ekstremitede sadece FMAX2 değeri soldan anlamlı olarak daha yüksek çıkmıştır. Kaldırırma çıkma sırasında yürüme durdurulduğundan ve sol ekstremitenin postural stabilizasyonda daha etkin olduğunu düşündüğümüzden basma ortası evresinde bu farkın ortaya çıktığı görüşündeyiz. Sol ekstremitede sağa göre daha iyi şok emilimi yapmış ve bu anlamlı fark ortaya çıkmıştır (137,138,140).

Merdiven çıkma sırasında tüm evrelerde sağ ayak, ön-dış bölgesi hariç, anlamlı olarak daha yüksek YTK'ne maruz kalmıştır. Merdiven çıkarken plantar fleksör kasların aktivitesi düz zeminde yürüme ve merdiven inmeye kıyasla daha da artmaktadır. Baskın olan ekstremitede de plantar fleksör kas aktivitesinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca baskın olan ayakta genel olarak daha yüksek enerji ve moment üretilmekte ve merdiven çıkarken üretilen moment düz zeminde yürümeye göre daha da artmaktadır. Mobilizasyonda baskın taraf olan sağ tarafın daha etkin olmasından dolayı tüm evrelerde bu anlamlı farkların ortaya çıktığını düşünmekteyiz. Stacoff ve ark. da merdiven çıkarken özellikle basma ortası ve basma sonu evrelerinde asimetrinin düz zeminde yürümeye göre anlamlı biçimde arttığını bildirmişlerdir (123,124,131,132,133,134,135,136,137,138, 140,142).

Merdiven inme sırasında basma sonu evresinde sağ tarafta FMAX2, FMAX3 ve FMAX4 sol taraftan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu da sağ ekstremitenin basma ortası ve basma sonu evrelerinde soldan daha yüksek YTK'ne maruz kaldığını göstermektedir. Deneklerimizde baskın taraf sağ olduğundan ve postural stabilizasyonda daha etkin olan sol tarafın daha iyi şok emilimi yapmasından dolayı bu farkın ortaya çıktığı düşüncesindeyiz (137,138,140).

Stacoff ve ark. merdiven inerken düz zeminde yürüme ve merdiven çıkmaya oranla daha yüksek asimetri tespit etmişlerdir. Ancak biz basma ortası ve basma sonu evrelerinde asimetri tespit ederken Stacoff ve ark. asimetrinin yüklenme evresinde belirgin olduğunu bildirmişlerdir (136).

İstemli motor hareketlerde tercih edilen baskın ekstremiteye daha fazla yük bindiğinden daha yüksek mekanik zorlanmaya maruz kalmaktadır. Baskın ekstremitede üzerindeki uzun süreli mekanik zorlanmalar bu ekstremitede patoloji gelişme riskini arttıran bir faktördür. Birçok farklı çalışmada alt ekstremitede patolojilerinin baskın olan tarafta daha sık görüldüğü bildirilmiştir. Baskın ekstremitede daha sık sakatlık yaşandığı, daha yüksek oranda stres kırığı gerçekleştiği, dizde daha yüksek oranda artroplasti ameliyatı yapıldığı, daha sık ayak bileği sakatlıkları yaşandığı, diyabetli kişilerde amputasyonların ve ülserasyonların yoğun biçimde sağ ekstremitede gerçekleştiği ve ayakta daha yoğun nasırlaşma görüldüğü literatürde bildirilmiştir (138).

Deneklerimizin tümünde baskın ekstremitede sağ taraftır ve tüm testlerde baskın ekstremitede daha yüksek YTK'ne maruz kalmıştır. Elde ettiğimiz sonuçların, baskın ekstremitede daha sık görülen bu patolojilerin gelişim mekanizmalarını destekler nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.

Alt ekstremiteler arasında uzunluk farkı bulunması klinikte nadir görülen bir durum değildir. Pertunnen ve ark. alt ekstremitede uzunlukları arasında fark bulunan denekler üzerinde düz zeminde yürüme sırasında yaptıkları YTK ölçümleri sonucunda, basma sonu evresinde uzun olan ekstremitenin daha yüksek YTK'ne maruz kaldığını tespit etmişlerdir. Düz zeminde yürüme sırasında baskın ekstremitede basma sonu evresinde daha yüksek YTK ölçmemize rağmen, deneklerimizin alt ekstremitede uzunluklarını değerlendirmeye almadığımızdan bu konuda bir karşılaştırma yapamıyoruz (143).

Kadınlarda Düz Zeminde Yürüme, Engel Geçme, Merdiven Çıkma ve İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Sağ ve Sol Ayaklara Göre Değerlendirilmesi

Tümünde baskın ekstremitenin sağ olduğu kadın deneklerimizin sonuçlarında da testlerin çoğunda sağ ayakta ölçülen YTK'lerinin soldan daha yüksek olduklarını görmekteyiz.

Düz zeminde yürüme ve kapı eşiği engelini geçme sırasında basma sonu evresinde FMAX4, kaldırırma çıkarken yüklenme evresinde FMAX1 değerleri sağ ekstremitede soldan daha yüksek ölçülmüştür. 0 cm'lik engeli geçerken ise ekstremiteler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Merdiven inerken basma sonu evresinde FMAX3 ve

FMAX4 sağ tarafta anlamlı biçimde yüksek bulunurken, merdiven çıkma sırasında herhangi bir anlamlı fark gözlenmemiştir.

Yürüme sırasında baskın ekstremitede diğer ekstremiteye oranla daha güçlü plantar fleksiyon gerçekleşmektedir. Bu sebepten dolayı kadınlarda düz zeminde yürüme ve kapı eşiği engelini geçme sırasında, basma sonu evresinde sağ ekstremitenin daha yüksek YTK'ne maruz kaldığını düşünüyoruz. 0 cm'lik engel geçme testinde de basma sonu evresinde sağ ayağa ait değerler soldan daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı değildir (137,138).

Baskın olmayan sol ekstremitenin postural stabilizasyonda daha etkin olduğunu düşündüğümüzden, kaldırıma çıkarken yüklenme evresinde sağ ekstremitenin daha yüksek YTK'ne maruz kaldığı görüşündeyiz. Diğer bir deyişle, sol ekstremitede yüklenme evresinde sağa göre daha iyi şok emilimi yapmış ve bu anlamlı fark ortaya çıkmıştır (137,138,140).

Merdiven inerken basma sonu evresinde ortaya çıkan farkı da yine sağ ayağın mobilizasyonu sağlayan ve dolayısıyla daha yüksek plantar fleksör moment üreten ekstremitede olmasına bağlamaktayız (137,138,140).

Merdiven çıkarken sağ ayakta basma sonu evresinde ölçülen YTK değerleri de anlamlı olmaya yakın bir şekilde soldan daha yüksek bulunmuştur.

Erkeklerde Düz Zeminde Yürüme, Engel Geçme, Merdiven Çıkma ve İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Sağ ve Sol Ayaklara Göre Değerlendirilmesi

Tümünde sağ ekstremitenin baskın olduğu erkek deneklerimizde de sağ tarafa ait YTK değerlerinin genel olarak daha yüksek oldukları gözlenmektedir.

Düz zeminde yürüme sırasında basma sonu evresinde FMAX1, kapı eşiği engelini geçme sırasında yüklenme ve basma sonu evrelerinde FMAX1 ve FMAX3 sağ ayakta sola göre daha yüksek ölçülmüştür. Basma sonu evresinde FMAX4 hem merdiven çıkarken hem merdiven inerken sağda soldan daha yüksek bulunmuştur. 0 cm'lik engeli geçerken ve kaldırıma çıkarken ise herhangi bir anlamlı fark bulunamamıştır.

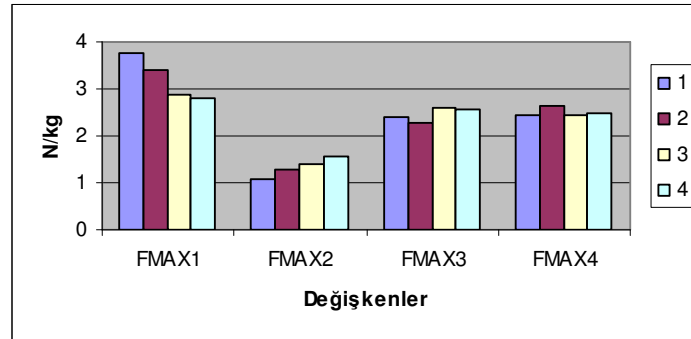
Düz zeminde yürürken, kapı eşiği engelini geçerken, merdiven çıkarken ve inerken basma sonu evresinde sağ ekstremitenin daha yüksek YTK'ne maruz kalmasını deneklerimizde sağ ayağın baskın olmasına bağlamaktayız. Mobilizasyonu sağlayan ve daha yüksek plantar fleksör moment üreten baskın ekstremitte, böylece daha yüksek YTK'ne maruz kalmıştır (137,138,140).

Kapı eşiği engelini geçerken yüklenme evresinde de sağ ekstremitte daha yüksek YTK'ne maruz kalmıştır. Düz zeminde yürümeye göre, kapı eşiği engelini geçen ekstremitenin yüklenme evresinde daha yüksek YTK'ne maruz kaldığını tespit etmiştik. Baskın olmayan sol ekstremitte postural stabilizasyonu, dolayısıyla da şok emilimini daha iyi yaptığından sağ ile sol ekstremitte arasındaki bu fark doğal karşılanabilir (137,138,140).

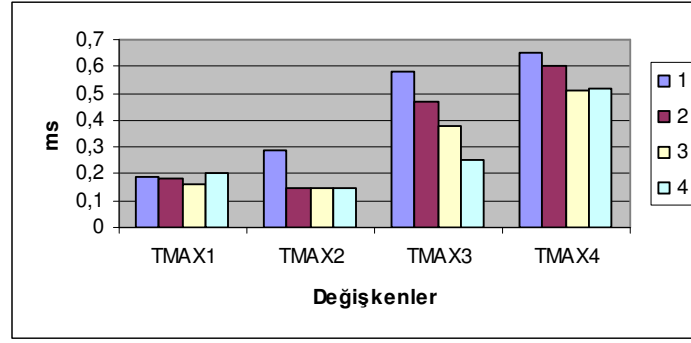
MERDİVEN İNME VE ÇIKMANIN BASAMAKLARA GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Deneklerin Tümünde Merdiven İnme Sırasında Elde Edilen Verilerin Basamaklara Göre Değerlendirilmesi

Tüm deneklerin merdiven inme sırasında elde edilen verileri basamaklara göre değerlendirildiğinde FMAX1 ve FMAX2 değerlerinin 1. ve 4. basamaklar arasında anlamlı derecede farklı olduklarını görmekteyiz (Grafik 7,8).



Grafik 7. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında her bir basamakta maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri



Grafik 8. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında her bir basamakta maruz kalınan maksimum YTK değerlerine ortalama ulaşılma süreleri

FMAX1 değeri merdiven inildikçe azalmakta ve bu azalma 1. ve 4. basamaklar arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Yürümenin yüklenme evresinde ölçülen maksimum YTK değeri olan FMAX1'in merdiven inildikçe azalması, şok emiliminin ve vücut ağırlığını öne-aşağıya taşınma işlerinin merdiven inildikçe daha iyi ve kontrollü yapıldığını düşündürmektedir. FMAX2 değeri ise FMAX1 değerinin aksine merdiven inildikçe artmaktadır. Bu bulgular, merdiven inildikçe ayağın topuk bölgesine yüklenme azalırken orta bölgesine yüklenmenin arttığını göstermektedir. Yani, basma ortası evresinde maruz kalınan maksimum YTK merdiven inildikçe artmaktadır. Vücut ağırlığının üstlenilmesi işi kontrollü bir şekilde yüklenme evresinden basma ortası evresine doğru kaymaktadır. Bunun merdiven inerken basamakta kaymayı ve maruz kalınan şoku azaltmaya yönelik bir strateji olabileceğini düşünüyoruz.

Merdiven inme sırasında, yüklenme evresinde maruz kalınan YTK genel olarak merdiven çıkma ve düz zeminde yürümeye göre daha yüksektir. Merdiven inme sırasında vücut bir nevi serbest düşüş gerçekleştirdiğinden bu sonuç doğaldır. Ancak bu göreceli yüksek değer merdiven inerken karşılaşılabilecek riskleri de arttırmaktadır. Wervey ve arkadaşları ayak tabanının maruz kaldığı basınçları ölçmüşler ve merdiven inme sırasında ayağın düz zeminde yürümeye göre daha fazla zorlanmaya maruz kaldığını tespit etmişlerdir. Bunun da ayaktaki incinme riskini arttıracaklarını belirtmişlerdir. Merdiven inildikçe yüklenme evresinde basamaklara uygulanan kuvvetin azalması bu açıdan önemlidir. Ayrıca, merdiven inme sırasında basamakta ayağın kayma riskinin en yüksek

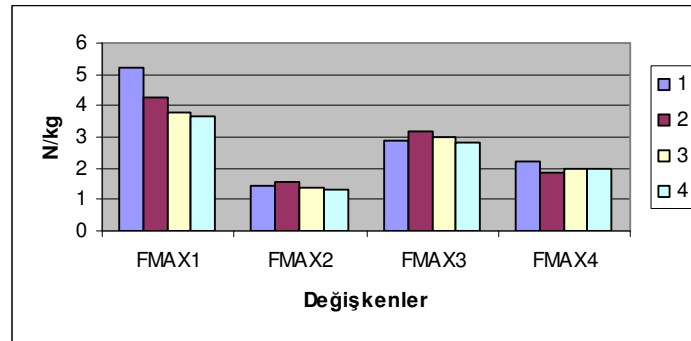
olduğu yüklenme evresinde uygulanan kuvvetin merdiven inildikçe azalması bu riski de azaltacaktır (118,119,132,133,135,136,142,144,145).

Merdiven inme ve çıkmanın da düz zeminde yürüme gibi otomatikleşmiş ritmik bir hareket olduğunu düşünürsek, şok emilimi ve vücut ağırlığının öne-aşağıya taşınmasındaki bu iyiye gidişi yürümenin nöral kontrol mekanizmalarının bu ritmi sağlamasına bağlayabiliriz.

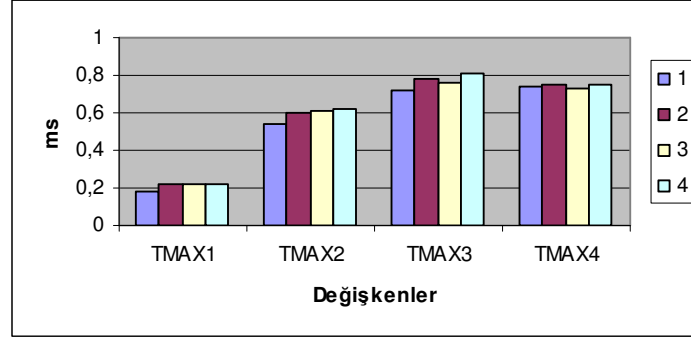
Stacoff ve arkadaşları, merdiven inme ya da çıkma sırasında atılan ilk iki adımın sonraki adımların tutarlı bir şekilde atılması için gereken ayarlamaların yapıldığı bir geçiş olarak tanımlandığını belirtmişlerdir. Bu da nöral kontrol mekanizmalarının ilk iki adımda devreye girerek gerekli ayarlamaları yaptığı anlamına gelir ki bu düşüncemizle uyumludur (136).

Deneklerin Tümünde Merdiven Çıkma Sırasında Elde Edilen Verilerin Basamaklara Göre Değerlendirilmesi

Tüm deneklerin merdiven çıkma sırasında elde edilen verileri basamaklara göre değerlendirildiğinde FMAX1 değerinin 1. ile 2., 1. ile 3. ve 1. ile 4. basamaklar arasında, TMAX3 değerinin ise 1. ile 4. basamaklar arasında anlamlı şekilde farklı olduklarını görmekteyiz (Grafik 9,10).



Grafik 9. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında her bir basamakta maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri



Grafik 10. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında her bir basamakta maruz kalınan maksimum YTK değerlerine ortalama ulaşılma süreleri

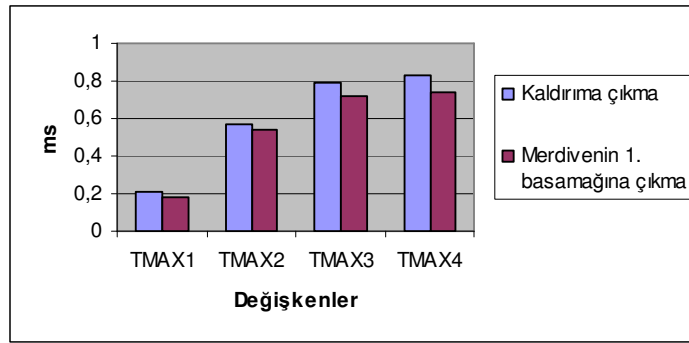
FMAX1 değeri merdiven çıkıldıkça azalmakta ve bu azalma 1. basamak ile diğer basamaklar arasında anlamlı farklar ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Merdiven inmede olduğu gibi çıkmada da yüklenme evresinde maruz kalınan YTK'nin basamaklar çıkıldıkça azalmasını, nöral kontrol mekanizmalarının etkisi sonucu ritmin bulunup şok emilimi ve vücudun taşınması işinin daha istikrarlı hale gelmesine bağlamaktayız. Ayağın ön-dış bölgesinin maksimum YTK'ne maruz kalma süresinin merdiven çıkıldıkça artış gösterip özellikle 1. ile 4. basamaklar arasında anlamlı fark oluşturmasının da aynı mekanizmaların etkisiyle gerçekleştiğini düşünüyoruz.

Merdiven çıkarken, basma sonu evresinde kalça ve diz ekstansiyon momentleri ve plantar fleksiyon momentleri, dolayısıyla maksimum YTK düz zeminde yürüme ve merdiven inmeye göre artmaktadır. Bu artış, ayağın salınım döneminde takılmaması ve uygun şekilde sonraki basamağa basması için gereklidir. Ancak bu artış, merdiven çıkarken salınım öncesi evrede basan ayağın arkaya doğru kayma riskinin artmasını da beraberinde getirmektedir (118,123,124,131,132,133,134,135,136,142).

Bulgularımıza göre, merdiven çıkarken ritim sağlandıkça bu evrede maksimum YTK'ne ulaşılma süresi uzamaktadır. Böylece, merdiven çıkarken kayma ya da takılmayı önlemek için motor kontrol de daha iyi sağlanmaktadır.

Merdivenin Birinci Basamağına Çıkma İle Kaldırma Çıkma Sırasında Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması

Kaldırım taşı modeli ile merdiven basamağı ebadı arasında çok az bir fark olduğundan ancak kaldırım taşı modeline çıkıldığında yürümenin durup merdiven çıkarken devam etmesinden dolayı iki teste ait verileri karşılaştırdık. Tüm denekler üzerinde yaptığımız karşılaştırmada TMAX3 ve TMAX4 değişkenlerinde anlamlı fark çıkarken, kadın ve erkekleri kendi içlerinde değerlendirdiğimizde herhangi bir anlamlı fark tespit edemedik (Grafik 11).



Grafik 11. Deneklerin tümünde merdiven 1. basamağına çıkma ve kaldırma çıkma sırasında maruz kalınan maksimum YTK değerlerine ortalama ulaşılma süreleri

Yürümenin sona erdirilmesi sırasında ayağın ön bölgesinde düz zeminde yürümeye göre daha yüksek basınca maruz kalınmaktadır. Ancak merdiven çıkma sırasında da vücut öne ve yukarıya taşınır ve bu da basma sonu evresinde alt ekstremitede düz zeminde yürümeye göre daha yüksek moment üretilmesine ve dolayısıyla ayağın ön bölgesinin daha yüksek basınca maruz kalmasına sebep olur. Bu nedenlerden dolayı, her iki testte de basma sonu evresinde maruz kalınan maksimum YTK'leri arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmadığını düşünüyoruz (123,124,130,131,132,133,134,135,136,142).

Kaldırım modeline çıkma sırasında ölçülen ayağın ön bölgesinin maksimum YTK'ne ulaşma süreleri ise merdiven çıkarken ölçülenlere göre anlamlı olarak daha uzun çıkmıştır. Sparrow ve ark. yürümeyi planlanmış şekilde sona erdirmenin, önceden planlanmamış şekilde sona erdirmekten daha uzun sürede gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Bu fazla sürenin de her iki ayağı birbirine paralel biçimde yan yana koymak için gerektiğini belirtmişlerdir. Bizim yaptığımız kaldırım modeline çıkma testinde de yürüme planlı ve ayaklar birbirine paralel şekilde durdurulduğundan ayağın ön bölgesinde maksimum YTK'ne ulaşılma sürelerinin daha uzun çıktığını düşünmekteyiz (130).

SONUÇLAR

Çalışmamızda düz zeminde yürüme, çeşitli engelleri geçme, merdiven inme, merdiven ve kaldırıma çıkma gibi günlük yaşamda sık yapılan hareketler sırasında genç erişkinlerin maruz kaldıkları YTK'leri ölçülmüştür. Tespit edilen değerler literatürdeki çalışmaların sonuçları ile karşılaştırıldığında benzerlik ve farklılıklar saptanmıştır. Deneklerimizi kendi aralarında cinsiyet ve sağ-sol ekstremiteler açısından karşılaştırdığımızda da belirgin farklar gözlenmiştir.

Kadınların ve erkeklerin yürüme arasındaki fark gözle görülebilecek kadar belirgindir. Literatürde yürüme sırasında cinsiyetlerin anatomik, kinematik ve kinetik açılarından karşılaştırılması hakkında birçok araştırma mevcuttur. Çalışmamızın sonucunda genç erişkin kadın ve erkeklerde ölçtüğümüz YTK değerleri arasında tüm testlerde anlamlı farklar tespit ettik.

Yürümenin asimetric olduğunu söyleyebilmek için, yürüme sırasında her iki ekstremitede ölçülen parametrelerden sadece birinin bile farklı bulunması yeterlidir. Yaptığımız ölçümler sonucunda maruz kalınan YTK değerleri açısından tüm testlerde anlamlı bir asimetri tespit ettik.

Günlük yaşamda sık karşılaşılan engelleri geçerken yapılan ölçüm sonuçları ile düz zeminde yürüme sırasında yapılan ölçüm sonuçlarını karşılaştırdığımızda, engelin yüksekliği ve genişliği arttıkça maruz kalınan YTK değerlerinde farklılıklar ortaya çıktığını tespit ettik.

Merdiven inme ve çıkma sırasında basamaklara göre yaptığımız değerlendirmede, basamaklar inildikçe ve çıkıldıkça nöral kontrol mekanizmalarının gerekli adaptasyonu ve ritmi sağladığını destekler nitelikte sonuçlar elde ettik.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz değerler sağlıklı genç erişkin bireyler üzerinde ölçülmüştür. Dolayısıyla genç erişkin yaş grubu için, anabilim dalımızdaki yürüme analiz laboratuvarımızda kullanılabilir bir veritabanı oluşturulmuştur. Bu veritabanının özellikle genç erişkinlerde yürüme patolojilerinin tanısında, tedavinin ne şekilde planlanacağına, tedavi öncesi ve sonrası prognoz takibinde yararlı olacağına inanıyoruz. Tespit ettiğimiz değerlerin sadece tıp alanında değil, ergonomi mühendisliğinde ve spor bilimlerinde de kullanılabilirliğini düşünmekteyiz.

Bundan sonraki aşamalarda çalışmamız için seçtiğimiz yaş grubu dışında kalan yaş grupları, hasta grupları, sporcuların yürüme analizlerinin gerçekleştirilmesi ve bunlar arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi için gereken çalışmaların planlanması gerektiğini kanıtladık.

ÖZET

**GENÇ ERİŞKİNLERDE GÜNLÜK AKTİVİTE SIRASINDA
YAPILAN BAZI HAREKETLERİN KİNETİK ANALİZİ**

Genç erişkinlerde günlük yaşam sırasında sık yapılan bazı hareketler sırasında maruz kalınan Yer Tepkime Kuvvetlerini ölçmek ve analizlerini yapmak amacıyla gerçekleştirdiğimiz çalışmamıza, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi öğrencisi, 18–23 yaş grubunda 15 kadın ve 15 erkek, toplam 30 gönüllü katıldı. Çalışmamızda Yer Tepkime Kuvvetlerini ölçebilmek için Trakya Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Anatomi Anabilim Dalındaki “Hareket Analiz Laboratuvarı”nda bulunan “Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi” kullanıldı.

Ölçümlerimiz sonucunda düz zeminde yürüme, engel geçme, kaldırıma çıkma, merdiven çıkma ve merdiven inme sırasında maruz kalınan Yer Tepkime Kuvvetlerinde farklılıklar tespit edildi. Bu farklar testler, cinsiyetler ve ekstremiteler arasındaydı. Merdiven çıkma ve inme sırasında da basamaklar arasında farklar tespit edildi.

Tespit edilen değerler literatürdeki çalışmaların sonuçları ile karşılaştırıldığında, aralarında benzerlikler ve farklar gözlemlendi. Gözlenen bu farkların yönetsel farklar, ölçümlerde kullanılan cihaz farklılıkları, denekler arasındaki yaş grubu farklılıkları ile ölçüm yapılan deneklerin antropolojik, coğrafik ve günlük aktivite farklarından kaynaklandığı görüşü benimsendi.

Anahtar Kelimeler: Yer Tepkime Kuvveti, yürüme analizi, merdiven, engel

SUMMARY

**KINETIC ANALYSIS OF SOME MOVEMENTS PERFORMED
DURING DAILY ACTIVITIES OF YOUNG ADULTS**

Thirty (15 males, 15 females) volunteers between ages of 18 and 23 who study at Trakya University Faculty of Medicine participated in our study that we made to measure and analyze the ground reaction forces (GRF) exposed on young adults during performing some daily activities. The “Zebris Force Measurement System” in “Motion Analysis Laboratory” of Trakya University, Faculty of Medicine, Department of Anatomy used for measuring the GRF.

Differences found in GRF values measured during level walking, obstacle crossing, stepping on a paving stone, stair ascent and stair descent. These differences are between tests, genders and extremities. Differences between steps during stair ascent and descent also found.

Similarities and differences found when our findings compared with the other studies in literature. Our common thought for the causes of differences is the method, the device used, age differences among volunteers, anthropological, geographical and daily activity differences between the measured groups.

Keywords: Ground Reaction Force, gait analysis, stairs, obstacle

KAYNAKLAR

1. Özaras N, Yalçın S. Yürüme Analizi. 1. baskı. İstanbul: Avrupa Tıp Kitapçılık, 2001.
2. Gage JR. Gait analysis in cerebral palsy. 1. baskı. Londra: Mac Keith Pres, 1991.
3. Ayappa E. Normal Human Locomotion, Part 2: Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity. JPO 1997;9(2):49–60.
4. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: Kinesiological EMG. Gait Posture 2001;14:61–70.
5. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part II: Kinematics. Gait Posture 2002;16:159–79.
6. Sutherland D.H. The evolution of clinical gait analysis part III: Kinetics and energy assessment. Gait Posture 2005;21:447–61.
7. Farley CT, Ferris DP. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. Exerc Sport Sci Rev 1998;26:253–85.
8. Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. Curr Orthop 2002;16:165–79.
9. Standring S. Gray's anatomy. 39. baskı. Elsevier Limited. İspanya. 2005.
10. Arıncı K, Elhan A. Anatomi 1. Cilt. 3. baskı. Ankara: Güneş Kitabevi, 2001.
11. Snell RS (Çeviri Editörü: M. Yıldırım). Tıp fakültesi öğrencileri için klinik anatomi. 1. baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri & Yüce Yayınları; 1998.
12. Gövsa Gökmen F. Sistemik anatomi. 1. baskı. İzmir Güven Kitabevi. İzmir. 2003.
13. Cibulka MT. Understanding sacroiliac joint movement as a guide to the management of a patient with unilateral low back pain. Man Ther 2002;7(4):215–21.
14. Cohen SP. Sacroiliac joint pain: A comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. Anesth Analg 2005;101:1440–53.
15. Phillips ATM, Pankaj P, Howie CR, Usmani AS, Simpson AHRW. Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. Med Eng Phys. In press 2006.
16. Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Variations of stress in pelvic bone during normal walking, considering all active muscles. Trends Biomater Artif Organs 2004;17:48–53.
17. Daniel M, Iglic A, Kralj-Iglic V. The shape of acetabular cartilage optimizes hip contact stress distribution. J Anat 2005;207:85–91.
18. Wooley PH, Grimm MJ, Radin EL. The structure and function of joints. In: Kopman WJ, Moreland LW (Eds). Arthritis & Allied Conditions: A Textbook of Rheumatology Vol.1. 15th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005: p.149–73.
19. Akdere H. Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin hareket genişliklerinin ölçümü (tez).Edirne: TÜ Tıp Fak; 1998.
20. Bachtar F, Chen X, Hisada T. Finite element contact analysis of the hip joint. Med Bio Eng Comput 2006;44(8):643 – 51.
21. Antolic V, Kralj-Iglic V, Iglic A, Pompe B. Hip biomechanics in orthopaedic clinical practice. Cell Mol Biol Lett 2002;7(2):311–5.
22. Andriacchi TP, Hurwitz DE. Gait Biomechanics and the Evolution of Total Joint Replacement. Gait Posture 1997;5:256–64.
23. Kaku N, Tsumura H, Taira H, Sawatari H, Torisu T. Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model. J Orthop Sci 2004;9:264–9.
24. Üstüner Y. Total diz artroplastisi erken dönem sonuçları (tez). İstanbul: Haseki Eğit. Ve Araş. Hast; 2006.
25. Enercan M. Total diz artroplastisi orta dönem sonuçlarımız (tez). İstanbul: Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğit. Ve Araş. Hast; 2004.

26. Gürer G, Seçkin B. Diz biyomekaniği. Romatizma 2001;16(2):114–24.
27. Goldblatt JP, Richmond JC. Anatomy and biomechanics of the knee. Oper Tech Sports Med 2003;11(3):172–86.
28. Aktaş N. Yetişkin Türk kadın ve erkeklerinde ayak yapısının plantogramla incelenmesi (tez). Edirne: TŪ Tıp Fak; 1991.
29. Yıldırım M. Yetişkin Türk kadın ve erkeklerinde ayak (pes) ölçümü (tez). İstanbul: İÜ Cerrahpaşa Tıp Fak; 1984.
30. Aquino A, Payne C. Function of the plantar fascia. The Foot 1999;9:73–8.
31. Bartold SJ. The plantar fascia as a source of pain – biomechanics, presentation and treatment. J Bodywork Mov Ther 2004;8:214–26.
32. Yeni Oxford Resimli Ansiklopedik Sözlük. Cilt 2. 3. baskı. İstanbul: Yılmaz Yayınları; 1990. p.519.
33. Longman Illustrated Science Dictionary. 6th ed. Beyrut: York Pres; 1988. p.14–29.
34. Panjabi MM, White AA. Biomechanics in the musculoskeletal system. 1. baskı. Pennsylvania: Churchill Livingstone, 2001.
35. <http://www.onlinefizik.com>
36. Rosenbaum D, Becker HP. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. J Foot Ankle Surg 1997;3:1–14.
37. <http://tr.wikipedia.org>
38. Pease WS, Bowyer BL, Kaydan V. Human Walking. In: DeLisa JA, Gans BM, (Eds.). Physical Medicine & Rehabilitation: Principles and Practice. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
39. Guyton AC (Çeviri: N. Gökhan, H. Çavuşoğlu). Tıbbi Fizyoloji. Cilt 1. 7th ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 1989.
40. Gage JR. Gait analysis – An essential tool in the treatment of cerebral palsy. Clin Orthop Relat Res 1993;288:126–34.
41. 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;16:215–32.
42. Erdoğan CB, Tüzün Ş. Yaşlılarda Yürüme Kinematiği. Geriatri 2001;4(1):33–9.
43. Ayyappa E. Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. JPO 1997;9(1):10–7.
44. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. 2. baskı. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.
45. Capaday C. The special nature of human walking and its neural control. Trends Neurosci 2002;25:370–6.
46. Mills PM, Barrett RS. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. Hum Mov Sci 2001;20:427–46.
47. Kerrigan DC, Riley PO, Lelas JL, DellaCroce U. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. Arch Phys Med Rehabil 2001;82:217–20.
48. DellaCroce U, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. Gait Posture 2001;14:79–84.
49. Kerrigan DC, DellaCroce U, Marciello M, Riley PO. A refined view of the determinants of gait: Significance of heel rise. Arch Phys Med Rehabil 2000;81(8):1077–80.
50. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. Gait Posture 2003;17:1–17.

51. Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum Mov Sci* 2004;22(6):597–610.
52. Zhao L, Zhang L, Wang L, Wang J. Three-dimensional Motion of the pelvis during human walking. *Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation: 2005; Niagara Falls, Canada: 335–39.*
53. Vaughan CL. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J Biomech* 2003;36:513–23.
54. Gard SA, Childress DS. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(1):26–32.
55. Johanson MA, Wooden M, Catlin PA, Hemard L, Lott K, Romalino R, Stillman T. Effects of gastrocnemius stretching on ankle dorsiflexion and time-to heel-off during the stance phase of walking. *Physical Therapy in Sport* 2006;7:93–100.
56. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 2003;17:159–69.
57. Hof AL. Muscle mechanics and neuromuscular control. *J Biomech* 2003;36:1031–38.
58. Zajac FE. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *J Biomech* 2002;35:1011–18.
59. Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture* 2004;19:194–205.
60. Michel V, Do MC. Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neurosci Lett* 2002;325:139–43.
61. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science*. 4th ed. ABD: McGraw-Hill, 2000.
62. Editorial: Human gait as a step in evolution. *Brain* 2002;125:2589–90.
63. Dietz V. Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends Neurosci* 2002;25:462–7.
64. Duysens J, Van de Crommert HWAA, Smits-Engelsman BCM, Van der Helm FCT. A walking robot called human: lessons to be learned from neural control of locomotion. *J Biomech* 2002;35:447–53.
65. Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, Requejo PS, Dobkin BH, Edgerton VR. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol* 1997;77:797–811.
66. Yang JF, Gorassini M. Spinal and brain control of human walking: Implications for retraining of walking. *Neuroscientist* 2006;12:379–89.
67. Pearson KG. Generating the walking gait: role of sensory feedback. *Prog Brain Res* 2004;143:123–9.
68. Hanakawa T. Neuroimaging of standing and walking: Special emphasis on Parkinsonian gait. *Parkinsonism Relat Disord* 2006;12(2):70–5.
69. Vaughan CL, Langerak NG, OMalley MJ. Neuromaturation of human locomotion revealed by non-dimensional scaling. *Exp Brain Res* 2003;152:123–7.
70. Miyashita K, Sooyol O, Kazunori H. Evolutionary generation of human-like bipedal locomotion. *Mechatronics* 2003;13:791–807.
71. Paul C. Sensorimotor control of bipedal locomotion. *Adapt Behav* 2005;13:67–80.
72. Zehr EP. Neural control of rhythmic human movement: The common core hypothesis. *Exerc Sport Sci Rev* 2005;33:54–60.
73. Ferris DP, Huang HJ, Kao PC. Moving the arms to activate the legs. *Exerc Sport Sci Rev* 2006;34(3):113–20.
74. Guyton AC (Çeviri: N. Gökhan, H. Çavuşoğlu). *Tıbbi Fizyoloji*. Cilt 2. 7th ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 1989.

75. Sorensen KL, Hollands MA, Patla AE. The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion. *Exp Brain Res* 2002;143:24–34.
76. Stephens MJ, Yang JF. Loading during the stance phase of walking in humans increases the extensor EMG amplitude but does not change the duration of the step cycle. *Exp Brain Res* 1999;124:363–70.
77. Taner D. Fonksiyonel nöroanatomi. Ankara: Odtü Yayıncılık, 2004.
78. Burt AM. Textbook of neuroanatomy. Pennsylvania: W.B. Saunders Company, 1993.
79. Thach WT, Bastian AJ. Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. *Prog Brain Res* 2004;143:353–66.
80. Sutherland D. The development of mature gait. *Gait Posture* 1997;6:163–70.
81. Keen M. Early development and attainment of normal mature gait. *JPO* 1993;5(2):35–8.
82. Okamoto T, Okamoto K, Andrew PD. Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait Posture* 2003;17:18–27.
83. Yaguramaki N, Kimura T. Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture* 2002;16:69–77.
84. Hallems A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture* 2006;23:142–8.
85. Hausdorff JM, Zemani L, Peng CK, Goldberger AL. Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J Appl Physiol* 1999;86(3):1040–7.
86. Chou PH, Chou YL, Su FC, Huang WK, Lin TS. Normal gait of children. *Biomedical Engineering Applications, Basis Communications* 2003;15:28–31.
87. Prince F, Corriveau H, Hebert R, Winte DA. Gait in the elderly. *Gait Posture* 1997;5(2):128–35.
88. Gündüz H. Yaşlılarda postür ve yürüme. *Geriatrici* 2000;3(4):155–62.
89. Riley PO, DellaCroce U, Kerrigan DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture* 2001;14(3):264–70.
90. Martin RB. A Genealogy of Biomechanics. <http://www.asbweb.org/html/about/history/Biomechanics%20History.htm>
91. History of Biomechanics and Kinesiology. <http://www.usd.edu/~jarichar/HIST.html>
92. Bennett MR. The early history of the synapse: from Plato to Sherrington. *Brain Res Bull* 1999;50:95–118.
93. History of Biomechanics. <http://www.hhs.utoledo.edu/kinesiology/classes/history.pdf>
94. http://classics.mit.edu/Aristotle/gait_anim.1b.txt
95. Thurston AJ. Giovanni Borelli and the study of human movement: An historical review. *Aust NZ J Surg* 1999;69:276–88.
96. Pope MH. Giovanni Alfonso Borelli-The Father of Biomechanics [Historical Perspective]. *Spine* 2005;30:2350–5.
97. History of the Study of Locomotion - The Age of Enlightenment. <http://www.univie.ac.at/cga/history/enlightenment.html>
98. Notes from the archives. <http://isbweb.org/o/content/view/80/74/>
99. Bregler C, Malik J, Pullen K. Twist Based Acquisition and Tracking of Animal and Human Kinematics. *Int J Comput Vis* 2004;56:179–94.
100. History of the study of locomotion - Post World War II. <http://www.univie.ac.at/cga/history/enlightenment.html>
101. History of the study of locomotion - Post World War II. <http://www.univie.ac.at/cga/history/ww2.html>

102. History of the Study of Locomotion - The Modern Era.
<http://www.univie.ac.at/cga/history/modern.html>
103. Katoh Y, Chao EYS, Laughman RK, Schneider E, Morrey BF. Biomechanical analysis of foot function during gait clinical applications. *Clin Orthop* 1983;177:23–33.
104. Randolph AL, Nelson M, Akkapeddi S, Levin A, Alexandrescu R. Reliability of measurements of pressure applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:573–8.
105. Cordero AF, Kopman HJFM, van der Helm FCT. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *J Biomech* 2004;37:1427–32.
106. Kljajic M, Krajnik J. The use of ground reaction measuring shoes in gait evaluation. *Clin Phys Physiol Meas* 1987;8:133–42.
107. Force Measurement System Zebris FMS Technical data and operating instructions.
108. İstanbul Büyükşehir Belediyesi İstanbul İmar Yönetmeliği.
www.spo.org.tr/html2/MEVZUAT/IMAR_VE_PLANLAMA/ISTANBUL_IMAR_YONETMELIGI.doc
109. Kellis E. Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait Posture* 2001;14:92–7.
110. Jacob HAC. Forces acting on the forefoot during normal gait—an estimate. *Clin Biomech* 2001;16:783–92.
111. Hunt AE, Smith RM, Torode M, Keenan AM. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech* 2001;16:592–600.
112. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture* 2002;15:1–9.
113. Chou LS, Draganich LF. Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over an obstacle. *Gait Posture* 1998;8:186–204.
114. Chen HL, Lu TW. Comparisons of the joint moments between leading and trailing limb in young adults when stepping over obstacles. *Gait Posture*;2006;23:69–77.
115. Begg RK, Sparrow WA, Lythgo ND. Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles. *Gait Posture* 1998;7:99–109.
116. Armand, M. Huissoon, J.P. Patla, A.E. Stepping over obstacles during locomotion: insights from multiobjective optimization on set of input parameters. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1998;6:43–52.
117. Chen H, Ashton-Miller J A, Alexander MD, Schultz AB. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *J Gerontol* 1991;46:196-203.
118. Redfern MS, Cham R, Gielo-Perczak KG, Gronqvist R, Hirvonen M, Lanshammar H, Marpet M, Pai CYC, Powers C. Biomechanics of slips. *Ergonomics* 2001;44(13):1138-66.
119. Hanson JP, Redfern MS, Mazumdar M. Predicting slips and falls considering required and available friction. *Ergonomics* 1999;42:1619–33.
120. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech* 2004;19:145–52.
121. Hurd WJ, Chmielewski TL, Axe MJ, Davis I, Snyder-Mackler L. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech* 2004;19:465–72.
122. DeMont RG, Lephart SM. Effect of sex on preactivation of the gastrocnemius and hamstring muscles. *Br J Sports Med* 2004;38:120–4.
123. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman JR. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech* 2003;18:662–9.

124. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77:2–7.
125. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech* 2001;16:438–45.
126. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:1745–50.
127. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Vianello RM, Seiwert SL, Hewett TE. A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech* 2006;21:33–40.
128. Ferber R, Davis IM, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 2003;18:350–7.
129. Kerrigan DC, Riley PO, Nieto TJ, Della Croce U. Knee joint torques; comparison between women and men during barefoot walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:1162–5.
130. Sparrow WA, Tirosh O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait Posture* 2005;22:362–71.
131. Nadeau S, McFadyen BJ, Malouin F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clin Biomech* 2003;18:950–9.
132. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62:749–57.
133. Coley B, Najafi B, Paraschiv-Ionescu A, Aminian K. Stair climbing detection during daily physical activity using a miniature gyroscope. *Gait Posture* 2005;22:287–94.
134. Hamel KA, Okita N, Bus SA, Cavanagh PR. A Comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics* 2005;48:1047–56.
135. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture* 2002;15:32–44.
136. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stussi E, Kramers-de Quervain IA. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait Posture* 2005;21:24–38.
137. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000;12:34–45.
138. Grouios G. Footedness as a potential factor that contributes to the causation of corn and callus formation in lower extremities of physically active individuals. *The Foot* 2005;15:154–62.
139. Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, Andre JM. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait Posture* 2002;16:304–12.
140. Zverev YP. Spatial parameters of walking gait and footedness. *Ann Hum Biol* 2006;33:161–76.
141. Cigali BS, Ulucam E, Yilmaz A, Cakiroglu M. Comparison of asymmetries in ground reaction force patterns between normal human gait and football players. *Biol Sport* 2004;21:241–8.
142. Zachazewski JE, Krebs DE, Riley PO. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent in healthy subjects. *J Rehabil Res Dev* 1993;30:412–22.
143. Perttunen JR, Anttila E, Sodergard J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Sports* 2004;14:49–56.

144. Christina KA, Cavanagh PR. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: Effects of age and illumination. *Gait Posture* 2002;15:153–8.
145. Wervey RA, Harris GF, Wertsch JJ. Plantar pressure characteristics during stair climbing and descent. *Proceedings - 19th International Conference-IEEE/EMBS: 1997 Oct 30-Nov 2; Chicago, IL, USA.*

RESİMLEMELER LİSTESİ

Şekil 1. 1- Art. talocruralis'in eksenini, 2- Art. talocalcaneonavicularis'in eksenini	8
Şekil 2. Ayak kemerleri	9
Şekil 3. Yürümede hız ve mesafe ölçümleri ile ilgili terimler	14
Şekil 4. Yürümenin çift destek ve tek destek dönemleri arasındaki ilişki	16
Şekil 5. İlk değme evresi	17
Şekil 6. Yüklenme evresi	18
Şekil 7. Basma ortası evresi, başı ve sonu	19
Şekil 8. Basma sonu evresi	20
Şekil 9. Salınım öncesi evresi	21
Şekil 10. Erken salınım evresi	22
Şekil 11. Salınım ortası evresi	23
Şekil 12. Salınım sonu evresi	24
Şekil 13. Pelvik rotasyon	25
Şekil 14. Pelvik düşme	26
Şekil 15. Basma döneminde diz fleksiyonu	26
Şekil 16. Ayak bileğinde dönme mekanizması	28
Şekil 17. Ayak tabanındaki ölçüm bölgelerini ifade eden sayılar	53
Resim 1a. Ayak bileğinde dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon	8
Resim 1b. Ayağın eversiyonu ve inversiyonu	8
Resim 2. Zebris Kuvvet Ölçüm Sistemi	52
Resim 3. Dört basamaktan oluşan merdiven modelimiz	54
Resim 4. Kaldırım taşı modeli	55
Resim 5. Ahşap kapı eşiği modeli	56
Resim 6. Yürüme parkuru ve üzerindeki yapışkan bant	56
Resim 7. Kablo Adaptörünün kalibrasyon yapılan üst yüzü	58
Tablo 1. Ölçümlere katılan öğrencilerin yaş, boy ve vücut ağırlığı ile ilgili verileri	52
Tablo 2. Tüm deneklerde 0 cm engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması	62

Tablo 3. Tüm deneklerde kapı eşiği engelini geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması	62
Tablo 4. Tüm deneklerde 0 cm ve kapı eşiği engellerini geçen ayaklara ait verilerin karşılaştırılması	63
Tablo 5. Kadınlarda 0 cm engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması	63
Tablo 6. Kadınlarda kapı eşiği engelini geçme sırasında, engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması	64
Tablo 7. Kadınlarda 0 cm ve kapı eşiği engellerini geçen ayaklara ait verilerin karşılaştırılması	64
Tablo 8. Erkeklerde 0 cm engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması	65
Tablo 9. Erkeklerde kapı eşiği engelini geçme sırasında, engeli geçen ayağa ait veriler ile düz zeminde yürüme sırasında elde edilen verilerin karşılaştırılması	65
Tablo 10. Erkeklerde 0 cm ve kapı eşiği engellerini geçen ayaklara ait verilerin karşılaştırılması	65
Tablo 11. Kadın ve erkeklerde düz zeminde yürüme sırasında ölçülen YTK değerleri	66
Tablo 12. Kadın ve erkeklerde 0 cm.lik engel geçme sırasında ölçülen YTK değerleri	66
Tablo 13. Kadın ve erkeklerde kapı eşiği geçme sırasında ölçülen YTK değerleri	67
Tablo 14. Kadın ve erkeklerde kaldırıma çıkma sırasında ölçülen YTK değerleri	67
Tablo 15. Kadın ve erkeklerde merdiven çıkma sırasında ölçülen YTK değerleri	67
Tablo 16. Kadın ve erkeklerde merdiven inme sırasında ölçülen YTK değerleri	68
Tablo 17. Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri	68
Tablo 18. Deneklerin tümünde 0 cm engel geçme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri	69
Tablo 19. Deneklerin tümünde kapı eşiği geçme sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri	69
Tablo 20. Deneklerin tümünde kaldırıma çıkma sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri	69
Tablo 21. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında sağ ve sol ayakta ölçülen YTK değerleri	70
Tablo 22. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında sağ ve sol ayakta	

ölçülen YTK değerleri	70
Tablo 23. Kadınlarda düz zeminde yürüme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	71
Tablo 24. Kadınlarda 0 cm.lik engel geçme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	71
Tablo 25. Kadınlarda kapı eşiği geçme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	71
Tablo 26. Kadınlarda kaldırıma çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	72
Tablo 27. Kadınlarda merdiven çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	72
Tablo 28. Kadınlarda merdiven inme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	72
Tablo 29. Erkeklerde düz zeminde yürüme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	73
Tablo 30. Erkeklerde 0 cm.lik engel geçme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	73
Tablo 31. Erkeklerde kapı eşiği geçme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	74
Tablo 32. Erkeklerde kaldırıma çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	74
Tablo 33. Erkeklerde merdiven çıkma sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	74
Tablo 34. Erkeklerde, merdiven inme sırasında, sağ ve sol ayakta	
ölçülen YTK değerleri	75
Tablo 35. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında tüm basamaklarda	
elde edilen YTK değerleri	76
Tablo 36. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında tüm basamaklarda	
elde edilen YTK değerleri	77
Tablo 37. Tüm deneklerde kaldırıma çıkma ve merdivenin 1. basamağına	
çıkma sırasında elde edilen YTK değerleri	78
Tablo 38. Kadınlarda kaldırıma çıkma ve merdivenin 1. basamağına	
çıkma sırasında elde edilen YTK değerleri	78
Tablo 39. Erkeklerde kaldırıma çıkma ve merdivenin 1. basamağına	

çıkma sırasında elde edilen YTK değerleri	79
Grafik 1. Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri	81
Grafik 2. Deneklerin tümünde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan maksimum YTK'lerine ortalama ulaşılma süreleri	81
Grafik 3. Kadınlarda düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri	83
Grafik 4. Kadınlarda düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan maksimum YTK'lerine ortalama ulaşılma süreleri	84
Grafik 5. Erkeklerde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri	84
Grafik 6. Erkeklerde düz zeminde yürüme ve engelleri geçme sırasında maruz kalınan maksimum YTK'lerine ortalama ulaşılma süreleri	85
Grafik 7. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında her bir basamakta maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri	96
Grafik 8. Deneklerin tümünde merdiven inme sırasında her bir basamakta maruz kalınan maksimum YTK değerlerine ortalama ulaşılma süreleri	97
Grafik 9. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında her bir basamakta maruz kalınan ortalama maksimum YTK değerleri	98
Grafik 10. Deneklerin tümünde merdiven çıkma sırasında her bir basamakta maruz kalınan maksimum YTK değerlerine ortalama ulaşılma süreleri	99
Grafik 11. Deneklerin tümünde merdiven 1. basamağına çıkma ve kaldırma çıkma sırasında maruz kalınan maksimum YTK değerlerine ortalama ulaşılma süreleri	100

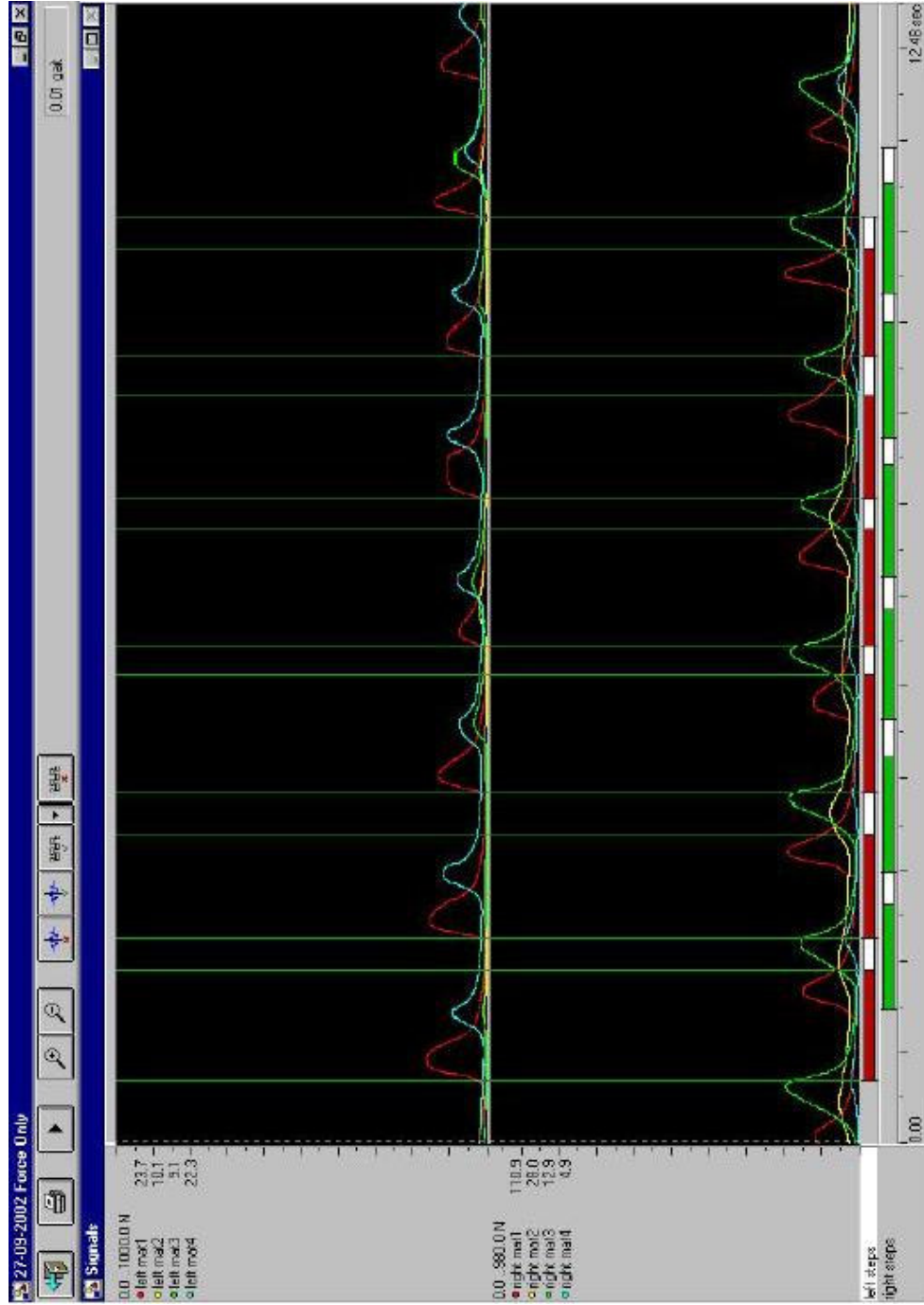
ÖZGEÇMİŞ

17.07.1974 tarihinde Uzunköprü’de doğdum. 1980–1985 yılları arasında ilkokul eğitimimi Uzunköprü Kadripaşa İlköğretim Okulunda tamamladım. 1985 yılında ortaokul ve lise eğitimime başladığım Edirne Anadolu Lisesinden 1992 yılında mezun oldum. Aynı yıl eğitime başladığım Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesini 1999 yılında bitirdim. 1999–2001 yılları arasında Bilecik, Yenipazar Sağlık Ocağı’nda pratisyen hekim olarak görev yaptım. 2001 yılında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Morfoloji Anabilim Dalı Anatomi Programı’na kaydoldum ve aynı zamanda Anatomi Anabilim Dalı’nda Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladım. Halen aynı görevi sürdürmekteyim.

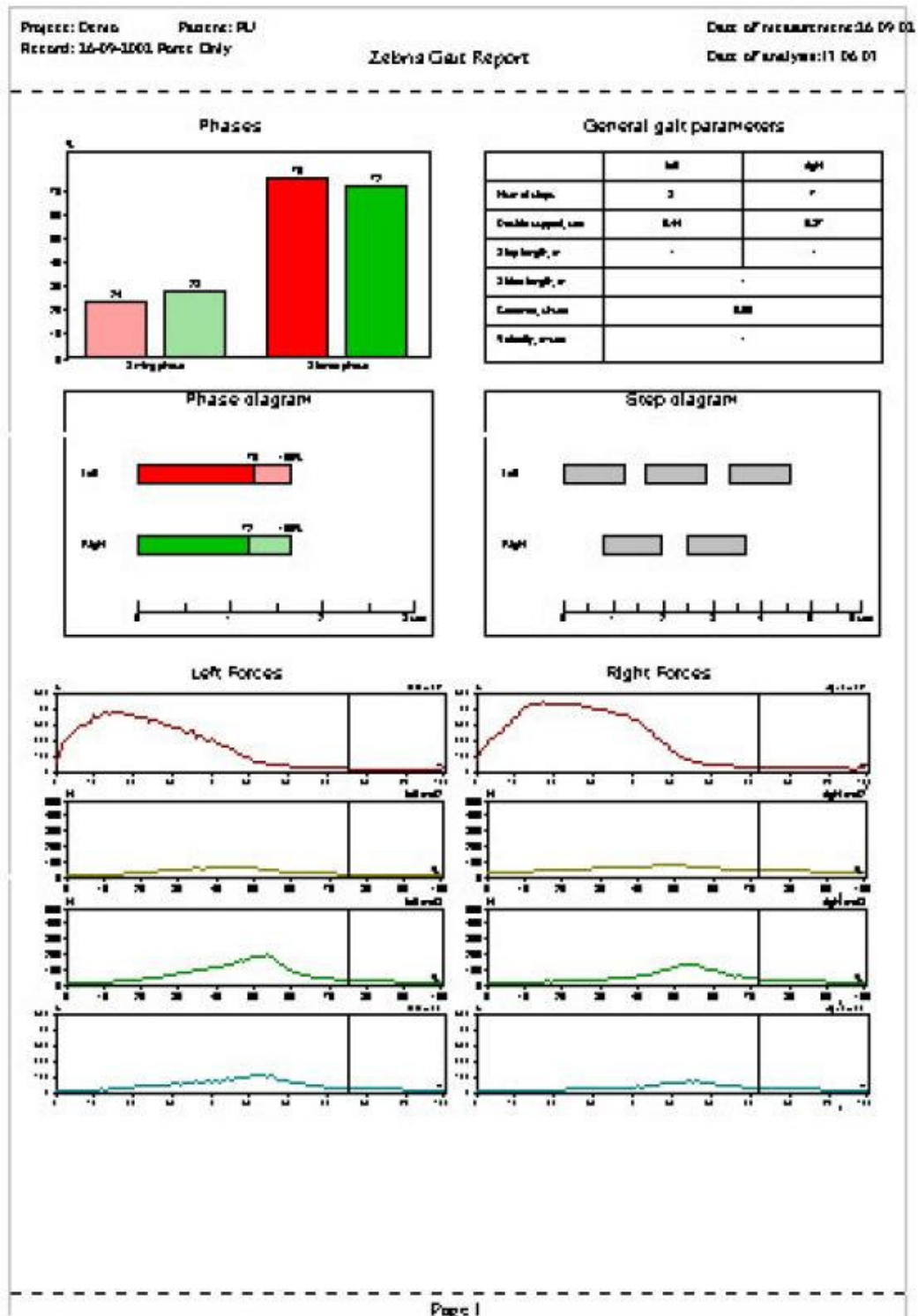
EKLER

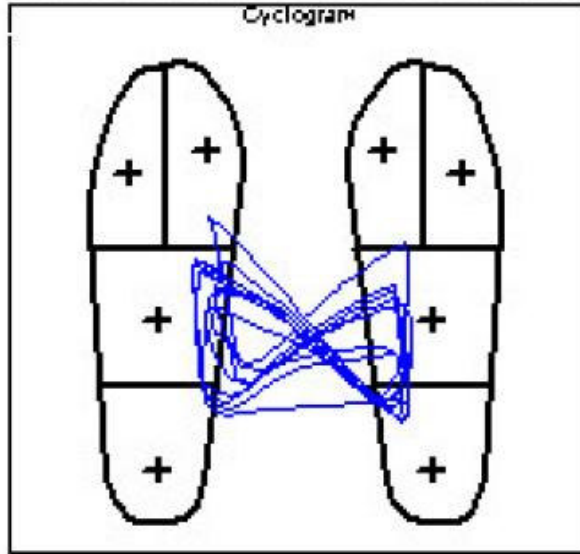
Ek 1. Wingait Yürüme Analiz Programı	119
Ek 2. Wingait Yürüme Analiz Programı Raporları	120-121
Ek 3. Tez konusundaki değişiklik hakkındaki TÜ SBE Yönetim Kurulu kararı	122
Ek 4. TÜ Tıp Fakültesi Etik Kurul kararı	123

Ek 1. Wingait Yürüme Analiz Programı

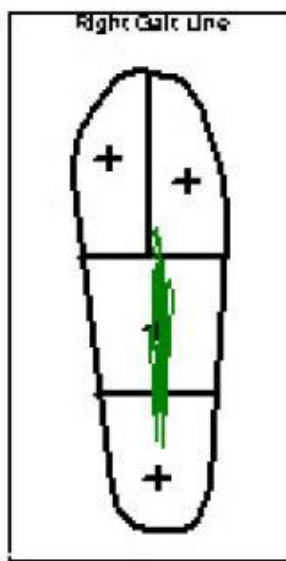
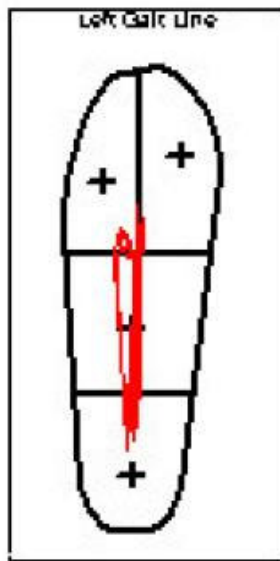


Ek 2. Wingait Yürüme Analiz Programı Raporları





Parameter	7000/7000 Issue Only	
	Left	Right
Cell line length	42-8	41-2
3 high stepped line	26-2	24-8
# of pedal position	-8	
# of pedal stability	8	
Label symmetry	-8	
Label stability	-2	



Patient Comments

Record Comments

Ek 3.

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÖNETİM KURULU KARARLARI

TOPLANTI TARİHİ : 19/10/2005
TOPLANTI SAYISI : 21

KARAR1:

Anatomi Anabilim Dalı Başkanlığının 12/10/2005 tarih ve 2005-144 sayılı yazısı ve ekleri görüşüldü.

Anatomi doktora öğrencisi Dr. Cüneyt BOZER'in "**Genç Erişkinlerde Günlük Aktivite Sırasında Yapılan Bazı Hareketlerin Üç Boyutlu Kinematik Analizi**" konulu tez çalışmasında Cihazının sürekli arıza yapması ithalatçı firma ve yurtdışındaki imalatçı firma ile gerçekleştirilen temaslardan netice alınamaması nedeniyle tez konusunda değişikliğe gidilmesine ve yeni tez başlığının "**Genç Erişkinlerde Günlük Aktivite Sırasında Yapılan Bazı Hareketlerin Kinetik Analizi**" şeklinde değiştirilmesinin uygun olduğuna mevcudun oy birliği ile karar verildi.

KARAR2:

Anatomi Anabilim Dalı Başkanlığının 14 Ekim 2005 tarih ve 2005-145 sayılı yazısı görüşüldü.

Anatomi Anabilim Dalı doktora programına kayıtlı doktora öğrencisi Dr. Cumhuri KILINÇER'e tez danışmanı olarak Lisansüstü Yönetmeliğimizin 20-a) maddesi gereğince Prof. Dr. Oğuz TAŞKINALP' in atanmasına mevcudun oybirliği ile karar verildi.

ASLININ AYNI DİR

Talat TAŞKAN
Enstitü Sekreteri

Ek 4.



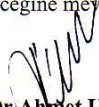
T.C
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKULTESİ
ETİK KURUL KARARLARI

Oturum Sayısı : 07

Karar Tarihi : 13.05.2004

6-Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu 13.05.2004 tarihinde “Genç Erişkinlerde Günlük Aktivite Sırasında Yapılan Bazı Haraketlerin üç Boyutlu Kinematik Analizi” adlı TÜTFEK-2004/ 061 protokol no.lu Araş. Gör.Dr.Cüneyt BOZER’in tez çalışmasını incelemek üzere toplandı. Toplantıya Ecz.İmran OĞUZ mazereti nedeniyle katılmadı. Diğer üyelerin katılımıyla çalışmanın incelenmesine geçildi.

Yapılan inceleme sonucunda çalışmanın Fakültemiz Anatomi Anabilim Dalında yapılacağı ve sorumlusunun Yrd.Doç.Dr.Bülent Sabri CIGALI olduğu; Araştırma protokolünün amaç, yaklaşım, gereç ve yöntemler ile gönüllü bilgilendirme metni dikkate alınarak incelenmesi sonucunda; Helsinki Deklerasyonu Kararlarına, Hasta Hakları Yönetmeliğine ve etik kurallara uygun olarak hazırlandığına ve yapılabileceğine mevcudun oybirliği ile karar verildi.


Prof.Dr.Ahmet ULUGÖL
BAŞKAN
(Farmakolog)

Prof.Dr.Ahmet TEZEL
Klinisyen Üye
İç Hastahkları Uzmanı

Yrd.Doç.Dr. Ümit N. BAŞARAN
Klinisyen Üye
Çocuk Cerrahisi Uzmanı

Yrd. Doç. Dr. Cengiz TUĞLU
Klinisyen Üye
Psikiyatri Uzmanı

Yrd. Doç. Dr. Şemsi ALTANER
Üye
Patalog

Yrd.Doç.Dr.Sevgi ESKİOCAK
Biyokimya Uzmanı

Ecz.İmran OĞUZ
Üye
Eczacı
katılmadı

Posta Adresi :
Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı
Güllapoğlu Yerleşkesi
22030 EDİRNE

Tel: (0-284) 235 76 41 (9 Hat) Fax: (0-284)2357652